

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV AKTIVNÍ SUPINACE/PRONACE ZÁNOŽÍ NA ROTACI V KYČELNÍM
KLOUBU A POSTAVENÍ PÁNVE BĚHEM KROKOVÉHO CYKLU

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Dorota Martynková, fyzioterapie

Vedoucí práce: MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

Olomouc 2011

Jméno a příjmení: Bc. Dorota Martynková

Název diplomové práce: Vliv aktivní supinace/pronace zánoží na rotaci v kyčelním kloubu a postavení pánve během krokového cyklu

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt

Teoretická část diplomové práce se zabývá funkční anatomií pánve a kloubů dolní končetiny, kineziologií a kinematikou krokového cyklu a kinematickou analýzou chůze. Součástí této práce je výzkumná část, která je zaměřena na vliv aktivní supinace a pronace zánoží na rotaci v kyčelním kloubu a na postavení pánve během krokového cyklu. Měření probíhalo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Pro měření byl použit kamerový systém Vicon MX. Měření se účastnilo 30 studentů (UP Olomouc) mužského pohlaví v průměrném věku 23,8 let. Při výzkumu byly zjištěny statisticky významné rozdíly v pohybech pánve v sagitální a frontální rovině a v pohybech kyčelního kloubu v transverzální rovině během přirozené chůze, chůze s aktivní pronací zánoží a chůze s aktivní supinací zánoží. V transverzální rovině byly rozdíly v pohybu pánve statisticky nevýznamné.

Klíčová slova: supinace, pronace, chůze, krokový cyklus, kinematická 3D analýza

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci služeb knihovny

Author's first name and surname: Bc. Dorota Martynková

Title of the master thesis: The influence of active supination/pronation of hindfoot on the rotation in hip joint and on pelvic position during gait cycle

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

The year of thesis defence: 2011

Abstract

Theoretical part of the thesis deals with the functional anatomy of pelvis and joints of lower extremity and with the kinesiology and kinematics of gait cycle and kinematic analysis of walking. Research part of this thesis focuses on the influence of active supination and pronation of hindfoot on the rotation in hip joint and on pelvic position during gait cycle. The measurement took place at the Department of Science in kinanthropology of the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc. Vicon MX camera system was used for the measurement. 30 male students (UP Olomouc) in average age of 23.8 years participated in the measurement. During the research, statistically relevant differences were found in pelvic movement in sagittal and frontal plane and in hip joint movement in transverse plain during natural walking, walking with active pronation of hindfoot and walking with active supination of hindfoot. The differences in pelvic movement in transverse plane were statistically irrelevant.

Key words: supination, pronation, gait, gait cycle, three-dimensional kinematic analysis

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

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Ivana Vařeky, uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 05. května 2011

.....

Poděkování

Ráda bych poděkovala všem, kteří přispěli ke vzniku této diplomové práce. Děkuji vedoucímu práce MUDr. Ivanu Vařekovi za odbornou pomoc, vstřícný přístup, ochotu a cenné rady, které mi při zpracování diplomové práce poskytl.

OBSAH

| | |
|---|-----------|
| 1 Úvod..... | 9 |
| 2 Funkční anatomie kloubů dolní končetiny..... | 10 |
| 2.1 Pánev..... | 10 |
| 2.1.1 Pohyby v oblasti pánve | 10 |
| 2.1.2 Vliv postury na pánevní pletenec | 11 |
| 2.2 Kyčelní kloub..... | 11 |
| 2.2.1 Orientace hlavice femuru a acetabula | 13 |
| 2.2.2 Funkce svalů v oblasti kyčelního kloubu..... | 14 |
| 2.3 Kolenní kloub..... | 15 |
| 2.4 Proximální a distální tibiofibulární kloub | 17 |
| 2.5 Talokrurální kloub | 18 |
| 2.6 Dolní zánártní kloub | 19 |
| 2.6.1 Subtalární kloub..... | 19 |
| 2.6.2 Transverzotarzální kloub..... | 20 |
| 2.6.3 Funkční vztahy dolního zánártního kloubu | 20 |
| 2.7 Souhrnná funkce kloubů zánoží | 21 |
| 2.8 Tarzometatarzální kloub | 22 |
| 2.9 Klouby předního tarzu | 23 |
| 2.10 Nožní klenba | 23 |
| 2.11 Funkce svalů bérce a nohy | 24 |
| 3 Chůze..... | 26 |
| 3.1 Krokový cyklus | 27 |
| 3.2 Jednotlivá období krokového cyklu..... | 29 |
| 3.2.1 Initial contact (počáteční kontakt) | 29 |
| 3.2.2 Loading response (období zatěžování) | 30 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 3.2.3 | Mid stance (mezistoj)..... | 30 |
| 3.2.4 | Terminal stance (koncový stoj) | 31 |
| 3.2.5 | Preswing (předšvih) | 31 |
| 3.2.6 | Initial swing (počáteční švih) | 32 |
| 3.2.7 | Mid swing (mezišvih) | 33 |
| 3.2.8 | Terminal swing (koncový švih)..... | 33 |
| 3.3 | Časověprostorové parametry chůze | 34 |
| 3.4 | Biomechanika krokového cyklu..... | 34 |
| 3.5 | Pohyb těžiště těla během chůze..... | 35 |
| 3.6 | Kinematika krokového cyklu | 35 |
| 3.6.1 | Kinematika hlezenního kloubu a nohy během krokového cyklu | 35 |
| 3.6.2 | Kinematika kolenního kloubu během krokového cyklu | 37 |
| 3.6.3 | Kinematika kyčelního kloubu během krokového cyklu | 38 |
| 3.6.4 | Kinematika pánve během krokového cyklu | 38 |
| 4 | Kinematická analýza chůze..... | 40 |
| 4.1 | Kinematická 3D analýza pohybu | 41 |
| 5 | Cíl výzkumu a výzkumné otázky..... | 43 |
| 5.1 | Cíl výzkumu | 43 |
| 5.2 | Výzkumné otázky..... | 43 |
| 6 | Metodika výzkumu..... | 44 |
| 6.1 | Charakteristika zkoumaného souboru | 44 |
| 6.2 | Použitá technická zařízení..... | 44 |
| 6.3 | Příprava snímaného prostoru - kalibrace systému..... | 45 |
| 6.4 | Průběh a organizace měření | 45 |
| 6.5 | Zpracování získaných dat | 46 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 7 | Výsledky měření..... | 48 |
| 7.1 | Pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině | 49 |
| 7.2 | Pohyb pánve v sagitální rovině | 51 |
| 7.3 | Pohyb pánve ve frontální rovině | 53 |
| 7.4 | Pohyb pánve v transverzální rovině | 55 |
| 8 | Diskuze..... | 57 |
| 9 | Závěr..... | 61 |
| 10 | Shrnutí..... | 63 |
| 11 | Summary..... | 64 |
| 12 | Referenční seznam..... | 65 |
| 13 | Přílohy..... | 68 |

1 Úvod

Lidská chůze je jeden z nejpřirozenějších pohybových projevů člověka. Představuje tedy nejběžnější způsob pohybu a tvoří nezbytnou součást každodenního života. Lidská chůze je jedním z nejtěžších pohybových úkolů, které se učíme, avšak po jejím zvládnutí se stává takřka podvědomou činností (Olsson, 1990). Podle Vařeky a Vařekové (2009) je lidská chůze základním způsobem lidské lokomoce. Chůze je základní pohybovou aktivitou umožňující se člověku přemísťovat z místa na místo. Proto je její význam pro plnohodnotný život člověka nezastupitelný.

Lidská chůze se skládá z krokových cyklů a ty z jednotlivých kroků. Princip chůze tak spočívá v cyklickém vzoru pohybů těla, které se stále opakují, krok za krokem. V důsledku tohoto popisu chůze obvykle pojednává o tom, co se děje v průběhu právě jednoho cyklu s předpokladem, že následující krokové cykly jsou stejné. Avšak chůze je natolik složitý motorický stereotyp, že jednotlivé krokové cykly nejsou totožné. Chůze je tak pro každého jedince zcela individuální (Smidt, 1990). Problematika chůze mne tedy zaujala, protože chůze je považována za nejběžnější způsob pohybu a tvoří nezbytnou součást každodenního života.

Pro svůj velký význam se chůze stala předmětem výzkumu mnoha světových pracovišť. Pro její analýzu existuje několik metod. Nejčastěji se využívá elektromyografii, dynamické metody, ale v neposlední řadě také kinematické metody, mezi které patří 3D videografická vyšetřovací metoda. Systém kinematické analýzy zkoumá kinematiku lidského těla při pohybu. Analýza chůze tak napomáhá ke komplexnímu posouzení sledované činnosti. Všechny tyto metody nám napomáhají objasnit problematiku chůze a odhalit její možné abnormality, které se mohou objevit vlivem poškození pohybového aparátu. Díky tomu dostáváme objektivní informace o provedeném pohybu, a můžeme tak lehce odhalit a kvantifikovat odchylky od normální chůze. Je však těžké definovat pojem „normální“ chůze, neboť každý jedinec se vyznačuje zcela individuálním pohybovým vzorem, což znesnadňuje určení standardu. Přesto lze vysledovat jakýsi „normální“ vzorec chůze a pro většinu proměnných definovat jejich „normální“ rozsahy.

2 Funkční anatomie kloubů dolní končetiny

2.1 Pánev

Ve stoji je pánev nakloněna směrem ventrálním, v úhlu, který podle postoje mírně kolísá. Normální sklon pánve (dosahuje 60°) je úhel mezi rovinou spojující promotorium s horním okrajem symfýzy a horizontální rovinou, který lze zjistit pouze z rentgenového vyšetření. Každé zvýšení pánevního sklonu znamená zvětšení bederní lordózy. Sklon kosti pánevní (dosahuje 40°), je úhel mezi rovinou spojující SIPS s horním okrajem symfýzy a vodorovnou rovinou, který lze měřit přímo. Pánevní pletenec spojují SI kloub, symphysis pubica a ligamenta pánve (lig. inguinale, lig. sacrospinale, lig. sacrotuberale) (Dylevský, 1994).

2.1.1 Pohyby v oblasti pánve

V sagitální rovině dochází v oblasti pánve k anteverzi a retroverzi. Během anteverze se symfýza pohybuje kaudálně a zvětšuje se bederní lordóza. Na tomto pohybu se účastní m. iliopsoas, m. adductor longus et brevis a m. rectus femoris. Při retroverzi pánve je to obráceně, kdy za účasti m. rectus abdominis jde symfýza kranálně a pánev se klopí dorzálně díky aktivitě m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. gluteus maximus a části m. gluteus medius. V tomto případě se bederní lordóza zmenšuje. V rovině frontální dochází k zešikmení pánve. Zvyšuje se tak levý nebo pravý pánevní okraj vlivem aktivity m. gluteus medius a adduktorů kyčelního kloubu. Na zešikmení pánve má rovněž vliv délka končetin a tvar nožní klenby. V horizontální rovině během chůze probíhá rotace pánve kolem vertikální osy. Rotace je výsledkem funkce svalstva dolních končetin, pletence pánevního a hrudního. Torze pánve vzniká tím, že se obě pánevní kosti protisměrně rotují, takže spojnice zadních a předních iliackých spin nejsou rovnoběžné, čehož je umožněno malým pohybem nutačního charakteru v SI kloubech (Kapandji, 1987; Véle, 2006).

V SI kloubu dochází k nutaci a kontranutaci. Při pohybu v SI kloubu mají ligamenta pánve funkční význam. Váha trupu vyklání horní okraj kosti křížové do pánevní dutiny, zároveň jdou kostrč a kaudální konec os sacrum dorzálně. Krátké a tuhé vazy SI kloubu zastaví pohyb horního konce kosti křížové a lig. sacrospinale a lig. sacrotuberale

zabrzdí pohyb křížové kosti dorzálně. Oba tyto vazy tedy omezují kývavé pohyby v SI kloubu (Dylevský, 2009; Kapandji, 1987).

2.1.2 Vliv postury na pánevní pletenec

Ve stoji působí váha trupu na horní ploše obratle S1 a snižuje promontorium. Sakrum je rotováno, dochází k jeho nutaci. Sakrum tedy rotuje kolem osy, kterou tvoří axiální vazy, takže promontorium se přesouvá kaudálně a ventrálně, zatímco špička sakra a vrchol kostrče se přesouvají dorzálně. Kyčelní kosti se zde přibližují a sedací hrboly oddalují. Pohyb je však limitován napětím vazů lig. sacroiliaca anterior a zvláště lig. sacrospinale a lig. sacrotuberale. Reakční síla země způsobuje, že se pánevní kost nakloní dorzálně. Dochází tedy ke kontraktaci sakra. Sakrum rotuje kolem osy, kterou tvoří axiální vazy, a to tak, že se promontorium přesouvá kraniálně a dorzálně, zatímco špička sakra a vrchol kostrče se přesouvají ventrálně. Tady se kyčelní kosti oddalují a sedací hrboly přibližují. Pohyb je limitován napětím zadního sakroiliakálního vazy (Dylevský, 1994; Kapandji, 1987).

Ve stoji na jedné dolní končetině nebo při chůzi dochází k elevaci stejnostranného kyčelního kloubu reakcí podložky (přenesenou opěrnou nohou). Kontralaterální kyčelní kloub je tažen kaudálně vahou volné končetiny. Střet sil se nachází v místě symfýzy. Avšak pevnost symfýzy zamezuje jakémukoliv pohybu (pokud není dislokovaná). Vleže na zádech s extendovanými dolními končetinami se díky natažení flexorů pánve naklápí ventrálně. Špička sakra je tlačena ventrálně, zkracuje se vzdálenost mezi špičkou sakra a sedacím hrbolem. V SI kloubu dochází ke kontraktaci. Vleže na zádech s flektovanými dolními končetinami v kyčelních kloubech tahem hamstringů dochází k dorzálnímu klopení pánve vzhledem k sakru. V SI kloubu dochází k nutaci (Dylevský, 1994; Kapandji, 1987).

2.2 Kyčelní kloub

Jedná se o omezený kulový kloub, který má tři stupně volnosti. Ve srovnání s ramenem je zde menší mobilita, ale větší stabilita. Kolem transverzální osy dochází k flexi a extenzi. Aktivní flexe je menšího rozsahu než flexe pasivní. Rozsah flexe je závislý na postavení kolenního kloubu. Při extendovaném kolenu je aktivní rozsah pohybu

90° a při flektovaném kolenu je aktivní rozsah pohybu 120° a více, pasivní rozsah je až 140°. Flexe v kyčelním kloubu je spojená s posteriorním klopením pánve a oploštěním bederní lordózy. Extenze je omezená tenzí lig. iliofemorale. Při extendovaném kolenním kloubu je aktivní extenze v kyčli (20°) větší, než při flektovaném kolenu, kdy jsou insuficientní hamstringy. Rozsah pasivní extenze je v rozsahu 20-30°. Extenze v kyčelním kloubu je spojená s anteriorním klopením pánve a zvýrazněním bederní lordózy. Kolem osy anteroposteriorní dochází k abdukci a addukci. Abdukce v jednom kyčelním kloubu je automaticky následována abdukci v kyčelním kloubu druhém. Maximum rozsahu mezi oběma dolními končetinami je 90°. Rozsah pohybu do abdukce je kontrolován kontaktem krčku femuru a okrajem acetabula. Většinou však dříve pohyb omezí adduktory kyčelního kloubu, lig. iliofemorale a lig. pubofemorale. Rozsah addukce je 30°. Kolem osy vertikální dochází k zevní (60°) a vnitřní rotaci (30–40°). Rozsah rotace závisí na velikosti úhlu antevertze krčku femuru. U dětí je větší úhel antevertze, tedy větší vnitřní rotace (Kapandji, 1987).

Podle Kapandjiho (1987) je funkce kyčelního kloubu dynamická (dochází zde k pohybu dolní končetiny vůči pánvi a trupu, plní nosnou funkci, při poruchách rozvíjení páteře umožňuje flexi trupu, balančními pohyby přispívá k udržení rovnováhy) a statická (kyčelní kloub zajišťuje optimální přenos sil z trupu na dolní končetinu, kdy váha těla se přenáší z hlavice femuru na diafýzu pomocí ramene páky krčku femuru). Struktura kostní spongiosy je utvářena podle sil působících na kloub.

Dále Kapandji (1987) uvádí, že stabilitu kyčelního kloubu zajišťuje tvar hlavice a kloubní jamky, gravitační síla, atmosférický tlak, vazy a periartikulární svaly. Vazy a periartikulární svaly mají zásadní roli při udržování strukturální integrity kloubu, jejich funkce jsou recipročně vyvážené. Anteriorně je málo svalů, ale jsou zde silná ligamenta, posteriorně je hodně svalů a méně ligament. Akce ligament se liší podle pozice kyčelního kloubu. Ve vzpřímeném stoji nebo při extenzi jsou ligamenta napjatá. Při flexi jsou ligamenta relaxovaná a hlavice femuru tak není pevně tlačena do jamky. Tedy flexe je pozicí instability. Přidá-li se k flexi ještě addukce, tak relativně malá síla v ose femuru může způsobit posteriorní dislokaci kyčelního kloubu. Na stabilitě kyčelního kloubu se rovněž podílejí pelvitrochanterické svaly (m. piriformis, m. obturatorius externus, m. gluteus minimus a medius), které jdou rovnoběžně s osou krčku femuru a zajišťují tak kontakt hlavice femuru a acetabula. Naopak svaly jdoucí longitudinálně (adduktory) mají sklon k dislokaci kyčelního kloubu, především při malformaci acetabula.

Kloubní pouzdro zesilují tyto vazy: anteriorně lig. iliofemorale, lig. pubofemorale a posteriorně lig. ischiofemorale. Lig. iliofemorale ukončuje extenzi kyčelního kloubu a zabraňuje záklonu trupu. Lig. pubofemorale omezuje abdukci a zevní rotaci v kyčelním kloubu a lig. ischiofemorale omezuje addukci a vnitřní rotaci kyčelního kloubu. Ve vzpřímené pozici jsou ligamenta pod mírnou tenzí. Při extenzi jsou všechna ligamenta napjatá, jelikož se navíjejí na krček femuru. Nejvíce je napjatá dolní část lig. iliofemorale, které je v této pozici téměř vertikálně a odpovídá za kontrolu posteriorního klopení pánve. Ve flexi jsou všechna ligamenta relaxovaná. Během zevní rotace se všechna anteriorní ligamenta kyčelního kloubu napínají, zejména ligamenta běžící horozinotálně (iliotrochanterická porce a lig. pubofemorale) a lig. ischiofemorale je ochablé. Opačně tomu je v průběhu vnitřní rotace, kdy všechna anteriorní ligamenta ochabují (zejména iliotrochanterická porce a lig. pubofemorale), zatímco lig. ischiofemorale se napíná. Při addukci se iliotrochanterická porce napíná, lig. pubofemorale je povoleno a inferiorní porce je napnutá pouze mírně. Při abdukci je značně napnuto lig. pubofemorale, naopak iliotrochanterická porce a v menší míře i inferiorní porce jsou relaxovány. Lig. ischiofemorale je napnuto během addukce a během abdukce se tenze zvyšuje (Dylevský, 1994; Kapandji, 1987).

2.2.1 Orientace hlavice femuru a acetabula

Kolodiazární (inklinační) úhel (125°) je úhel, který svírá krček a diafýza kosti stehenní. Osa krčku běží superiorně, mediálně a anteriorně. Torzní (anteverzční) úhel krčku kosti stehenní je jeho pootočení o 10° (Čihák, 2001), $10-30^\circ$ (Kapandji, 1987) dopředu vůči frontální rovině (tato rovina je dána postavením kondylů). Acetabulum je skloněno laterálně, inferiorně a anteriorně. Osa acetabula vytváří úhel $30-40^\circ$ s horizontální rovinou, tedy horní část acetabula přesahuje laterálně hlavicí femuru. Wibergův úhel (30°) svírá osu kostěné části acetabula s vertikálou (Čihák, 2001; Kapandji, 1987).

Kapandji (1987) uvádí, že je-li kyčelní kloub v „neutrální pozici“ (vzpřímený stoj), hlavice femuru není zcela kryta acetabulem, tedy osa krčku a osa acetabula se rozbíhají. Přibližně v 90° flexi, mírné abdukci a zevní rotaci v kyčelním kloubu je osa acetabula v linii s osou krčku femuru, odpovídá tedy pozici na čtyřech, což je ideální fyziologická pozice pro kyčelní kloub.

2.2.2 Funkce svalů v oblasti kyčelního kloubu

Kapandji (1987) rozděluje dvě skupiny flexorů kyčelního kloubu. První skupinu tvoří m. tensor fasciae latae a přední snopce m. gluteus medius a m. gluteus minimus. Tato skupina svalů se ve flexi podílí ještě na abdukci a vnitřní rotaci. Další skupinu tvoří m. iliopsoas, m. pectineus a m. adductor longus, kdy při flexi tyto svaly rovněž působí do addukce a zevní rotace. Během čisté flexe (např. chůze) tyto dvě skupiny musí pracovat jako vyvážené synergisticko-antagonistické skupiny. Kromě m. adductor magnus mají všechny adduktory flekční složku, záleží však, v jaké fázi flexe je dolní končetina. Na flexi se podílí m. gracilis (při 40° flexi), m. adductor brevis a m. adductor longus (při 50° flexi), m. piriformis (při 60° flexi), m. pectineus (při 70° flexi) a m. tensor fasciae latae (při 120° flexi). Při překročení svého stupně flexe se tyto svaly stávají spíše extenzory.

Svaly podílející se na extenzi leží posteriorně k frontální rovině procházející středem kloubu. Kapandji (1987) tyto svaly rovněž rozděluje na dvě hlavní skupiny. První skupinu tvoří svaly upínající se na femur: m. gluteus maximus, nejdorzálnější vlákna m. gluteus medius a minimus. Do druhé skupiny svalů, které se upínají poblíž kolenního kloubu Kapandji (1987) řadí m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. adductor magnus. Při uzamčeném kolenu se zvětšuje jejich extenční akce v kyčelním kloubu. Nejdorzálnější vlákna m. gluteus minimus a medius a nejkraniálnější vlákna m. gluteus maximus se při extendovaném kyčelním kloubu rovněž podílí na abdukci. Naopak na addukci během extendovaného kyčelního kloubu se účastní m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, adduktory ležící za frontální rovinou a kaudální (dominantní) část m. gluteus maximus. „Čisté“ extenze tedy dosáhneme, je-li abdukční a addukční složka vyvážená. Extenzory kyčelního kloubu stabilizují pánev v antero-posteriorním směru. Je-li pánev klopena posteriorně, je stabilizována pouze napětím lig. iliofemorale. Jedná se o pozici, kde těžiště pánve leží přímo nad středem kyčelního kloubu tzn. že flexory a extenzory nejsou aktivní. Je-li pánev klopena anteriorně, těžiště se dostává před transversální osu kyčlí. Jako první tuto pozici vyrovnávají hamstringy. Je-li anteriorní klopení pánve příliš velké, do akce se spolu s hamstringy zapojuje i m. gluteus maximus. Během normální chůze se na extenzi podílí hamstringy. M. gluteus maximus se zapojuje až při běhu, skákání a chůzi do kopce (Kapandji, 1987).

Podle Kapandjiho (1987) abduktory kyčelního kloubu ležící anteriorně od frontální roviny se spolu s abdukci podílejí rovněž na flexi a zevní rotaci. Jedná se o m. tensor fasciae latae, přední vlákna m. gluteus maximus a m. gluteus minimus. Na abdukci, extenzi

a zevní rotaci se podílejí m. gluteus medius, m. gluteus minimus a abdukční vlákna m. gluteus maximus, které leží posteriorně od frontální roviny. „Čistá“ abdukce je vyrovnanou akcí těchto dvou svalových skupin. Abduktory kyčelního kloubu zajišťují transversální stabilitu pánve. Při stožení na obou dolních končetinách stabilizují abduktory i adduktory. Při převaze abduktorů na jedné straně a adduktorů na straně druhé dochází k naklonění pánve na stranu s převahou adduktorů. Při stožení na jedné dolní končetině kyčelní kloub stabilizují homolaterální abduktory (m. tensor fasciae latae a m. gluteus medius).

Adduktory ležící před frontální rovinou se také podílejí na flexi. Jedná se o m. pectineus, m. adductor brevis a longus, horní vlákna m. adductor magnus a m. gracilis. Spodní vlákna m. adductor magnus leží za rovinou frontální a mají podíl jak na addukci, tak na extenzi kyčelního kloubu. Adduktory napomáhají stabilizaci pánve, uplatňují se také ve sportu (např. lyžování, jízda na koni) (Kapandji, 1987).

Dle Kapandjiho (1987) jsou zevními rotátory tyto svaly: m. piriformis, m. obturatorius internus, m. obturatorius externus, m. gemellus superior et inferior, m. quadratus femoris, m. pectineus, m. gluteus maximus a zadní vlákna m. gluteus minimus et medius. Mezi vnitřní rotátory řadí m. tensor fasciae latae, m. gluteus minimus a m. gluteus medius (přední část). M. obturatorius externus a m. pectineus jsou zevními rotátory do 40° vnitřní rotace, avšak při překročení této rotace se stávají rotátory vnitřními a m. tensor fasciae latae a m. gluteus medius et minimus se v této pozici stávají rotátory zevními.

2.3 Kolenní kloub

Kolenní (modifikovaný kladkový) kloub je složeným, největším a nejsložitějším kloubem v lidském těle. Kondyly femuru jsou v předozadním i příčném směru komplikovaně zakřiveny. Zakřivení se směrem dozadu spirálovitě stupňuje a není vzhledem k orientaci a tvaru obou kondylů zcela stejné. Zevní kondyl je menší, vyčnívá více dopředu a stojí téměř sagitálně, naopak větší vnitřní kondyl se k zevnímu stáčí a přibližuje svým předním okrajem. I přesto, že kloubní plochy na tibii jsou téměř ploché, tak si styčné plochy obou kostí neodpovídají tvarem ani velikostí. Inkongruenci kloubních ploch všech tří artikulujících kostí proto vyrovnávají chrupavčité menisky (Dylevský, 1994).

Kapandji (1987) uvádí, že kondyly femuru jsou konvexní, ovšem jejich zakřivení není pravidelné. Nemají tak jednu osu otáčení, ale střed otáčení se v průběhu pohybu mění. Říká, že ve frontální rovině je mediální kondyl femuru konkávní a laterální kondyl femuru je konvexní. Bikonkávní tvar (v sagitální i frontální rovině) mediálního kondylu femuru tedy umožňuje určitou stabilitu při kontaktu s mírně konvexním povrchem tibiálního plató. Laterální kondyl femuru je kvůli své konvexně méně stabilní, avšak jeho stabilita závisí na celistvosti předního zkříženého vazy.

Kost a kloubní chrupavka kolenního kloubu jsou schopny elastické deformace, která zvyšuje kloubní kongruenci, zlepšuje přenos tlakových sil v kloubu a zvyšuje jeho stabilitu. Na pasivní stabilitě se rovněž podílejí vazy kolenního kloubu. Menisky kolenního kloubu jsou schopny větší elastické deformace než chrupavka a kost, vyrovnávají tedy inkongruenci kloubu a působí jako tlumič při nárazech kloubních ploch (Dylevský, 1994).

Podle Kapandjiho (1987) lze středem kolenního kloubu proložit 3 základní roviny, frontální, sagitální a transverzální. V kolenním kloubu je tedy možno provést flexi a extenzi, vnitřní a zevní rotaci a abdukci a addukci. Dále publikuje, že mechanická osa dolní končetiny vzniká spojením středů kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu, které tvoří jednu přímku. Tato osa je identická s dlouhou osou tibie, od osy femuru je odkloněná asi o 6° mediálně a od vertikály je odkloněná asi o 3° laterálně. Osa diafýzy femuru a tibie tedy svírají ve frontální rovině tupý úhel (170° až 175°) otevřený zevně, což vysvětluje přirozené valgózní postavení kolenního kloubu.

Kapandji (1987) popisuje, že rozsah pohybu flexe kolene závisí na postavení kyčelního kloubu. Pokud je kyčelní kloub flektován, možná flexe kolenního kloubu činí asi 140° . Naopak při extendovaném kyčelním kloubu flexe v koleni dosahuje pouze asi 120° . Kvůli geometrickému tvaru kloubních ploch, tvaru menisků a uspořádání vazů nedochází v koleni při flexi pouze k pohybu v jedné ose, ale dochází zde ke kombinaci pohybů. Koordinaci těchto pohybů zabezpečují zkřížené vazy. V iniciální fázi flexe (v prvních 5°) tibie rotuje dovnitř, laterální kondyl se otáčí, mediální se posouvá a uvolňují se ligg. collateralia a lig. cruciatum anterius. Tento pohyb se označuje jako odemknutí kolenního kloubu. Rotační pohyb doprovází flexi v malé míře až do 30° . Při flexi kolenního kloubu dochází ke kombinaci valivého a smykového pohybu kondylů femuru po tibiálním plató. Čistý valivý pohyb je vykonáván přibližně do 20° flexe v kolenním kloubu, a to mediálním kondylem v prvních 10° až 15° flexe a laterálním kondylem v prvních 20° flexe. Následně přechází valivý pohyb v pohyb smykový, který dokončuje flexi. V konečné fázi flexe se

pro stále větší zakřivení zadních částí kondylů femuru zmenšuje plocha jejich kontaktu s tibií. Menisky mění kolem femuru svůj tvar a spolu s kondyly se posouvají po tibií dozadu, přičemž posun laterálního menisku (cca 12 mm) je téměř dvojnásobně větší, než posun menisku mediálního (cca 6 mm). Mediální meniskus se posouvá dorzálně prostřednictvím tahu šlachy m. semimembranosus (upíná se na jeho zadní roh), kdežto přední roh je tažen dorzálně vlákny lig. cruciatum anterius. Zase laterální meniskus je tažen dorzálně kontrakcí m. popliteus. U extenze probíhá celý proces opačně. Nejdřív dochází k posuvnému (smykovému) pohybu v meniskotibiálních kloubech a následuje valivý pohyb v meniskofemorálních kloubech, vše směrem ventrálním. Závěrečná rotace je opačného směru, než byla rotace iniciální, tedy rotace zevní způsobující uzamčení kolenního kloubu.

Podle Dylevského (1994) je vnitřní či zevní rotace kolenního kloubu možná jen za současné flexe, kdy je kloub odemknutý. Při plné extenzi je kloub uzamčený a díky napětí všech vazů jsou rotace téměř nemožné. Kapandji (1987) uvádí, že největší rozsah rotačních pohybů je mezi 45° a 90° flexe kolenního kloubu. Vlastní rotační děj je závislý hlavně na uspořádání vazivového aparátu a jeho vztahu ke kostním strukturám. Jak již bylo zmíněno, vlivem rozdílné geometrie kloubních ploch a zejména kondylů femuru je flexe a extenze automaticky spojena s rotací. Při extenzi kolenního kloubu dochází k zevní rotaci tibie, laterální kondyl femuru se posouvá po tibií dopředu, zatímco mediální kondyl femuru dozadu a mediální kondyl tibie se posouvá ventrálně. Naopak při flexi je tibie rotována vnitřně, což způsobí, že mediální kondyl femuru se posouvá dopředu, zatímco laterální kondyl dozadu a laterální kondyl tibie se posouvá ventrálně.

2.4 Proximální a distální tibiofibulární kloub

Kapandji (1987) popisuje, že pohyb v hlezenním kloubu úzce souvisí s pohybem v distálním tibiofibulárním kloubu, který je syndesmózou, jelikož nemá chrupavčité kloubní plošky. Mezi konvexní fibulou a konkávní tibií je fibroadipózní tkáň. Při dorziflexi hlezna se oddaluje laterální kotník a zároveň je tlačěn vzhůru, fibula rotuje mediálně. Tibiofibulární vidlice se rozšiřuje až o 5 mm. Naopak při plantární flexi hlezna jsou oba kotníky vzájemně přitahovány kontrakcí m. tibialis posterior, fibula je zde tažena dolů a rotuje laterálně. Pohyby fibuly se tak přenáší i do horního tibiofibulárního skloubení. Syndesmóza dolního tibiofibulárního kloubu je při dorziflexi protažena a při plantární flexi

povoluje. Hertling a Kessler (2006) uvádějí, že kontaktní místa obou kostí jsou chráněna periostem a pevně spojena vazivem, zesíleným tibiofibulárními vazy (ligamentum tibiofibulare anterius et posterius). Tyto vazy rovněž chrání fibulu před možným posunem posteriorním směrem a povolují jen nepatrné zvětšení intermalleolárního prostoru.

Podle Kapandjiho (1987) pohyby v plochém proximálním tibiofibulárním kloubu sledují pohyby laterálního kotníku. Při dorzální flexi hlezenního kloubu se oba kotníky oddalují a kloubní štěrbina tohoto kloubu se rozšiřuje ve své dorzální a distální části. Naopak při plantární flexi v hlezenním kloubu se rozšiřuje ventrální a proximální část proximálního tibiofibulárního kloubu.

2.5 Talokrurální kloub

Talokrurální kloub (horní zánártní kloub, hlezenní kloub) je kloubem jednoosým kladkovým. Osa pohybu horního zánártního kloubu prochází zhruba hroty fibulárního a tibiálního kotníku. Probíhá tedy zdola, zezadu, z boku směrem nahoru, dopředu a dovnitř. Tato osa se však, stejně jako osy jiných kloubů, během pohybu v kloubu sama pohybuje a mění tak svoji orientaci i polohu, díky asymetrickému zakřivení trochley talu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Vzhledem k šikmému průběhu bimaleolární osy je pohyb v talokrurálním kloubu mnohem složitější, než pouhá flexe a extenze v sagitální rovině (Vařeka & Vařeková, 2009). Kapandji (1987) uvádí rozsah pohybu směrem dorzálním 20° až 30° a plantárně 30° až 50°. Plantární a dorzální flexi v rovině sagitální provází lateromediální pohyby předonoží (abdukce či addukce) a supinace či pronace. Při plantární flexi nohy současně dochází k inverzi (supinaci a addukci) a fibula je tažena vpřed. Naopak při dorzální flexi nohy dochází současně k everzi (pronaci a abdukci) a fibula je tažena dozadu a nahoru. Ventrálně je tělo talu širší asi o 5 mm, proto při dorzální flexi nohy je kloub stabilnější, zatímco v plantární flexi je zde možný nepatrný pohyb do stran. Jak již bylo zmíněno, pohyb v hlezenním kloubu úzce souvisí s pohybem v distálním tibiofibulárním kloubu, ale rovněž s pohybem v dolním zánártním kloubu.

Kapandji (1987) popisuje, že stabilizace talokrurálního kloubu probíhá především prostřednictvím vazů, lig. collaterale mediale (lig. deltoideum) a lig. collaterale laterale. Při pohybu hlezenního kloubu se v každé fázi napíná určitá část daného vazy a stabilizuje tak správné postavení pohybujících se kostí.

2.6 Dolní zánártní kloub

Je to název pro spojení mezi talem, kalkaneem a os naviculare. Jde o jeden funkční celek, který má dva oddíly. Zadní oddíl představuje subtalární kloub. Přední oddíl se dále dělí na část mediální (art. talocalcaneonavicularis) a část laterální (art. calcaneocuboidea). Tyto dvě části tvoří kloubní linii napříč nohou, které na sebe navazují, označujeme je jako Chopartův kloub (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.6.1 Subtalární kloub

Subtalární kloub je tvořen konkávní zadní kloubní plochou talu a jí odpovídající konvexní zadní kloubní ploškou patní kosti. Osa pohybu subtalárního kloubu prochází dorzomediálním okrajem os naviculare a lateroplantárním okrajem kosti patní, tedy s dorzoplantárním a mediolaterálním průběhem. Vzhledem k orientaci osy dochází v subtalárním kloubu především k rotaci zánoží ve frontální rovině, tedy supinaci a pronaci. Částečně také dochází i k addukci či abdukci v transverzální rovině a dorzální či plantární flexi v sagitální rovině. Pohyb lze rovněž popsat jako vnitřní rotaci patní kosti. Na každý 1° pohybu v subtalárním kloubu v sagitální rovině případnou 3° pohybu v transverzální či frontální rovině, jelikož poměr úhlů svíraných osou subtalárního kloubu s transverzální či frontální rovinou k úhlu svíranému se sagitální rovinou je v normálním subtalárním kloubu přibližně 3 : 1. Tento poměr je však pouze orientační, existují individuální odchylky od uvedeného poměru. Stabilitu subtalárního kloubu zajišťují čtyři silné vazy, lig. talocalcaneum posterius, lig. talocalcaneum laterále, lig. talocalcaneum mediale a lig. talocalcaneum interosseum (Vařeka & Vařeková, 2009).

Pohyb v subtalárním kloubu byl popsán pomocí klasického Inmanova a Mannova modelu pantu, který se nachází mezi talem a kalkaneem. Tento model spojuje dvě ramena, jenž leží ve dvou na sebe přibližně kolmých rovinách. Pokud se kolem jeho dlouhé osy rotuje jedno rameno, způsobí to rovněž rotaci druhého ramene kolem této osy. Při zatížení nohy se vnitřně rotuje tibie. Tato rotace se přenáší na talus a přes subtalární kloub vyvolává pronaci patní kosti. Stejným mechanismem dochází k supinaci kalkaneu, kdy je tibie zevně rotována (Wernick a Volpe in Vařeka & Vařeková, 2009). Rozsah rotací jednotlivých ramen je závislý na postavení osy pantu vzhledem k těmto ramenům. Jestliže osa pantu svírá s rovinami obou ramen stejný úhel, rotace proximálního a distálního segmentu okolo jeho dlouhé osy bude přibližně stejná. Pokud se osa pantu více přibližuje rovině distálního

ramene, zde i při malé rotaci proximálního segmentu kolem dlouhé osy dojde k výraznější rotaci distálního segmentu (Valmassy in Vařeka & Vařeková, 2009).

2.6.2 Transverzotarzální kloub

Chopartův kloub (transvezrotarzální kloub) je označení pro kloubní linii napříč nohou, ve které na sebe navazují talonavikulární úsek kloubu talokalkaneonavikulárního a art. calcaneocuboidea (Čihák, 2001). Kloubní štěrbinu má v transverzální rovině esovitý průběh. Stabilitu talokalkaneonavikulárního kloubu zajišťuje mediální část lig. bifurcatum na laterální straně a lig. talonaviculare a lig. calcaneonaviculare dorzálně. Art. calcaneocuboidea zesiluje shora laterální část lig. bifurcatum. Tento vaz je také nazýván klíčem Chopartova kloubu, neboť po jeho protěti lze tento kloub otevřít. Plantárně je kloubní pouzdro zesíleno lig. calcaneocuboideum plantare, které je překryté silným vazem, jenž je součástí lig. plantare longum (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

Vařeka a Vařeková (2009) odkazují na Wernicka a Volpeho, kteří připomínají Manterův popis pohybu v tomto kloubu, kdy dochází k rotaci v transverzotarzálním kloubu kolem dvou společných os. Jedná se o osu longitudinální a šikmou. Longitudinální osa směřuje proximodistálně, plantodorzálně a lateromediálně. Tato osa má malý sklon k dlouhé ose nohy, proto je zde umožněn pohyb především v rovině frontální, tedy supinace a pronace. Díky tomu při pronaci či supinaci kalkaneu udrží předonoží kontakt s podložkou. Šikmá osa transverzálního kloubu jde příkřeji a šikměji než osa longitudinální, svým průběhem připomíná osu hlezenního kloubu. Jelikož šikmá osa svírá velký úhel s rovinou transverzální a sagitální, dochází právě v těchto rovinách k významným pohybům. Jedná se o dorzální flexi se současnou abdukcí nebo plantární flexi se současnou addukcí. Transverzotarzální kloub je rovněž označován jako sekundární hlezenní kloub, vzhledem k velkému rozsahu pohybů v sagitální rovině. Pokud je pohyb v hlezenním kloubu omezen, často dochází ke kompenzaci pohybem okolo šikmé osy transverzotarzálního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.6.3 Funkční vztahy dolního zánártního kloubu

Vařeka a Vařeková (2009) popisují, že postavení subtalárního kloubu (tedy vzájemné postavení talu a kalkaneu) významně ovlivňuje rozsah pohybů

v transverzotarzálním kloubu. Osy kloubních ploch talu a kalkaneu pro skloubení s os naviculare a os cuboideum jsou při supinaci v subtalárním kloubu rovnoběžné. Ve frontální rovině jsou tyto osy kolmé na průmět šikmé osy otáčení v transverzotarzálním kloubu. Pohyb do plantární a dorzální flexe tedy probíhá v jejich směru. Díky jejich rovnoběžnosti je v tomto kloubu možný maximální rozsah dorzální flexe, který má ale zároveň malou stabilitu. S rostoucí supinací v subtalárním kloubu osy kloubních ploch transverzotarzálního kloubu se rozbíhají. Roste tak stabilita kloubu ovšem klesá rozsah pohybu.

Osy pohybů dolního zánártního kloubu lze nahradit společnou Henkeho osou, která má distoproximální a ventrodorzální orientaci. Tato osa prochází kranio-mediální částí krčku talu, skrz sinus tarzi a processus lateralis tuberis calcanei. Okolo této osy je možný pohyb do pronace a supinace. Poloha a orientace Henkeho osy se však během těchto pohybů mění (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

Vnitřní rotace bérce a talu v transverzální rovině vyvolá pronaci kalkaneu v rovině frontální. Díky transverzotarzálního kloubu ve funkci pivotu (čepu, který rozděluje distální segment na další dvě části) nesleduje předonoží pohyb zánoží v celém rozsahu. Předonoží tedy zůstává v plném kontaktu s podložkou a vzhledem k plně pronovanému zánoží se dostává do relativní supinace. V tomto okamžiku se nožní klenba oplošťuje. Naopak při zevní rotaci tibie dochází k supinaci zadní části nohy. Předonoží je relativně pronované vzhledem k zánoží a dochází k akcentaci nožní klenby (Vařeka & Vařeková, 2009). Při pronaci os cuboideum vůči kalkaneu dochází k uzamčení laterálního paprsku nohy (Bojsen-Möller in Vařeka & Vařeková, 2009).

2.7 Souhrnná funkce kloubů zánoží

Kapandji (1987) uvádí, že všechny klouby zánoží tvoří funkční jednotku a mimo jiné ovlivňují tvar klenby nožní. Subtalární a transversotarsální klouby tvoří jeden kloub s jednou Henkeho osou a jedním stupněm volnosti. Tyto klouby jsou propojeny jak funkčně, tak i mechanicky.

Při pohybu nohy do inverze dochází k posunu os cuboideum a os navicularis mediálně. Pohyb těchto kostí doprovází celé předonoží, které se pohybuje anteriorně a mediálně. M. tibialis posterior táhne za os naviculare. Lig. cuboideonaviculare táhne os cuboideum mediálně, zároveň táhne také calcaneus, který se pohybuje ventrálně pod talus.

Při pohybu nohy do inverze se os cuboideum a os cuneiforme lateralis otáčí kolem anteroposteriorní osy (procházející skrz lig. bifurcatum). Tyto kosti se posouvají a předonoží se tedy supinuje. Laterální oblouk podélné klenby nožní je oploštěn, a tedy ploska nohy směřuje mediálně. Naopak mediální oblouk podélné klenby nožní je zvýrazněn, jelikož ventrální kloubní plocha os naviculare artikulující s os cuneiforme mediale je orientována ventrálně a kraniálně (Kapandji 1987).

Podle Kapandjiho (1987) při pohybu nohy do everze m. peroneus brevis táhne bázi pátého metatarsu a os cuboideum laterálně a posteriorně. Při tomto pohybu je rovněž tažena os naviculare laterálně a uzavírá se tímto sinus tarsi. Calcaneus sjíždí kaudálně pod talus. Everze končí dotykem talu a podložky v sinus tarsi.

2.8 Tarsometatarzální kloub

Tarsometatarzální klouby společně tvoří Lisfrankův kloub. Tyto klouby jsou stabilizovány dorzálními, plantárními a mezikostními vazy. Složená linie tarsometatarzálních kloubů běží šikmo mediolaterálně, superoinferiorně a anteroposteriorně. Avšak linie není rovná. V tarsometatarzálních kloubech probíhá poměrně malý pohyb v důsledku tvaru kloubních ploch a vzájemného spojení krátkými silnými vazy. Tyto vazy zajišťují poměrně velkou stabilitu (Vařeka & Vařeková, 2009; Čihák, 2001).

Vařeka a Vařeková (2009) popisují, že osy flexe a extenze laterálního a mediálního metatarsu jsou šikmé (nikoliv pravoúhlé k dlouhé ose nohy). Tyto pohyby proto neprobíhají přesně v sagitální rovině, ale metatarzy se pohybují po povrchu kužele. Při plantární flexi se metatarzy přibližují. Pohyb I. metatarsu je spojením plantární flexe a abdukce (vzhledem k mediální rovině). Naopak pohyb hlavičky V. metatarzu je spojením plantární flexe a addukce (vzhledem k mediální rovině i dlouhé ose nohy). Při plantární flexi se přibližují hlavičky metatarzů, zvýrazní se tak zakřivení předního oblouku příčné klenby nohy. Přiblížení hlaviček metatarzů je rovněž podporováno tvarem a postavením kloubních ploch os cuboideum a ossa cuneiformia.

2.9 Klouby předního tarzu

Meziklínové (intercuneiformní) klouby a kloubní spojení mezi os cuboideum a os cuneiforme laterale dovolují malé vertikální pohyby, které mění zakřivení příčné klenby nožní. Jsou tedy nezbytné pro její tvarování. Malý pohyb ossa cuneiformia vzhledem k os naviculare probíhá okolo dlouhé osy nohy a podílí se na tvarování mediálního oblouku podélné klenby (Kapandji, 1987).

2.10 Nožní klenba

Klenba je statický útvar skládající se z kostěných oblouků a pilířů. Hlavní tři oblouky - přední, vnitřní a zevní se sbíhají do pilířů a vytvářejí na podložce tři opěrné body, tedy hrbol patní kosti, hlavička I. a V. metatarzu. Vzniká tak obraz podélné a příčné nožní klenby (Vařeka & Vařeková, 2003).

Luttgens a Hamilton (1997) uvádí, že na udržování integrity nohy má vliv převážně její ligamentózní a svalový aparát zajišťující dostatečnou sílu a pružnost. Podélná klenba má dvojí vyklenutí. Mediální vyklenutí je větší, spojuje tuber calcanei s hlavičkou I. metatarzu a je tvořeno kalkaneem, talem, os naviculare, ossa cuneiformia a prvními třemi metatarzy. Laterální vyklenutí jde od tuberu k hlavičce V. metatarzu a skládá se z kalkaneu, os cuboideum a IV. a V. metatarsu.

Dylevský, Kubálková a Navrátil (2001) uvádějí, že kostra nohy by stále neudržela podélnou klenbu nohy, proto se na jejím podepření podílejí rovněž vazy a svaly. Při statickém zatížení klenbu nohy udržuje kostní, kloubní a ligamentózní aparát. Svaly pracují při dynamické zátěži.

Na tvar mediálního oblouku podélné klenby nožní má největší vliv m. flexor hallucis longus, který stabilizuje talus a kalkaneus a brání dorzálnímu posunu talu. Kontrahovaný m. tibialis posterior tlačí os naviculare dorzálně a kaudálně pod hlavu talu. Talus je tedy tlačěn dorzálně. Stabilizaci talu napomáhají ligg. talocalcaneare mediale et laterale, která se napínají při dorzálním posunu talu. Kontrahovaná šlacha m. flexor hallucis longus tlačí ventrální polovinu kalkaneu kraniálně. Při vertikálním zatížení je ventrální polovina kalkaneu tlačena distálně. M. abductor hallucis vzájemně přitahuje plochy mediálního oblouku podélné klenby (Kapandji 1987). Soderberg (1997) považuje

mediální podélnou klenbu z hlediska biomechaniky za nejdůležitější. Vysvětluje to tím, že u této klenby lze zaznamenat největší strukturální změny.

O udržení tvaru laterálního oblouku podélné klenby se starají hlavně m. abductor digiti minimi a m. peroneus brevis et longus. Šlacha m. peroneus longus při své kontrakci táhne ventrální polovinu kalkaneu kraniálně. Tvar této klenby pomáhají udržovat povrchová a hluboká vlákna lig. plantare longum. Daný vaz zabraňuje otevření distální části calcaneokuboidního a cuboidometatarsálního kloubu při vertikálním zatížení. Laterální oblouk podélné klenby je rigidnější než oblouk mediální (Kapandji 1987).

Příčná klenba je vytvořena mezi hlavičkami I.-V. metatarsu, nejnápadnější je však v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Příčnou klenbu tvoří tři části oblouku. Ventrální oblouk bývá často oploštěn, tvoří ho m. adductor hallucis caput transversum. Mediální oblouk příčné klenby je tvořen mezi ossa cuneiformia a os cuboideum a aktivně se na něm podílí m. peroneus longus. Tětivu dorzálního oblouku příčné klenby tvoří m. tibialis posterior. Tento oblouk jde mezi os naviculare a os cuboideum (Kapandji 1987).

Čihák (2001) uvádí, že tvar nožní klenby vypovídá o nášlapné ploše chodidla. Noha by se měla dotýkat podložky v souvislé ploše pouze na laterální straně. Pokud však dojde k oslabení svalů a uvolnění vazů držících klenbu, mediální strana nohy poklesne a rozšíří se nášlapná plocha.

Podle Kapandjiho (1987) vertikální zatížení způsobuje oploštění a prodloužení všech oblouků nožní klenby. Rozložení zatížení do jednotlivých opěrných bodů není rovnoměrné. Přibližně 1/6 vertikálního zatížení jde do hlavičky V. metatarzu, 2/6 do hlavičky I. metatarzu a 3/6 do tuber ossis calcanei. Při tomto zatížení se posouvají talus (o 2 až 6 mm) a calcaneus (o 2 až 4 mm) mediálně, což způsobuje torzi v transverzotarsálním kloubu. Osa předonoží se posouvá mediálně, zatímco osa zánoží se posouvá laterálně, tedy předonoží vůči zánoží addukuje, pronuje a lehce extenduje. Naopak zánoží vůči předonoží abdukuje, supinuje a mírně flektuje.

2.11 Funkce svalů bérce a nohy

Véle (1995) popisuje dvě skupiny svalů pro funkci nohy. Jednu skupinu tvoří dlouhé zevní svaly, které se týkají oblasti lýtka a bérce (dorziflektory, plantiflektory a evertory nohy). Druhou skupinu tvoří krátké vnitřní svaly, které se nacházejí uvnitř nohy.

Dorziflexory jsou až čtyřikrát slabší než plantiflektory (Hamill & Knutzen, 1995). Uplatňují se zejména během švihové fáze krokového cyklu, kdy zabraňují přepadávání špičky a podílejí se na udržování podélné klenby nohy (Smith, 1996). Na everzi nohy se podílejí m. peroneus brevis a m. peroneus longus. Zároveň se tyto svaly účastní plantární flexe nohy. M. peroneus longus pomáhá podpírat obě klenby. Je také posturálním svalem, jelikož se aktivuje při předklonu těla. Oba svaly se aktivují při pohybech v uzavřeném kinematickém řetězci (stoj na jedné noze, chůze, běh), při čemž pomáhají přizpůsobovat nohu během kontaktu se zemí (Dylevský, Kubálková & Navrátil, 2001). Smith (1996) však zastává názor, že peroneální svaly se prakticky nemohou uplatňovat na plantární flexi nohy, jelikož jejich šlachy leží příliš blízko osy talocrurálního kloubu. Pomáhají však stabilizovat tarzální a metatarzální kosti pro zvýšení účinku m. triceps surae. Nejdůležitější sval pro propulzní aktivitu nohy je m. triceps surae, který řadíme do plantiflexorů. Současně rovněž supinuje nohu při plantární flexi. Mediální část m. soleus je aktivní při everzi nohy, čímž zabraňuje její nadměrné everzi. Skupina plantárních flexorů nohy hraje roli při udržování extenze v kolenním kloubu během stojné fáze (Kapandji, 1987).

Při 90° flexi v kolenním kloubu se při plantární flexi nohy uplatňuje už jen m. soleus, neboť m. gastrocnemius nemá výhodnou polohu pro vykonání kontrakce (Kapandji, 1987). Smith (1996) vysvětluje kontrolu m. soleus nad posturální funkcí svalu tím, že na rozdíl od m. gastrocnemius obsahuje mnohem více pomalých svalových vláken nepodléhající únavě, pracuje tak ekonomičtěji a napomáhá tím stabilizaci talocrurálního kloubu. Díky schopnosti rychle zvyšovat své svalové napětí se m. triceps surae uplatňuje hlavně při aktivitách, které vyžadují silnou plantární flexi (chůze do schodů, běh, poskoky) (Smith, 1996; Hamill & Knutzen, 1995).

Při uzavřeném kinematickém řetězci (CKC) dochází působením váhy těla k pronaci nohy. Aktivita m. peroneus longus a m. tibialis posterior spolu s aktivitou m. triceps surae způsobuje supinaci nohy. Kontrakční síla supinátorů nohy je mnohonásobně větší než kontrakční síla pronátorů. Z toho vyplývá, že při zatížení noha přirozeně pronuje (Kapandji 1987). Krátké svaly nohy ovlivňují nožní klenbu a zároveň se účastní propulze nohy. Svalová inkoordinace může vést ke zhoršení jejich funkce a abnormálnímu postavení v kloubech (Soderberg 1997).

3 Chůze

Chůze je jeden z nejpřirozenějších pohybových projevů člověka. Patří mezi základní pohybové činnosti. Představuje nejběžnější způsob pohybu a tvoří nezbytnou součást každodenního života. Lidská chůze je jedním z nejtěžších pohybových úkolů, které se učíme, avšak po jejím zvládnutí se stává takřka podvědomou činností (Olsson, 1990).

Smidt (1990) považuje chůzi za způsob pohybu těla z místa na místo, kdy se střídavě a opakovaně mění poloha dolních končetin s podmínkou, že minimálně jedna končetina je v kontaktu s podložkou.

Na rozdíl od čtyřnožců je lidská chůze méně stabilní, neboť její těžiště leží vysoko nad bází opory. Těžiště je umístěno před druhým sakrálním obratlem (Gage, 1991). Při chůzi se neustále mění poloha segmentů, takže člověk musí pro udržení rovnováhy vyrovnávat pozici trupu činností svalstva v prostoru nad bází opory.

Gage (1991) stanovil pět základních předpokladů pro normální chůzi, které jsou u patologické chůze nejčastěji narušeny: stabilita ve stojné fázi, dostatečný zdvih chodidla během švihové fáze, přiměřené trvání švihové fáze, adekvátní délka kroku a zachování energie. Dítě se s těmito vlastnostmi nerodí, ale získává je během svého ontogenetického vývoje. Každý z těchto rysů je při chůzi značně důležitý. Při nedostatečné stabilitě může dojít k pádu a nedostatečná výška chodidla nad podložkou může způsobit zakopnutí. Ve švihové fázi by mělo chodidlo fungovat tak, aby nedocházelo k zakopávání. Zároveň, by končetina na konci této fáze měla být optimálně připravena na další počáteční kontakt. Přiměřená délka kroku umožňuje přiměřenou rychlost chůze a ovlivňuje spotřebu energie.

Podle Gageho (1991) k uchování energie využíváme tři mechanismy: minimalizace výchylek těžiště, kontrola extenčního momentu v kolenním kloubu v druhé polovině stojné fáze a aktivní nebo pasivní přenos energie mezi segmenty.

Bronstein, Brandt a Woollacott (1996) uvádějí, že základní podmínkou pro chůzi je stabilní postura. Základním předpokladem pro udržení stability lidského těla ve statické poloze je promítání těžiště do opěrné báze. Vektor tíhové síly musí směřovat do opěrné báze, nemusí však směřovat do opěrné plochy. Stabilita je přímo úměrná velikosti opěrné báze a hmotnosti. Stabilita je nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdálenosti mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze, sklonem opěrné plochy vzhledem k horizontální rovině. Během lokomoce nemusí vektor tíhové síly směřovat do opěrné báze, ale musí tam směřovat výslednice zevních sil (Vařeka & Dvořák, 1999).

Podle Newtonových zákonů lze pohyb vyvolat pouze působením síly, chůze člověka je tedy umožněna činností svalů. Svaly vytváří aktivní sílu potřebnou k zahájení pohybu, zrychlení a zpomalení rychlosti pohybu dané končetiny. Při stožení, na rozdíl od chůze jsou pro udržení působení tíhové síly v průmětu opěrné báze dominantní svalové skupiny hlezna. Při chůzi se požadavky pro udržení dynamické stability mění. Těžiště se během chůze dostává před bázi opory, a tak vzniká stav kontinuální nerovnováhy. K zajištění dynamické stability hlavy, horních končetin a trupu je zapotřebí především činnost svalů pánve, kdy svaly hlezna se na tomto řízení podílejí jen minimálně (Bronstein, Brandt & Woollacott, 1996).

Provedení chůze je ovlivněno její rychlostí. Je třeba mít na vědomí, že takřka všechny parametry chůze se mění s rychlostí, tedy získaná informace je užitečná pouze tehdy, pokud ji uvažujeme ve vztahu k rychlosti chůze (Olsson, 1990).

V komplexním vzorci pohybu chůze vyžaduje současné zapojení všech kloubů dolní končetiny. Navíc chůze zahrnuje pohyb celé páteře a horních končetin. Toto zapojení pohybových segmentů celého těla nemůže fungovat bez řízení nervovým systémem, což vysvětluje proč po narození, kdy nervový systém není ještě zcela vyvinutý, není chůze možná. První kroky mohou být uskutečňovány až v okamžiku, kdy si dítě zajistí kontrolu nad všemi částmi svého těla a je schopno udržet potřebný stupeň rovnováhy (Trew & Everett, 1997).

3.1 Krokový cyklus

Podle Kirtleyho (2006) je krokový cyklus základní jednotkou chůze. Začíná a končí úderem paty stejnostranné končetiny. Trew a Everett (1997) dělí krokový cyklus každé končetiny na dvě základní fáze, stojnou (oporovou) fázi a švihovou (bezoporovou) fázi. Stojná fáze je období, kdy je noha v kontaktu s podložkou. Zajišťuje stabilitu chůze a je nezbytná pro správnou fázi švihovou. Stojná fáze tvoří 62% krokového cyklu. Zbývajících 38% krokového cyklu tvoří švihová fáze, která je zahájena odlepením nohy od podložky. Během této fáze se švihová končetina přesouvá před končetinu stojnou, takže dochází k pohybu vpřed.

Stojná a švihová fáze se dále dělí na jednotlivá období, která se dle různých autorů liší názvem, ale časově jsou totožná.

Southerland et al. (1988) člení krokový cyklus na stojnou fázi – initial double support (počáteční dvojoporové stadium), single limb stance (jednooporové stadium), second double support (druhé dvojoporové stadium) a švihovou fázi – initial swing (počáteční švih), mid-swing (mezišvih), terminal swing (konečný švih).

Vaughan, Davis a O'Conner (1992) dělí krokový cyklus následovně (viz Příloha 1): stojná fáze – heel strike (úder paty), foot-flat (kontakt nohy), midstance (mezistoj), heel-off (odvinití paty), toe-off (odraz palce) a švihová fáze – acceleration (zrychlení), midswing (mezišvih), deceleration (zpomalení).

Podobné dělení krokového cyklu uvádějí Trew a Everett (1997) (viz Příloha 2) a Hoppenfeld (1979), kdy ve stojné fázi je heel strike (úder paty), foot flat (kontakt nohy), mid-stance (mezistoj) a push-off (odraz). Do švihové fáze řadí acceleration (zrychlení), mid-swing (mezišvih) a deceleration (zpomalení).

V dostupné literatuře se však nejčastěji objevuje následující dělení (Whittle, 1996; Bronstein, Brandt & Woollacott, 1996; Perry, 1992) (viz Příloha 3):

Stojná fáze (60%):

- initial contact (počáteční kontakt, 0%),
- loading response (období zatěžování, 0-10%),
- mid stance (mezistoj, 10-30%),
- terminal stance (koncový stoj, 30-50%),
- preswing (předšvih, 50-60%).

Švihová fáze (40%):

- initial swing (počáteční švih, 60-73%),
- mid swing (mezišvih, 73-87%),
- terminal swing (koncový švih, 87-100%).

Při srovnání krokových cyklů obou dolních končetin lze vymezit fázi jedné opory (single support) a fázi dvojí opory (double support), kdy jsou obě nohy v kontaktu s podložkou – odvíjení špičky stojné nohy a kontakt paty švihové nohy. Krok (step) je vzdálenost mezi místy dopadu levé a pravé paty. Dvojkrok (stride) je vzdálenost mezi místy dopadu paty jedné dolní končetiny na začátku a konci jejího krokového cyklu

(Vařeka & Vařeková, 2009). Během každého dvojkroku musí být splněny tři hlavní úkoly: přenesení hmotnosti; překonání fáze, kdy je v kontaktu s podložkou jen jedna končetina a posun dolní končetiny vpřed (Perry, 1992).

Smidt (1990) uvádí, že při pomalejší chůzi se trvání stojné fáze prodlužuje a trvání švihové fáze zkracuje. Při rychlé chůzi je to opačně.

3.2 Jednotlivá období krokového cyklu

3.2.1 Initial contact (počáteční kontakt)

Whittle (1996) popisuje počáteční kontakt jako okamžik, kdy se chodidlo sledované končetiny dotkne podložky. Počáteční kontakt zahajuje stojnou fázi a tím začíná krokový cyklus. Druhostranná končetina je rovněž v kontaktu s podložkou, čímž vzniká pozice dvojí opory. V této fázi krokového cyklu se těžiště nachází nejnižší, a proto je stádium počátečního kontaktu nejvíce stabilní.

Díky aktivitě *m. tibialis anterior* je hlezenní kloub v neutrálním postavení (90°). Tento sval zároveň kontroluje pohyb do pasivní plantární flexe, k níž dochází po počátečním kontaktu. Pasivní plantární flexi rovněž brzdí *m. extensor digitorum longus* a *m. extensor hallucis longus*. V supinovaném subtalárním kloubu dochází k pronaci. Ta je vyvolána iniciálním kontaktem na laterálním výběžku hrbolu patní kosti (heel strike), přičemž vektor reakční síly podložky směřuje zevně od osy subtalárního kloubu. Naopak v transverzotarzálním kloubu probíhá relativní supinace předonoží kolem longitudinální osy vzhledem k výrazně pronujícímu zánoží. Vzhledem k podložce předonoží sice pronuje také, ale ne tolik jako zánoží. Pohyb kolem dlouhé osy transverzotarzálního kloubu umožňuje právě relativní supinace předonoží vzhledem k zánoží. Do okamžiku počátečního kontaktu je kolenní kloub téměř v plné extenzi, poté se začíná flektovat. *Mm. ischiocrurales* zabraňují excentrickou kontrakcí hyperextenzi v kolenním kloubu. Kyčelní kloub je přibližně ve 30° flexi. Začínají se kontrahovat *m. gluteus maximus* a *mm. ischiocrurales*, které zahajují extenzi v kyčelním kloubu. Extenze je dokončena v okamžiku počátečního kontaktu druhostranné končetiny (Kirtley, 2006; Trew & Everett, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

3.2.2 Loading response (období zatěžování)

Období zatěžování odpovídá dvouoporové fázi mezi počátečním kontaktem jedné končetiny a odrazem palce kontralaterální končetiny. 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 tzv. pantovým mechanizmem addukci talu a vnitřní rotaci bérce. To je v souladu s pohybem do flexe v kolenním kloubu, který byl před dopadem paty v téměř plné extenzi. Nyní se kolenní kloub z téměř plné extenze flektuje do 15°, tento pohyb je doprovázen excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris, která brzdí flexi a absorbuje náraz. Společná flexe kolene, plantární flexe v hlezenním kloubu a pronace zánoží hraje významnou roli pro tlumení nárazů při došlapu, na čemž se podílí antagonisté těchto pohybů pracující v excentrické kontrakci. Během období zatěžování se hmotnost přenáší na stojnou končetinu a pánev rotuje na stranu nové oporné dolní končetiny. Jinak řečeno frontální rovina pánve se postupně stáčí na stranu nové oporné končetiny, tedy do vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Kyčelní kloub se začíná extendovat díky koncentrické kontrakci m. gluteus maximus a mm. ischiocrurales (Gage, 1991; Perry, 1992; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

3.2.3 Mid stance (mezistoj)

Termín mezistoj se někdy používá k popisu okamžiku, kdy švihová končetina míjí končetinu stojnou. Mezistoj je první částí jednooporové fáze, kdy je celé chodidlo v kontaktu s podložkou. Tato fáze končí odrazem paty. V průběhu mezistoje těžiště těla zpomaluje, protože se dostává na svou maximální výšku a přechází přes opěrnou bázi. Tedy mezistoj je nejméně stabilní fázi krokového cyklu. Reakční síla podložky se dostává před hlezenní kloub, což způsobí vznik dorziflekčního momentu, proti kterému působí plantární flexory. V tomto případě je střed otáčení v hlezenním kloubu. (Gage, 1991).

V hlezenním kloubu se mění plantární flexe v dorzální za současné excentrické kontrakce m. triceps surae. V subtalárním kloubu dochází k supinaci, příčinou je částečný přesun zatížení na předonoží a částečné odlehčení paty. Zároveň s tím se začíná dorzálně flektovat I. metatarzofalangeální kloub, a tím se uplatní kladkový mechanismus plantární aponeurózy, jejíž mediální část je více napjata a způsobuje tak supinaci. V transverzotarzálním kloubu dochází k relativní pronaci, protože předonoží není schopno plně sledovat zánoží do supinace přes svůj zatížený zevní okraj, což vede k uzamčení

a zpevnění kalkaneokuboidního kloubu. Uvedené mechanismy společně maximálně stabilizují transversotarzální kloub, navíc přední tarzus je výrazně zpevněn aktivitou m. tibialis posterior a m. peroneus longus. Z nohy se tak stává pevná páka, kterou lze využít pro odraz tahem m. triceps surae. Kolenní kloub po dosažení maximální flexe v rámci oporné fáze díky kontrakci m. quadriceps femoris zahajuje extenzi, která je doprovázena zevní rotací bérce s abdukci talu. V kyčelním kloubu dále pokračuje pohyb do extenze. V období mezistoje je důležitá činnost m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae. Dané abduktory kyčelního kloubu stabilizují pánev a minimalizují její kontralaterální pokles. (Kirtley, 2006; Trew & Everett, 1997; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

3.2.4 Terminal stance (koncový stoj)

Období koncového stoje začíná odrazem paty od podložky a končí poté, co se kontralaterální končetina dotkne podložky. V koncovém stoji se hmotnost těla přenáší před stojnou končetinu, těžiště je před opěrnou bází a klesá dolů směrem ke švihové končetině. V okamžiku odlepení paty od podložky je dosaženo maximální dorzální flexe v hlezenním kloubu. Poté m. triceps surae zahajuje plantární flexi. Tibie se zevně rotuje a předonoží supinuje. M. tibialis posterior působí inverzi (supinaci) nezbytnou ke stabilizaci nohy. Dochází k odlepení paty, ale prsty pořád zůstávají na podložce. Působení plantárních flexorů přechází z excentrického na koncentrický režim, čímž dochází ke zrychlení. Metatarzofalangeální klouby jsou v extenzi. V okamžiku odlepení paty nastává vrchol extenze kolenního kloubu. Zvyšuje se aktivita m. triceps surae, který zabraňuje hyperextenzi kolenního kloubu a následně zahajuje jeho flexi. Kyčelní kloub je stále extendován, kdy maximální extenze je dosaženo v okamžiku počátečního kontaktu protilehlé dolní končetiny. Pro stabilizaci pánve je potřebná neustálá aktivita abduktorů kyčelního kloubu (Gage, 1991; Whittle, 1996).

3.2.5 Preswing (předšvih)

Předšvih zakončuje stojnou fázi a jedná se o náhlé odlehčení zatížené končetiny rychlým přenosem tělesné hmotnosti na druhou končetinu (Perry, 1992). Období přešvihu začíná počátečním kontaktem kontralaterální končetiny a končí odrazem palce. Je to druhé

stadium dvojí opory krokového cyklu, dochází zde k přípravě na švihovou fázi (aktivizují se svaly, odlehčuje se končetina).

Od okamžiku počátečního kontaktu druhostranné končetiny, až po odraz palce dochází k plantární flexi v hlezenním kloubu aktivitou *m. triceps surae*. Metatarzofalangeální klouby jsou v extenzi, což způsobuje napínání plantární fascie. V subtalárním kloubu pokračuje supinace, které napomáhá tah *m. triceps surae*. V transverzotarzálním kloubu běží i nadále relativní pronace kolem longitudinální osy. Zatížení nohy se přesouvá mediálně dopředu, laterální oblouk je zdůrazňován. Zdůraznění oblouku je způsobené supinací patní kosti, dále aktivitou *m. peroneus longus* a také již zmíněným kladkovým mechanismem plantární aponeurózy, která se při zvednutí paty navíjí okolo hlaviček metatarzů a přitahuje tak kalkaneus k předonoží. Mediální část nohy je přitom pod větším napětím. Všechny uvedené faktory (supinace zánoží, relativní pronace předonoží, tah *m. peroneus longus* a tah plantární aponeurózy) vedou ke zpevnění transverzotarzálního kloubu a tím vytvoření pevné páky nohy, přes kterou se může plně uplatnit tah lýtkových svalů. Kolenní kloub se začíná flektovat ve fázi počátečního kontaktu druhostranné končetiny. Rychlý nástup flexe v kolenním kloubu brzdí excentrickou kontrakcí *m. rectus femoris*. Kyčelní kloub dokončí maximální extenzi a poté dochází k rychlé flexi kyčelního kloubu. Z extendované pozice je hlavním flexorem *m. adductor longus*. Napomáhá mu *m. rectus femoris* (Kirtley, 2006; Perry, 1992; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

3.2.6 Initial swing (počáteční švih)

Počáteční švih začíná odrazem palce. Tedy v okamžiku zvednutí špičky začíná švihová fáze. Je to první fáze krokového cyklu, kdy dolní končetina není v kontaktu s podložkou. Počáteční švih přechází v mezišvih v okamžiku, kdy švihová končetina míjí stojnou končetinu. Jakmile noha opustí podložku, v kyčelním kloubu nadále probíhá flexe. V kolenním kloubu dochází k flexi, která vyplývá z flexe v kyčelním kloubu, protože se dolní končetina chová jako kyvadlo, kdy při flexi v kyčelním kloubu dochází k pasivní flexi v kloubu kolenním. V hlezenním kloubu dochází k 25° plantární flexi. Poté aktivita *m. triceps surae* ustává. Aby mohlo dojít k dorzální flexi v hlezenním kloubu, která umožní zvednutí nohy od podložky, musí se začít kontrahovat *m. tibialis anterior*. Po ztrátě kontaktu nohy s podložkou funguje subtalární kloub v otevřeném kinematickém řetězci,

kde dochází k pronaci, díky aktivitě m. extenzor digitorum longus. Transverzotarzální kloub je maximálně pronován (Kirtley, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

3.2.7 Mid swing (mezišvih)

Přechod z mezišvihů do koncového švihu je dán momentem, kdy je bérec švihové končetiny rovnoběžný s vertikálou. Zde se švihová dolní končetina dostává před stojnou. V období mezišvihů je rozhodující neutrální pozice v hlezenním kloubu a flexe v kloubu kyčelním (20°), které je dosaženo silnou kontrakcí m. iliopsoas. Protože dolní končetina funguje jako dvojité kyvadlo, není zde nutná svalová aktivita k flexi kolene. Po dosažení 60-70° flexe v kolenním kloubu opět dochází k extenzi. Tibie se během této fáze dostává do vertikálního postavení a m. tibialis anterior udržuje hlezenní kloub v neutrálním postavení. Až do okamžiku počátečního kontaktu přetrvává lehká supinace předonoží (Perry, 1992; Trew & Everett, 1997; Whittle, 1996).

3.2.8 Terminal swing (koncový švih)

Ve stádiu koncového švihu se končetina připravuje na zahájení stejné fáze dalšího krokového cyklu. Cílem koncového švihu je zaujmout optimální polohu pro následující počáteční kontakt, kdy se nejvíce aktivují m. gluteus maximus a m. adductor magnus. V kyčelním kloubu zůstává flexe 25°. Díky větší flexi v kyčelním kloubu může docházet k prodlužování délky kroku. Před počátečním kontaktem je koleno v téměř plné extenzi. Ta je z velké části pasivní. Kontrakce hamstringů na konci daného období zabraňuje náhlé hyperextenzi kolene. V subtalárním kloubu dochází k supinaci díky nárůstu aktivity m. tibialis anterior. Transvezrotarzální kloub je před dopadem paty rovněž v supinaci (Kirtley, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

Během švihové fáze se počáteční zevní rotace femuru a pánve na jedné straně mění na vnitřní rotaci ve chvíli, kdy kontralaterální polovina pánve a femur (nyní stojné) dolní končetiny začnou rotovat zevně (Vařeka & Vařeková, 2009).

3.3 Časověprostorové parametry chůze

Whittle (1997) uvádí jako hlavní parametry chůze: délka kroku, čas krokového cyklu a rychlost chůze. Jsou vhodné k popisu chůze, a to jak v případě normální tak abnormální chůze.

V krokovém cyklu je potřeba rozlišit délku kroku (step) a délku dvojkroku (stride). Jak už bylo popsáno, krok je vzdálenost mezi místy dopadu levé a pravé paty. Dvojkrok je vzdálenost mezi místy dopadu paty jedné dolní končetiny na začátku a konci jejího krokového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009). Z časových parametrů se nejčastěji posuzuje trvání krokového cyklu (dvojkroku) nebo trvání kroku (na pravé nebo na levé dolní končetině). Jejich velikost je nepřímo úměrná s frekvencí chůze (f). Ta je definována jako počet kroků (dvojkroků) za jednotku času (nejčastěji za minutu). Z časových parametrů nás rovněž zajímá trvání stojné, švihové, jednooporové a dvouoporové fáze. Z délky a trvání krokového cyklu lze odvodit rychlost chůze (v) tak, že vydělíme délku dvojkroku dobou trvání daného dvojkroku.

Při analýze chůze by měřené osoby měly být instruovány, aby prováděly chůzi přirozenou rychlostí, tedy takovou, kterou používají běžně při každodenních aktivitách (Svoboda, 2008).

3.4 Biomechanika krokového cyklu

V biomechanickém modelu je lidské tělo chápáno jako systém relativně pevných a nedeformovatelných segmentů, které jsou spojeny pomocí kloubů. Potřebné tuhosti spojení je dosaženo koordinovanou aktivitou agonistů, antagonistů a dalších svalových skupin. Relativně volné spojení segmentů umožňuje jejich vzájemný pohyb, ale tento fakt do určité míry znesnadňuje dosažení vzpřímeného držení anebo lokomoci těla jako celku. Tedy při pohybu trupu pomocí končetin je nutný určitý stupeň volnosti pohybu v kloubech končetin, a naproti tomu, trup nemůže být tvořen množstvím volně spojených segmentů, musí tvořit relativně pevný celek (Vařeka & Dvořák, 1999).

Těžiště je působiště tíhové síly, která působí na hmotné těleso. V základním anatomickém postavení (stoj spojný se vzpřímenou hlavou, končetiny volně spuštěné podél těla, s dlaněmi obrácenými dopředu) se nachází v malé pánvi ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle, asi 4–6 cm před promontoriem. Tato pozice těžiště se bude měnit

se změnami hmotnosti, stejně jako se změnami postury. Pro některé polohy těla leží těžiště mimo lidské tělo (Janura, 2007).

Opěrná plocha je část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem. Opěrná báze je celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy či ploch, takže opěrná báze může být (a obvykle bývá) větší než opěrná plocha. Tělo jako celek ve statické poloze nemění svou polohu v prostoru. Základní podmínkou stability ve statické poloze je, že se musí těžiště v každém okamžiku promítat do opěrné báze, nemusí se však promítat do opěrné plochy. Do opěrné báze se tedy musí promítat vektor tíhové síly, nemusí však směřovat do opěrné plochy. Pokud během lokomoce vektor tíhové síly nesměruje přímo do opěrné báze, musí tam pak směřovat výslednice vnějších sil (mimo tíhovou sílu se jedná např. o sílu setrvačnou, třecí, reakční, apod.) (Vařeka & Dvořák, 1999).

3.5 Pohyb těžiště těla během chůze

V případě normální chůze opisuje těžiště těla v sagitální rovině plynulou sinusoidu. Těžiště klesá ke své nejnižší úrovni v průběhu středu fáze dvojí opory, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou. Nejvyšší poloha těžiště odpovídá fázi střední opory – kdy na opěrné končetině je chodidlo na podložce. Křivka je plynulá a obvykle rovnoměrně kolísá mezi maximem a minimem rozsahu svého přesunu. Při rychlosti chůze 1m/s je rozsah vertikálního pohybu těžiště přibližně 46 mm. V transversální rovině pohyb těžiště rovněž odpovídá sinusoidě, kdy při stejné fázi končetiny se těžiště těla vychýlí na homolaterální stranu, tzn. ke stejné končetině. Při rychlosti chůze 1m/s je rozsah laterolaterálního pohybu těžiště přibližně 44 mm. Pohyb těžiště do stran je zvýrazněn např. při poruše laterolaterální stability – tzv. kolébavá chůze (viz Příloha 4) (Inman, Ralston & Todd, 1994; Watkins, 2010).

3.6 Kinematika krokového cyklu

3.6.1 Kinematika hlezenního kloubu a nohy během krokového cyklu

V průběhu krokového cyklu se dostává hlezenní kloub dvakrát do plantární a dvakrát do dorzální flexe (viz Příloha 5). Primárním cílem pohybu v tomto kloubu je pohyb těla vpřed (Perry, 1992). Při chůzi není pohyb v hlezenním kloubu velkého rozsahu

(20°–40°), ale tento pohyb má význam pro tlumení nárazů v období počátečního kontaktu, kdy je hlezenní kloub v neutrálním postavení nebo v mírné plantární flexi (3°–5°). Ve stádiu zatěžování až do okamžiku mezistoje se flexe v hlezenním kloubu zvětšuje do 7°, která trvá do 12% krokového cyklu. Při počátečním kontaktu je vektor reakční síly podložky za osou hlezenního kloubu, proto vyvolává točivý moment plantární flexe, který trvá až do období mezistoje. V průběhu mezistoje pak vektor reakční síly podložky prochází osou hlezenního kloubu a dostává se před osu daného kloubu, což způsobí vznik dorziflekčního momentu. V okamžiku odlepení paty od podložky je dosaženo maximální dorzální flexe v hlezenním kloubu (cca 10°), přibližně v 48% krokového cyklu. Během předšvihů hlezenní kloub reaguje na odlehčení končetiny rychlou plantární flexí s maximem 30°. To probíhá v 48 – 62% krokového cyklu. Poté ve zbylých 62 – 100% krokového cyklu se hlezenní kloub dostává postupně z plantární flexe zpět do neutrálního postavení a tato poloha přetrvává až do konce krokového cyklu. Na konci švihové fáze však špička často přepadává do plantární flexe v hlezenním kloubu do 3°–5° (Perry 1992).

Během počátečního kontaktu je subtalární kloub v supinovaném (inverzním) postavení, následně v období zatěžování k pronaci (everzi), která dosahuje přibližně 4°–6° rozsahu pohybu. Pronace trvá asi do 14% krokového cyklu, poté během koncového stoje přechází v supinaci. Neutrálního postavení dosáhne subtalární kloub přibližně v 40% krokového cyklu. V 52% krokového cyklu na konci stojné fáze je subtalární kloub v maximální supinaci a do neutrální polohy se vrací po odrazu palce v průběhu posledních 20% krokového cyklu (Perry 1992).

Ve stádiu zatěžování mediotarzální kloub provádí supinaci vzhledem k pronujícímu zánoží. V období mezistoje naopak dochází k relativní pronaci předonoží, protože předonoží není schopno plně sledovat zánoží do supinace přes svůj zatížený zevní okraj, což vede k uzamčení a zpevnění kalkaneokuboidního kloubu a vytvoří se tak rigidní páka pro odraz. Tato pronace trvá až do stadia počátečního kontaktu, kdy mediotarzální kloub začne znovu supinovat (Vařeka & Vařeková, 2009).

V průběhu počátečního kontaktu jsou metatarzofalangeální klouby v dorziflexi 25° spolu s dorzálně flektovanými prstci. Ve stádiu zatěžování se tyto klouby dostávají do neutrálního nulového postavení. Po odlepení paty se dorzálně flektují, přibližně do 21° a postupně se tato dorzální flexe zvětšuje, kdy při odlepení paty dosahuje až 55°. Během počátečního švihů jsou tyto klouby uvolněny a v průběhu mezišvihů a koncového švihů

dochází v metatarzofalangeálních a interfalangeálních kloubech k dorzální flexi, připravují se tak na fázi počátečního kontaktu (Perry 1992).

3.6.2 Kinematika kolenního kloubu během krokového cyklu

U kolenního kloubu se považuje za neutrální postavení segmentů dolní končetiny, kdy bérce a stehno svírají úhel 180° . Rozsah pohybu v sagitální rovině se pohybuje od 0° – 60° . Na začátku krokového cyklu je kolenní kloub v mírné flexi (okolo 5°), u mnoha subjektů se však tato hodnota liší v rozmezí lehké hyperextenze (-2°) a mírné flexe (5°). Ve stádiu zatěžování se kolenní kloub z téměř plné extenze rychle flektuje (přibližně $300^\circ/\text{s}$). V 15% krokového cyklu je flexe v kolenním kloubu asi 18° a to okamžik, kdy je koleno maximálně zatížené. Po dosažení maximální flexe následuje extenze. Při počátečním kontaktu je působiště reakční síly podložky na patě a vektor prochází v blízkosti středu kolenního kloubu. V průběhu stádia zatěžování směřuje výsledná reakční síla podložky za kolenní kloub a vytváří vnější flekční moment. Nejvíce se plné extenzi (okolo 3° flexe) končetina blíží na konci stojné fáze v 40% krokového cyklu. V mezistoji a koncovém stoji reakční síla podložky působí před kolenní kloub, čímž se vytváří extenční moment, a ten stabilizuje koleno. Poté začíná v kolenním kloubu docházet opětovně k flexi, která v průběhu švihové fáze dosáhne až 60° , probíhá rychlostí okolo $350^\circ/\text{s}$. Díky této flexi se může švihová končetina posunout před tělo, aniž by došlo k jejímu kontaktu s podložkou, tedy k zakopnutí. Asi v polovině švihové fáze koleno extenduje a připravuje se tak na kontakt paty s podložkou. Maximální extenze (flexe $3 - 5^\circ$) v kolenním kloubu je dosaženo v 97% krokového cyklu (viz Příloha 6) (Gage, 1991; Perry, 1992).

Rozsah pohybu rotace v kolenním kloubu okolo axiální osy je přibližně 9° až 13° . Při kontaktu paty s podložkou je bérce vůči femuru lehce mediálně rotován. Po zatížení se vnitřní rotace bérce zvětšuje, femur tuto rotaci následuje, ale pomaleji než rotace probíhá. Na konci stádia zatěžování je bérce maximálně vnitřně rotován. Spolu s vnitřní rotací bérce dochází rovněž k addukci v kolenním kloubu. Na konci stojné fáze bérce rotuje laterálně a uzamyká tak kolenní kloub. Po odrazu bérce opět mediálně rotuje a odemyká kolenní kloub. Ve druhé polovině švihové fáze bérce rotuje laterálně a podruhé tak zamyká kolenní kloub (Perry 1992).

Kolenní kloub vykonává také pohyby ve frontální rovině. Ve stádiu zatěžování je u většiny lidí 3° abdukce v kolenním kloubu, která podle Kettlecampa (in Perry, 1992)

dosahuje maxima během počátečního kontaktu. Při švihové fázi se pak kolenní kloub vrací zpět do fyziologické addukce 8° (Perry 1992).

3.6.3 Kinematika kyčelního kloubu během krokového cyklu

Celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu je 40° . Tento rozsah je od 10° extenze do 30° flexe. Ve stadiu počátečního kontaktu je kyčelní kloub v 20° flexi. Během zatěžování je tato pozice relativně stabilní, flexe klesá maximálně o 2° až 3° . Na začátku mezistoje začíná kyčelní kloub extendovat a tato akce pokračuje v průběhu mezistoje a koncového stoje. 10° extenze dosahuje kyčelní kloub v 50% krokového cyklu, tedy těsně před obdobím předšvihu. V období předšvihu kyčelní kloub mění svůj směr a začíná flektovat. Neutrální pozice (0°) v kyčelním kloubu je dosaženo na konci stojné fáze, tedy v 60% krokového cyklu. Flexe pokračuje během počátečního švihu a mezišvihu, kdy se velikost flexe pohybuje okolo 30° . Na konci švihové fáze se flexe mírně zmenšuje a zůstává tak až do počátečního kontaktu dalšího krokového cyklu (viz Příloha 7) (Perry 1992).

Při počátečním kontaktu je kyčelní kloub ve frontální rovině asi v 10° addukci. V průběhu období zatěžování je kyčelní kloub v 5° addukci a dále během mezistoje a koncového stoje se dostává do neutrálního postavení. V okamžiku počátečního švihu dochází k 5° abdukci v kyčelním kloubu (Perry 1992).

V transverzální rovině je kyčelní kloub během počátečního kontaktu v nulovém postavení, po zatížení se však dostává do vnitřní rotace. V průběhu mezistoje začíná kyčelní kloub zevně rotovat a maximální zevní rotace dosahuje na konci stojné fáze. Celkový rozsah rotace stehna je dle Perry (1992) 15° , z toho rotace v kyčelním kloubu je 8° a rotace pánve $7,7^\circ$.

3.6.4 Kinematika pánve během krokového cyklu

Jako pohyb pánve hodnotíme rotaci pánve (pelvic rotation) v transverzální rovině, náklon pánve (pelvic tilt) v sagitální rovině a úklon pánve (pelvic obliquity) v rovině frontální.

Perry (1992) uvádí, že při počátečním kontaktu dané končetiny je stejná strana pánve v maximální vnitřní rotaci (rotace vpřed, okolo 5°) v transverzální rovině vzhledem ke středu těla. Poté se vrací zpět do neutrálního postavení, ve kterém je v polovině období mezistoje. Pánev pak rotuje zevně (dozadu) až do okamžiku počátečního kontaktu kontralaterální dolní končetiny, kdy je v maximální zevní rotaci (asi 5°). Dále během počátečního švihů je pánev v neutrálním postavení a při mezišvihů začíná opět rotovat ventrálně. Na konci švihové fáze je pánev maximálně rotována vpřed (asi 5°). Gage, (1991) uvádí, že celkový rozsah rotace v transverzální rovině je okolo 8° až 10° .

V okamžiku kontaktu paty je pánev ve frontální rovině téměř v neutrálním postavení. Během zatěžování končetiny pánev kontralaterálně klesá. Na ipsilaterální straně Perry (1992) popisuje pohyb pánve jako relativní elevaci vůči straně druhé. Následně se během mezistoje pánev dostává do neutrálního postavení, v období předšvihů začíná na homolaterální straně klesat, s maximem těsně po odrazu palce (5°). V tomto okamžiku je maximální vzestup pánve na straně druhé. Ve švihové fázi se pánev opět dostává do neutrálního postavení. Rozsah pohybu pánve ve frontální rovině je v přirozené rychlosti podle Gage (1991) 5° až 7° a podle Perry (1992) 5° na každou stranu.

Perry (1992) uvádí, že v sagitální rovině je pánev v období počátečního kontaktu v neutrálním postavení. Postupně dochází k mírné anteverzi. V průběhu předšvihů se pánev dostává do neutrálního postavení a na začátku švihové fáze pokračuje pohyb směrem do retroverze. Na konci švihové fáze se pánev opět dostává do anteverze (3°). Rozsah pohybu pánve v sagitální rovině je podle Perry (1992) 4° . Každá změna pánevního sklonu se projevuje na změnách bederní lordózy, kdy zvětšení anteverze pánve prohlubuje bederní lordózu a opačně (Dylevský, 2009).

Pohyby pánve střídavě doprovázejí pohyby obou dolních končetin v letové fázi. Dorzální klopení pánve doprovází flexi v kyčelním kloubu na počátku švihové fáze a ventrální klopení pánve doprovází extenzi kyčelního kloubu na konci stojné fáze (Perry 1992).

4 Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza se zabývá vzájemným pohybem jednotlivých segmentů lidského těla. Mezi měřené veličiny patří dráha (úhel), rychlost (úhlová rychlost), zrychlení (úhlové zrychlení) a čas (Gage, 1991).

V případě kinematických metod sledujeme pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které jej způsobují. Janura a Zahálka (2004) dělí kinematické metody na goniometrii, akcelerometrii, stroboskopii, systémy pracující na elektromagnetickém principu, systémy využívající akustické senzory a optoelektrické systémy. Podstatou kinematografické metody je analýza pohybu určitých bodů či vybraných segmentů lidského těla na základě vyhodnocení videozáznamu. Označením bodů na záznamu pohybové činnosti lze získat jejich rovinné souřadnice, které slouží pro určení základních kinematických veličin (Janura & Zahálka, 2004).

Optoelektronická zařízení představují moderní nástroj umožňující komplexní hodnocení pohybu jednotlivých segmentů lidského těla při chůzi v rámci jednoho měření. U zobrazovacích kinematických systémů, mezi které patří i systém Vicon MX, je poloha segmentů těla určována pomocí projekcí vybraných anatomických bodů. Při analýze videozáznamu však nepracujeme s těmito anatomickými body, ale s jejich projekcí na kůži, na kterou jsou před samotným měřením umístěny značky. Podle typu využití systému a způsobu řešení dané úlohy lze značky rozdělit na pasivní a aktivní. Aktivní značky vysílají signál, který je zaznamenáván pomocí speciálních kamer. U pasivních značek se využívá toho, že jsou vzhledem k pozadí, na kterém jsou umístěny kontrastní (Svoboda & Janura, 2010).

Jako výhodu optoelektronických systémů Svoboda a Janura (2010) popisují automatické hodnocení polohy kontrastních značek v prostoru s vysokou přesností. Nevýhodou je však nemožnost použití optoelektronických systémů mimo laboratorní podmínky kvůli velkému množství rušivých vlivů. Janura a Zahálka (2004) popisují problémy při měření chůze, které se vztahují k vymezení segmentů lidského těla pomocí povrchových značek (zevních markerů). Jde o posun těchto značek kvůli měkkým tkáním (nacházejícími se mezi anatomickým bodem na kosti a značkou umístěnou na kůži), které se vlivem změn rychlosti a setrvačnosti posouvají.

Vařeka a Vařeková (2009) popisují, že analýza pohybů jednotlivých segmentů nohy se stala nedílnou součástí analýzy chůze, při které jsou využívány především tři hlavní

systémy. Pedobarografie (dynamická plantografie) se využívá k měření rozložení tlaků pod ploškou nohy. Silové plošiny slouží k měření reakční síly podložky a změn polohy působišť této síly v čase. Systém kinematické (2D nebo 3D) analýzy zkoumá kinematiku lidského těla při pohybu. Výše uvedené systémy mohou být využívány samostatně i současně.

Vařeka a Vařeková (2009) připomínají, že konečným cílem kinematické analýzy chůze je nejen pochopení funkce dolní končetiny a celého motorického systému, ale rovněž využití získaných výsledků v klinické praxi při diagnostice a léčbě konkrétního pacienta.

4.1 Kinematická 3D analýza pohybu

K prostorovému znázornění je třeba provést rozšíření rovinné soustavy souřadnic, tedy k původní dvojici os x , y (využívaných při rovinném znázornění) přiřadit třetí osu z . Vybraný bod je tedy znázorněn pomocí tří souřadnic, které jednoznačně určují jeho polohu. Označením jednotlivých bodů na lidském těle a určením jeho souřadnic lze stanovit délky segmentů, velikosti úhlů mezi nimi, polohu těžiště lidského těla apod. a odvodit další parametry, které umožní popsat sledovaný pohyb. Avšak při použití videozáznamu každý prostorový (trojrozměrný, 3D) segment lidského těla se zobrazí na rovinný (dvojrzměrný, 2D) obraz, získáme tak pouze 2D souřadnice. Označením stejného bodu ve stejné poloze na různých záznamech lze získat několik dvojic rovinných souřadnic tohoto bodu, jejich transformací se vytvoří prostorové souřadnice konkrétního bodu. Pro 3D analýzu pohybu je tedy nutné použít záznam minimálně ze dvou kamer (Janura & Zahálka, 2004).

Janura a Zahálka (2004) uvádějí, že neexistují jednoznačně stanovená pravidla o umístění kamer pro kinematickou 3D analýzu. Umístění kamer se tedy řídí typem řešené úlohy a možnostmi pracoviště. Nutnou podmínkou prostorové analýzy je však viditelnost každého vyhodnocovaného bodu na záznamech minimálně ze dvou kamer. Optimální rozmístění kamer je takové, kdy se úhel mezi optickými osami jednotlivých přístrojů blíží 90° .

Jak už jsem zmiňovala, měření je zatíženo chybou. Baker (2006) říká, že mezi základní problémy vyskytující se v průběhu kinematického měření patří určování antropometrických charakteristik subjektu (palpační fenomény) a kompenzace pohybu

měkkých tkání, kvůli kterým zevní markery nekopírují pohyb kostěných segmentů zcela přesně. Matoucí mohou být rovněž falešné markery vznikající působením odraženého světla.

Pro minimalizaci chyb způsobených pohybem měkkých tkání se zevní markery umisťují na místa s nejmenší posunlivostí měkkých tkání vzhledem ke kosti, tedy na přední a zadní horní spiny pánve, na velké trochantery, na laterální epikondyly femuru, na hlavičky fibuly, na zevní a vnitřní kotníky apod. (Cappozzo et al. in Pohl, 2009).

Vařeka a Vařeková uvádí, že k eliminaci problémů umístění zevních markerů při 3D kinematické analýze pohybu byla vytvořena řada modelů, např. Heidelberský model (Heidelberg Foot Measurement Method, HFMM, 2006), Oxfordský model (Oxford Foot Model, 2006), Boloňský model (2007).

5 Cíl výzkumu a výzkumné otázky

5.1 Cíl výzkumu

Cílem této diplomové práce je zjištění rozdílu v rotaci kyčelního kloubu a postavení pánve během přirozené chůze a chůze s aktivní supinací a pronací zánoží během krokového cyklu.

5.2 Výzkumné otázky

Liší se pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině při chůzi s aktivní pronací a supinací zánoží v porovnání s přirozenou chůzí?

Liší se lišit pohyb pánve v sagitální rovině při chůzi s aktivní pronací a supinací zánoží v porovnání s přirozenou chůzí?

Liší se pohyb pánve ve frontální rovině při chůzi s aktivní pronací a supinací zánoží v porovnání s přirozenou chůzí?

Liší se pohyb pánve v transverzální rovině při chůzi s aktivní pronací a supinací zánoží v porovnání s přirozenou chůzí?

6 Metodika výzkumu

Výzkum chůze s aktivní supinací a pronací zánoží v porovnání s přirozenou chůzí

- vypracování metodiky měření
- výběr skupiny probandů
- postup měření
- vyhodnocení naměřených dat

Výzkumné měření a zpracování dat probíhalo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

6.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Zkoumaný soubor tvořilo 30 studentů (UP Olomouc) mužského pohlaví (věk $23,8 \pm 2,48$ let, výška $182,7 \pm 5,9$ cm, hmotnost $79 \pm 8,2$ kg). Na základě vyplněných dotazníků o zdravotním stavu (viz Příloha 8) byli z výzkumu vyloučeni studenti se strukturálním postižením nebo po traumatech dolních končetin, pánve a páteře. Dále osoby s postižením centrálního či periferního nervového systému, osoby s duševním onemocněním a osoby se smyslovým postižením.

6.2 Použité technické zařízení

Pro 3D kinematickou analýzu chůze jsme použili systém Vicon MX (Vicon Motion Systems). Vicon MX systém využívá reflexních pasivních značek, které jsme lepili na tělo měřené osoby pomocí oboustranné lepicí pásky. Zevní markery označující jednotlivé segmenty lidského těla odrážejí světlo, v tomto případě infračervené záření.

Komponenty systému Vicon jsou kamery s infračerveným zářením; jednotka pro příjem analogových dat z kamer; sběrnice dat – MX systém; počítač; jednotka pro příjem analogových dat ze silových plošin, případně EMG; DV/DCAM kamery. Silové plošiny, EMG nebo DV/DCAM kamery nemusí být součástí systému, umožňují však komplexní analýzu pohybu. Naměřená data u systému Vicon jsou získávána pomocí softwaru Vicon Nexus. Software, který umožňuje vytvářet, editovat a exportovat výstupy z měření a který umožňuje vytvářet prezentace výsledků, se jmenuje Vicon Polygon.

6.3 Příprava snímaného prostoru - kalibrace systému

Provedení kalibrace při analýze záznamu pohybu je jedním ze základních kroků sloužících k určení závislosti mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji, které jsou získány ze záznamu. Kalibrace kamer byla prováděná pomocí kalibrační hůlky (Wand) a kalibračního rámečku (L-Frame) pro určení počátku. Po spuštění kalibrace vyšetřující mával kalibrační hůlkou v prostoru, který snímaly všechny kamery a v prostoru, kde zamýšlel později snímat. Na všech kamerách svítilo oranžové světlo, které během kalibrace blikalo čím dál, tím rychleji s tím, jak kamery zaznamenávaly více poloh, kdy byly vidět všechny značky na hůlce. Jakmile se na kamerách rozsvítila zelená kontrolka, signalizovalo to, že má tisíc úspěšných poloh, tedy že má dostatek dat ke kalibraci. Poté systém na základě výpočtu stanovil přesnost kalibrace každé kamery počtem chybně odečtených snímků. Nakonec se určoval počátek kalibrovaného prostoru umístěním kalibračního zařízení (L-Frame) na jasně vyznačenou oblast prostoru. Značky zařízení tak byly zobrazeny v prostoru a nastavení kamer se uložilo. Takto kalibrovaný prostor, kde již máme přiřazeny reálné hodnoty, se nesmí před pořízením záznamu k analýze měnit (změna v umístění kamer, jejich ohniskové vzdálenosti a zorného úlu). Při 3D analýze je nutné vidět celý kalibrační prostor na všech kamerách.

6.4 Průběh a organizace měření

Záměrem kinematické analýzy bylo měření pánve v rovině frontální, sagitální a transverzální a měření kyčelního kloubu v rovině transverzální. Etická komise FTK UP neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnicí pro výzkum zahrnující lidské účastníky (viz Příloha 15).

Před samotným měřením byl proband seznámen s průběhem, obsahem a účelem měření a podepsal informovaný souhlas s anonymním využitím údajů pro vědeckou práci (viz Příloha 9). Poté byly změřené antropometrické hodnoty: tělesná výška, hmotnost, šířka kotníků, šířka kolen a funkční délka dolních končetin (vzdálenost mezi pupkem a vnitřním kotníkem), jejichž hodnoty slouží pro výpočty středů kloubů. Po provedení měření byly na subjekt na vybraná, anatomicky definovaná místa připevněny (přilepeny oboustrannou lepicí páskou) reflexní povrchové značky, které definovaly vybrané segmenty lidského těla (viz Tabulka 1 a Příloha 10). Každý z bodů byl označen na pravé i levé straně těla.

Po připevnění zevních markerů bylo zahájeno samotné měření třiceti vteřinovým stojem, aby mohl software provést statickou kalibraci modelu a přiřadit tak k bodům segmenty. Dále byl proband instruován, aby se 6x prošel přirozenou chůzí mimo silové plošiny a footscan. Kromě toho šel proband po footscanu dva pokusy po zevních hranách chodidel v aktivní supinaci zánoží a dva pokusy po vnitřních hranách chodidel v aktivní pronaci zánoží (viz Příloha 11, 12).

Tabulka 1. Název a umístění reflexních značek

| NÁZEV ZNAČKY | POLOHA ZNAČKY |
|--------------|-------------------------------------|
| LASI, RASI | spina iliaca anterior superior |
| LPSI, RPSI | spina iliaca posterior superior |
| LTHI, RTHI | trochanter maior |
| LKNE, RKNE | laterální štěrbina kolenního kloubu |
| LTIB, RTIB | laterální strana bérce |
| LANK, RANK | malleolus lateralis |
| LHEE, RHEE | calcaneus - dorzální strana |
| LTOE, RTOE | hlavička I. metatarsu |

6.5 Zpracování získaných dat

Byly hodnoceny dva základní parametry charakterizující pohyb kyčelního kloubu a pánve při chůzi: úhel v kyčelním kloubu (H) a úhel pánve (P). Program Vicon Nexus si stanovuje střed kloubů a úsečky na pánvi pomocí zadaných antropometrických hodnot, podle toho byl pak vypočítán rozsah pohybu kyčelního kloubu a pánve. U každého jedince bylo provedeno měření stoje pro určení neutrálního (nulového) postavení kyčelního kloubu a pánve.

Pro vypočtení rozsahu rotace kyčelního kloubu v transverzální rovině využívá program Vicon Nexus spojnicí středu kyčelního a kolenního kloubu a značku na velkém trochanteru. Zevní rotace je posun daného bodu vůči spojnicí středů kloubů směrem dorzálním od nulového postavení a vnitřní rotace směrem ventrálním od nulového postavení. K výpočtu rozsahu pohybu pánve v sagitální rovině využívá systém Vicon Nexus úhel mezi spojnicí předních a zadních horních spin vůči transverzální rovině. Pohyb pánve směrem dopředu od nulového postavení je anteverze a pohyb pánve směrem dozadu

od nulového postavení je retroverze. Pro určení rozsahu pohybu pánve ve frontální rovině využívá program Vicon Nexus úhel mezi spojnicí předních horních spin vůči transversální rovině. Ve frontální rovině byla posuzována deprese (pohyb dolů) a elevace (pohyb nahoru) pánve vzhledem k neutrálnímu postavení pánve. Pro výpočet velikosti rozsahu pohybu pánve v transversální rovině využívá systém Vicon Nexus úhel mezi spojnicí předních horních spin vůči frontální rovině. Zde jako pohyb dopředu vzhledem k nulovému postavení se označuje vnitřní rotace pánve a pohyb dozadu jako zevní rotace pánve. Ze závislosti hodnot těchto úhlů na čase s přihlédnutím k fázím krokového cyklu byly odvozeny úhlové parametry (viz Tabulka 2).

Zpracování naměřených dat bylo provedeno v programu Vicon Nexus (viz Příloha 13, 14). Zpracovaný byl stoj, přirozená chůze a chůze s aktivní supinací a pronací zánoží. Na základě footscanu byl vybrán lepší pokus chůze s aktivní supinací a pronací zánoží. Nakonec byl záznam exportován do formátu, ve kterém je možné výstupní parametry dále analyzovat. U systému Vicon MX se jedná o program Vicon Polygon, kde bylo možné vytvářet prezentace výsledků v podobě grafů. Následně v programu Microsoft Office Excel® (2007) byly zpracovány číselné hodnoty. Statistické hodnoty byly získány zpracováním výsledků v programu Statistica 9.0. Byl použitý Znaménkový test a výsledky byly určeny na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Tabulka 2. Úhlové parametry s přihlédnutím k fázím krokového cyklu

| zkratka | úhlové parametry s přihlédnutím k fázím krokového cyklu |
|---------------|---|
| HTmin1 | maximální zevní rotace kyčelního kloubu v transversální rovině na konci stejné fáze |
| HTmax1 | maximální vnitřní rotace kyčelního kloubu v transversální rovině v období zatěžování na začátku stejné fáze |
| PSmin1 | maximální retroverze pánve v sagitální rovině na začátku švihové fáze |
| PSmax1 | maximální anteverze pánve v sagitální rovině na konci švihové fáze |
| PFmin1 | maximální deprese pánve ve frontální rovině na straně dané končetiny těsně po odrazu palce |
| PFmax1 | maximální elevace pánve v sagitální rovině na straně dané končetiny v období zatěžování |
| PTmin1 | maximální zevní rotace pánve v transversální rovině během počátečního kontaktu druhostranné končetiny |
| PTmax1 | maximální vnitřní rotace pánve v transversální rovině v období počátečního kontaktu stejnostranné končetiny |

7 Výsledky měření

Tabulka 3. Hodnoty úhlových parametrů různých typů chůze (°)

| UP | CH (°) | | P (°) | | S (°) | |
|--------|---------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | M | SD | M | SD | M | SD |
| HTmin1 | -10,726 | 11,354 | -6,043 | 11,359 | -9,376 | 11,209 |
| HTmax1 | 8,282 | 11,325 | 9,668 | 10,710 | 7,145 | 10,486 |
| PSmin1 | -2,738 | 4,402 | -0,950 | 5,639 | -1,799 | 4,258 |
| PSmax1 | -0,540 | 3,998 | 1,964 | 5,138 | 0,674 | 4,349 |
| PFmin1 | -4,323 | 2,557 | -3,319 | 1,872 | -3,045 | 1,968 |
| PFmax1 | 4,493 | 2,389 | 3,492 | 2,308 | 3,071 | 1,963 |
| PTmin1 | -5,323 | 4,560 | -5,151 | 3,861 | -4,569 | 3,508 |
| PTmax1 | 6,733 | 3,845 | 5,653 | 3,268 | 5,414 | 3,254 |

Legenda: viz Tabulka 2, CH – přirozená chůze, P – chůze s aktivní pronací zánoží, S – chůze s aktivní supinací zánoží, UP – úhlový parametr, M – průměr, SD – směrodatná odchylka.

Tabulka 4. Rozdíly mezi úhlovými parametry různých typů chůze (Znaménkový test)

| UP | CH X P | CH X S | P X S |
|--------|--------|--------|--------|
| | p | p | p |
| HTmin1 | 0,0000 | 0,2976 | 0,0000 |
| HTmax1 | 0,0528 | 0,1556 | 0,0000 |
| PSmin1 | 0,0012 | 0,0010 | 0,3662 |
| PSmax1 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0042 |
| PFmin1 | 0,0002 | 0,0000 | 0,3662 |
| PFmax1 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0282 |
| PTmin1 | 0,0528 | 0,2453 | 0,3662 |
| PTmax1 | 0,0528 | 0,0528 | 0,7946 |

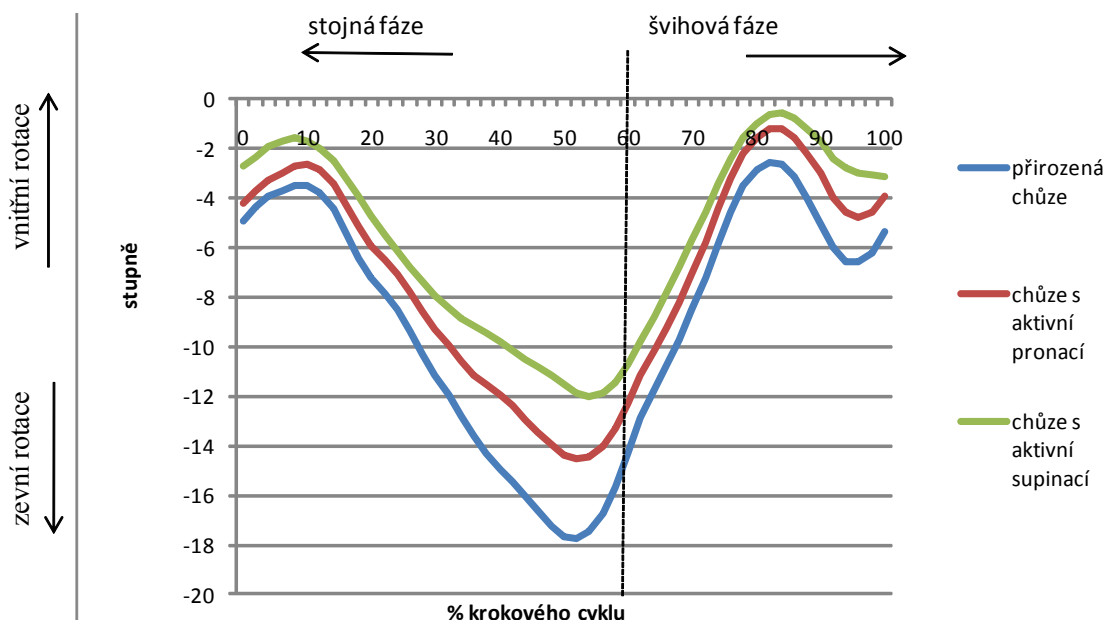
Legenda: viz tabulka 2, CH X P – porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní pronací zánoží, CH X S – porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní supinací zánoží, P X S – porovnání chůze s aktivní pronací zánoží a chůze s aktivní supinací zánoží, UP – úhlový parametr, p – statistická významnost, – statisticky významná odchylka, – statisticky nevýznamná odchylka.

7.1 Pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině

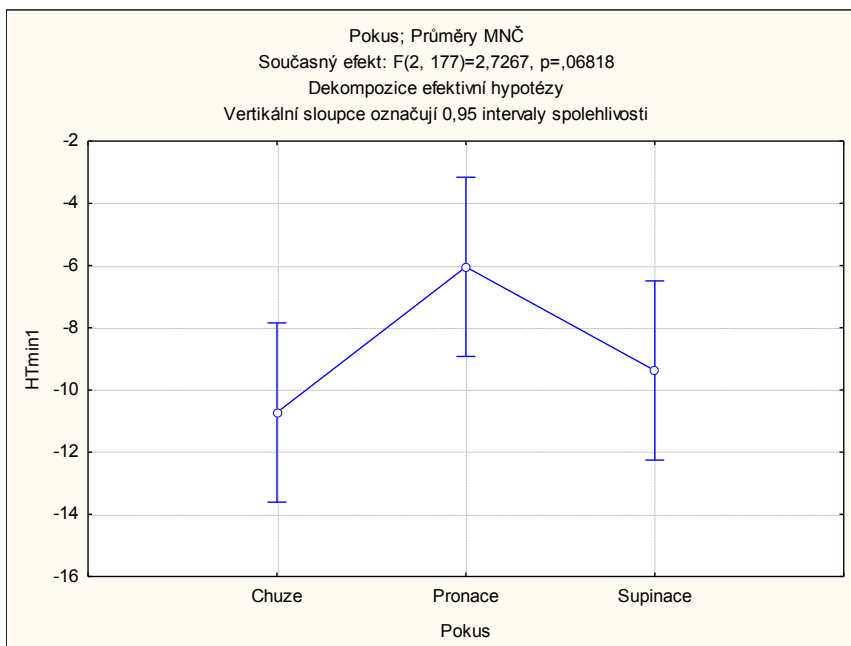
Na konci stojné fáze je kyčelní kloub v maximální zevní rotaci (HTmin1). Z výsledků je patrné, že rozsah pohybu zevní rotace během přirozené chůze je v porovnání s chůzí v aktivní supinaci a pronaci zánoží vyšší. Rozdíl mezi přirozenou chůzí a chůzí s aktivní pronací je statisticky významný ($p < 0,001$). Naopak při porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní supinací není statisticky významný rozdíl. Při srovnání chůze s aktivní supinací a pronací dosahuje zevní rotace kyčelního kloubu během aktivní supinace podstatně vyšších hodnot, rozdíl je statisticky významný ($p < 0,001$) (Graf 1, 2).

V období zatěžování dochází k větší vnitřní rotaci kyčelního kloubu u chůze s aktivní pronací zánoží vzhledem k chůzi s aktivní supinací a přirozené chůzi. Při porovnání přirozené chůze a chůze s aktivní pronací zánoží není statisticky významný rozdíl. Ovšem při srovnání chůze s aktivní pronací a supinací nacházíme statistickou významnost ($p < 0,001$). Hodnota rozsahu vnitřní rotace je větší u přirozené chůze, nežli u chůze s aktivní supinací zánoží, rozdíl je statisticky nevýznamný (Graf 1, 3).

Graf 1. Pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině v průběhu krokového cyklu během přirozené chůze, chůze s aktivní pronací zánoží a chůze s aktivní supinací zánoží

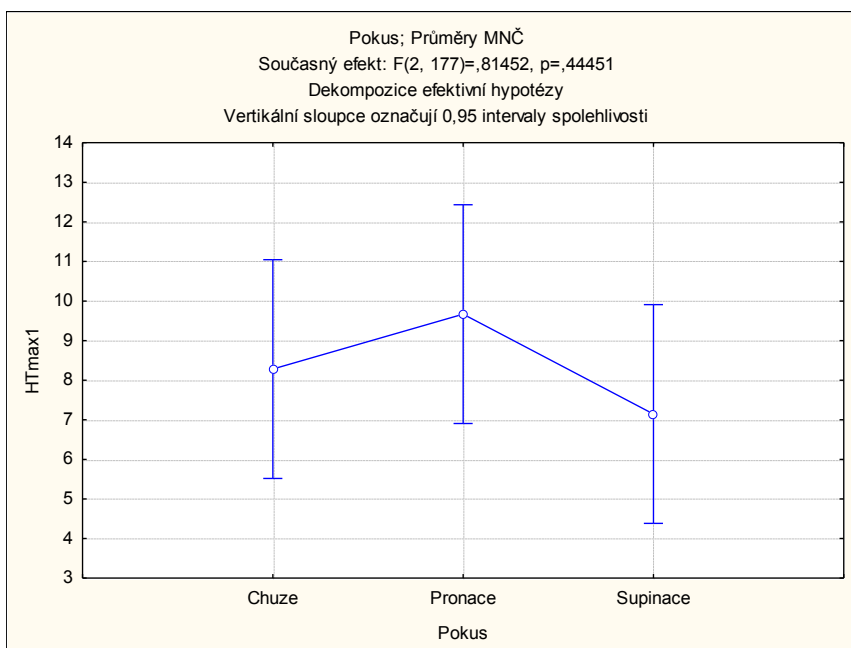


Graf 2. Průměrné hodnoty zevní rotace kyčelního kloubu na konci stejné fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací zánoží



Legenda: viz Tabulka 2, chůze – přirozená chůze, pronace – chůze s aktivní pronací zánoží, supinace – chůze s aktivní supinací zánoží.

Graf 3. Průměrné hodnoty vnitřní rotace kyčelního kloubu v období zatěžování na začátku stejné fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací zánoží



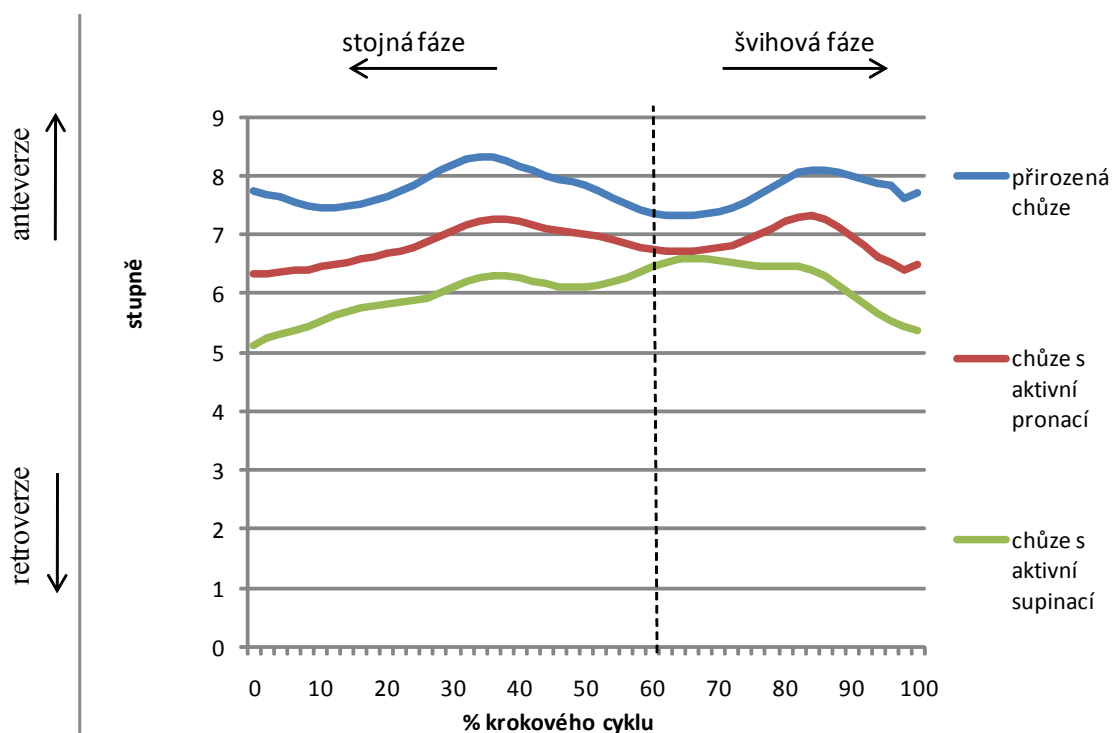
Legenda: viz Tabulka 2, chůze – přirozená chůze, pronace – chůze s aktivní pronací zánoží, supinace – chůze s aktivní supinací zánoží.

7.2 Pohyb pánve v sagitální rovině

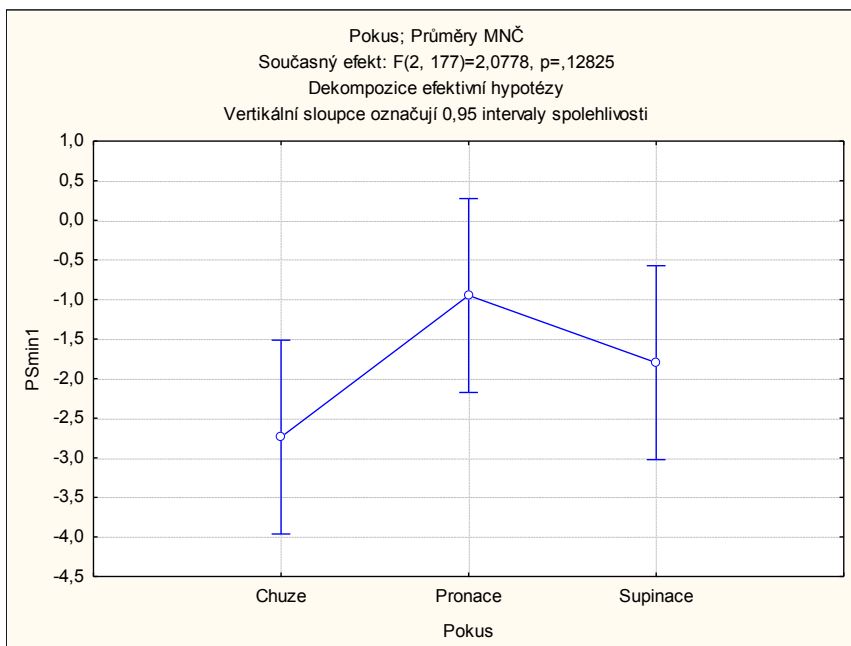
Na začátku švihové fáze je pánev v maximální retroverzi. Během přirozené chůze je větší retroverze pánve, než při chůzi s aktivní supinací či pronací zánoží. Rozdíly jsou statisticky významné, mezi přirozenou chůzí a chůzí s aktivní pronací ($p=0,001$) a rovněž mezi přirozenou chůzí a chůzí s aktivní supinací ($p=0,001$). Při srovnání chůze s aktivní pronací a supinací zánoží dosahuje retroverze pánve během aktivní supinace vyšších hodnot, rozdíl však není statisticky významný (Graf 4, 5).

V sagitální rovině dosahuje antevertze pánve na konci švihové fáze svého maxima. Největší antevertze pánve bylo dosaženo během aktivní pronace zánoží, dále během aktivní supinace zánoží a nejmenších hodnot rozsahu retroverze pánve bylo dosaženo během přirozené chůze. Během přirozené chůze však průměrné hodnoty dosahovaly $0,5^\circ$ retroverze pánve (Graf 4, 6). Všechny uvedené rozdíly rozsahu antevertze pánve jsou statisticky významné. Hladina statistické významnosti mezi přirozenou chůzí a chůzí s aktivní pronací je ($p<0,001$), mezi přirozenou chůzí a chůzí s aktivní supinací je ($p<0,001$) a mezi chůzí s aktivní pronací a chůzí s aktivní supinací je ($p=0,004$).

Graf 4. Pohyb pánve v sagitální rovině v průběhu krokového cyklu během přirozené chůze, chůze s aktivní pronací zánoží a chůze s aktivní supinací zánoží

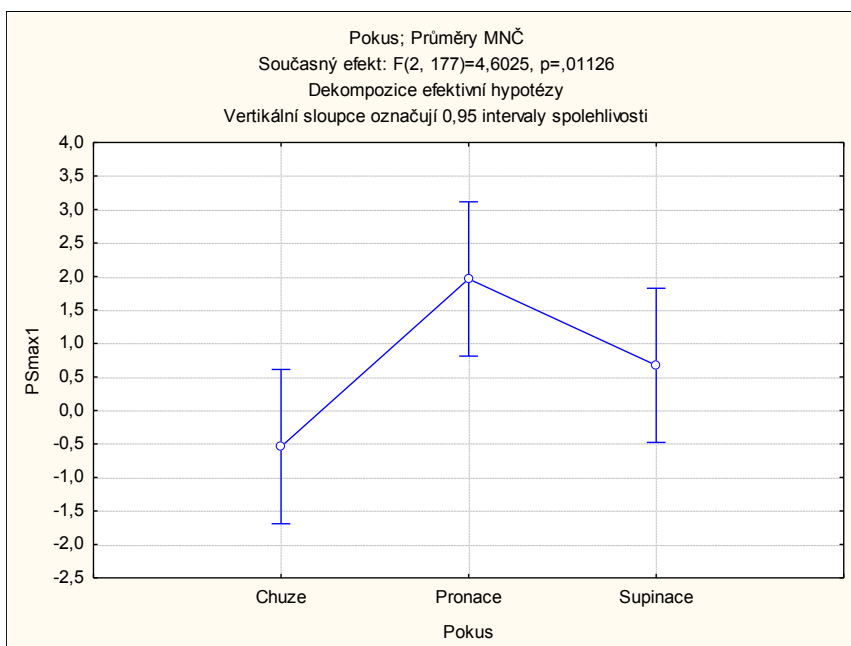


Graf 5. Průměrné hodnoty retroverze pánve na začátku švihové fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací zánoží



Legenda: viz Tabulka 2, chůze – přirozená chůze, pronace – chůze s aktivní pronací zánoží, supinace – chůze s aktivní supinací zánoží.

Graf 6. Průměrné hodnoty antevertze pánve na konci švihové fáze u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací zánoží



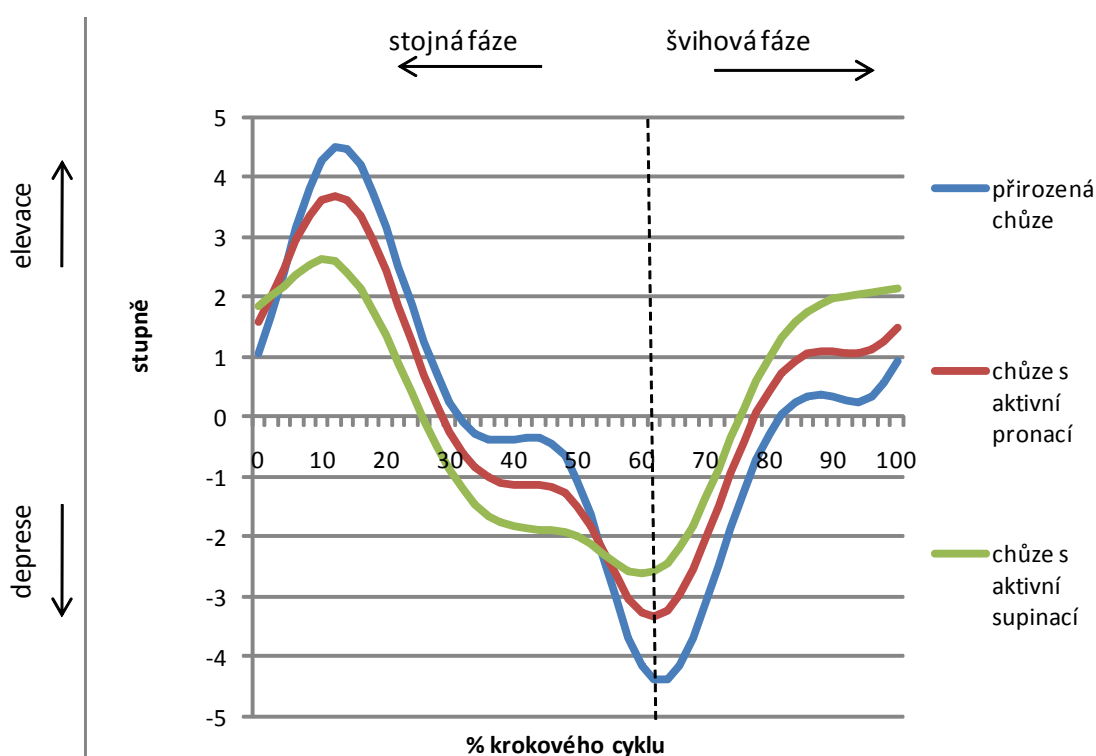
Legenda: viz Tabulka 2, chůze – přirozená chůze, pronace – chůze s aktivní pronací zánoží, supinace – chůze s aktivní supinací zánoží.

7.3 Pohyb pánve ve frontální rovině

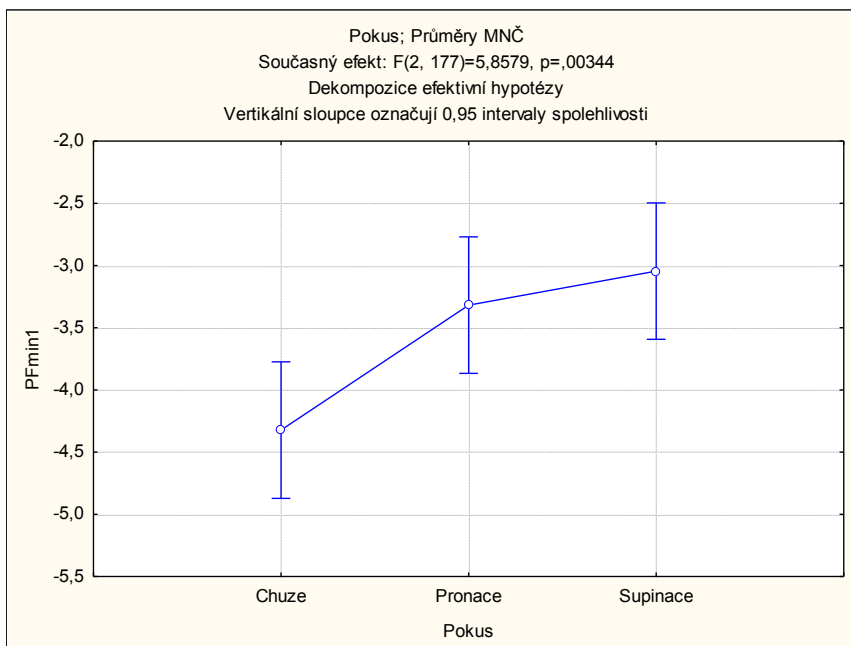
Ve frontální rovině je pánev těsně po odrazu palce v maximální depresi na ipsilaterální straně. Z výsledků je patrné, že během přirozené chůze je rozsah pohybu deprese pánve větší v porovnání s chůzí v aktivní supinaci a pronaci zánoží. Tyto rozdíly jsou statisticky významné ($p < 0,001$). Podle výsledků je deprese pánve u chůze s aktivní pronací větší než u chůze s aktivní supinací, rozdíl je statisticky nevýznamný (Graf 7, 8).

V průběhu zatěžování je pánev ve frontální rovině na homolaterální straně v maximální elevaci. Stejně jako u deprese i v případě elevace pánve bylo dosaženo největších úhlových rozdílů u přirozené chůze v porovnání s chůzí v aktivní supinaci a pronaci zánoží. Tyto rozdíly jsou statisticky významné ($p < 0,001$). Rovněž větší elevace pánve je dosaženo během chůze s aktivní pronací ve srovnání s chůzí s aktivní supinací zánoží, rozdíl je statisticky významný ($p = 0,02$) (Graf 7, 9).

Graf 7. Pohyb pánve ve frontální rovině v průběhu krokového cyklu během přirozené chůze, chůze s aktivní pronací zánoží a chůze s aktivní supinací zánoží

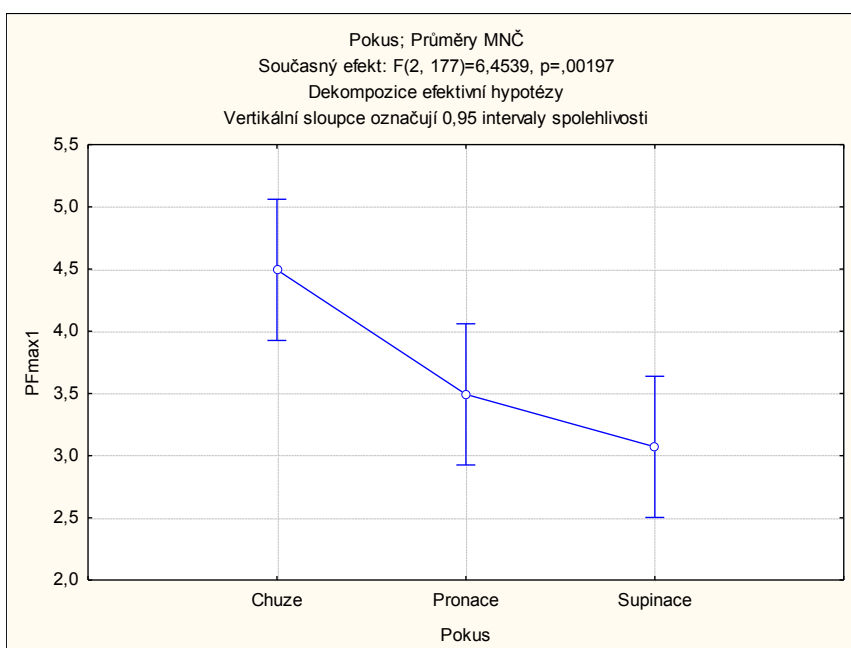


Graf 8. Průměrné hodnoty deprese pánve na straně dané končetiny těsně po odrazu palce u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací zánoží



Legenda: viz Tabulka 2, chůze – přirozená chůze, pronace – chůze s aktivní pronací zánoží, supinace – chůze s aktivní supinací zánoží.

Graf 9. Průměrné hodnoty elevace pánve na straně dané končetiny v období zatěžování u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací zánoží



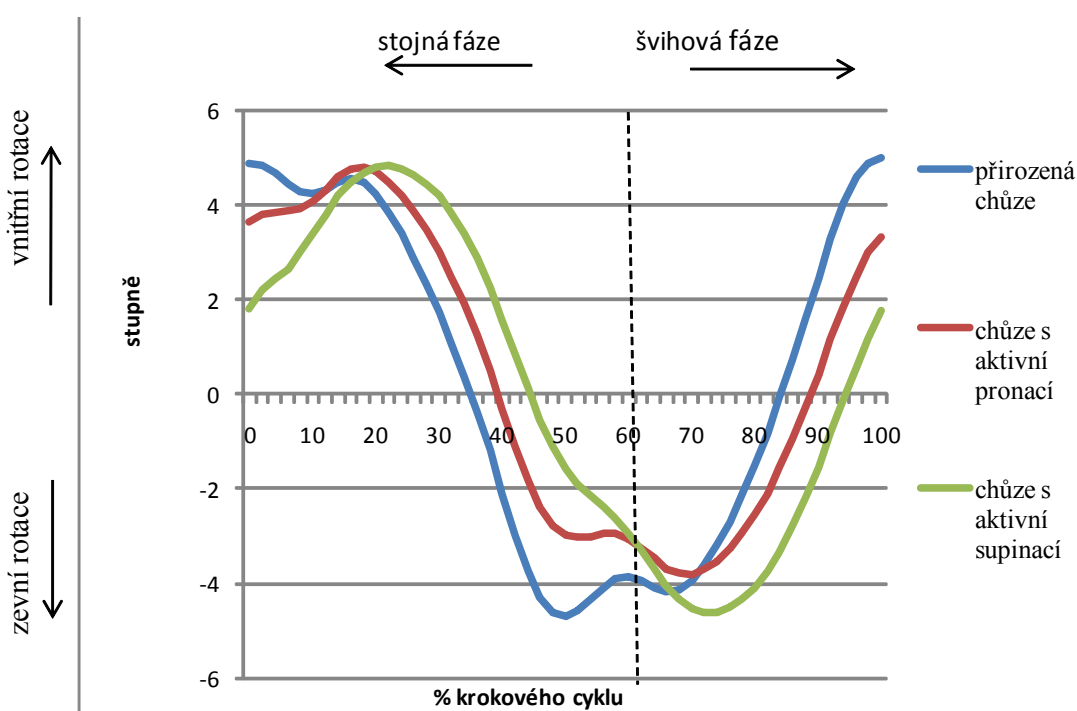
Legenda: viz Tabulka 2, chůze – přirozená chůze, pronace – chůze s aktivní pronací zánoží, supinace – chůze s aktivní supinací zánoží.

7.4 Pohyb pánve v transverzální rovině

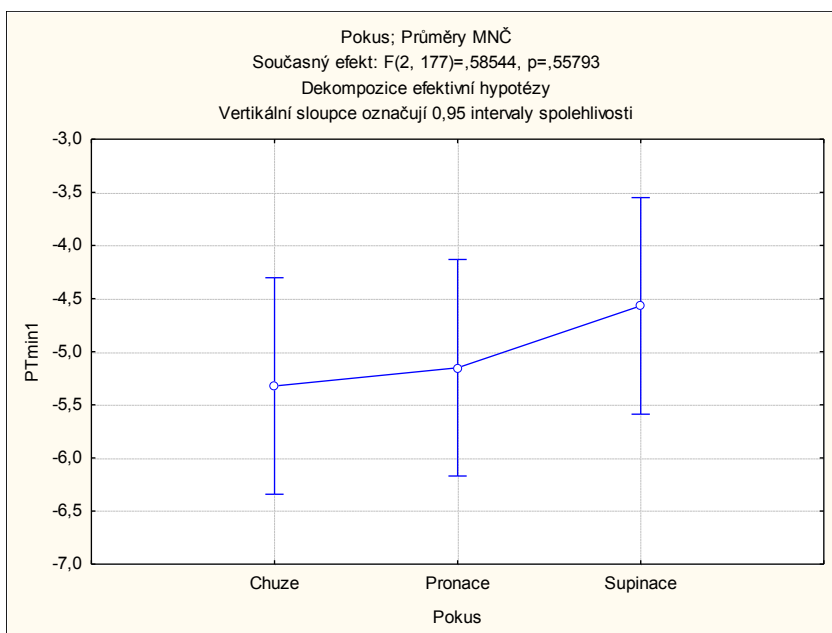
Všechny rozdíly rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině během přirozené chůze a chůze s aktivní pronací a supinací zánoží nejsou statisticky významné (Tabulka 4). Maximální zevní rotace pánve v transverzální rovině je dosaženo během počátečního kontaktu kontralaterální dolní končetiny. Z měření vyplývá, že zevní rotace pánve je během přirozené chůze větší, než u chůze s aktivní supinací a pronací zánoží. Naopak větších hodnot zevní rotace pánve je dosaženo u aktivní pronace zánoží v porovnání se supinací zánoží (Graf 10, 11).

Rovněž v průběhu přirozené chůze je ve stádiu počátečního kontaktu větší vnitřní rotace pánve v komparaci s chůzí v aktivní pronaci a supinaci zánoží. Vyšších hodnot vnitřní rotace pánve bylo dosaženo během chůze s aktivní pronací oproti chůzi s aktivní supinací (Graf 10, 12).

Graf 10. Pohyb pánve v transverzální rovině v průběhu krokového cyklu během přirozené chůze, chůze s aktivní pronací zánoží a chůze s aktivní supinací zánoží

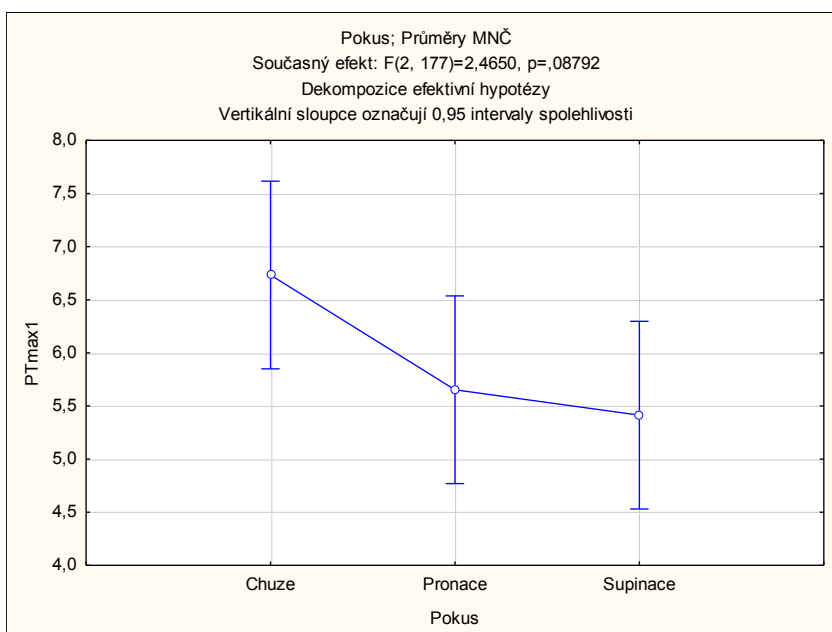


Graf 11. Průměrné hodnoty zevní rotace pánve stejnostranné končetiny v období počátečního kontaktu druhostranné končetiny u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací zánoží



Legenda: viz Tabulka 2, chůze – přirozená chůze, pronace – chůze s aktivní pronací zánoží, supinace – chůze s aktivní supinací zánoží.

Graf 12. Průměrné hodnoty vnitřní rotace pánve stejnostranné končetiny v období počátečního kontaktu u přirozené chůze, chůze s aktivní pronací a supinací zánoží



Legenda: viz Tabulka 2, chůze – přirozená chůze, pronace – chůze s aktivní pronací zánoží, supinace – chůze s aktivní supinací zánoží.

8 Diskuze

Chůze je považována za nejběžnější způsob pohybu a tvoří nedílnou součást každodenního života. Skládá se z neustálého opakování cyklu jednotlivých kroků. Podle Kirtleyho (2006) je krokový cyklus základní jednotkou chůze. Začíná a končí úderem paty stejnostranné končetiny. Podle Smidta (1990) je chůze pro každého jedince zcela individuální. Je tedy těžké definovat pojem „normální“ chůze, neboť každý jedinec se vyznačuje zcela individuálním pohybovým vzorem, což znesnadňuje určení standartu. Lze však vysledovat jakýsi průměrný „normální“ vzorec chůze a definovat její rozsahy.

Podle Perry (1992) začíná kyčelní kloub zevně rotovat v průběhu mezistojce a maximální zevní rotace dosahuje na konci stojné fáze (v 60% krokového cyklu). K vnitřní rotaci kyčelního kloubu dochází během zatěžování (v 0 – 10% krokového cyklu). Při měření dosahovali probandi při přirozené chůzi průměrné hodnoty zevní rotace kyčelního kloubu $10,7^\circ$ (SD 11,4) a průměrné hodnoty vnitřní rotace kyčelního kloubu $8,3^\circ$ (SD 11,3). Celkový rozsah rotací kyčelního kloubu v transverzální rovině činí průměrně $19,0^\circ$. Podle Perry (1992) je celkový rozsah kyčelního kloubu v transverzální rovině během přirozené chůze 15° . Při chůzi s aktivní pronací zánoží byla naměřená průměrná zevní rotace kyčelního kloubu $6,0^\circ$ (SD 11,4) a vnitřní rotace kyčelního kloubu $9,7^\circ$ (SD 10,7). Rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině při chůzi s aktivní pronací zánoží činí průměrně $15,7^\circ$. Při chůzi s aktivní supinací zánoží byl rozsah pohybu kyčelního kloubu do zevní rotace průměrně $9,4^\circ$ (SD 11,2) a do vnitřní rotace $7,1^\circ$ (SD 10,5). Celkový rozsah rotace kyčelního kloubu během chůze s aktivní supinací zánoží činí průměrně $16,5^\circ$. Potvrzuje se tedy, že při pronaci zánoží dochází v transverzální rovině k addukci talu, který je unášený ve vidlici bérceových kostí, což způsobí vnitřní rotaci bérce (při flexi kolene) a spolu s bérce vnitřně rotuje i femur. Naopak u supinace vlivem abdukce talu dochází k zevní rotaci bérce (při flexi kolene) a spolu s bérce zevně rotuje i femur (Vařeka & Vařeková, 2009).

Nester (2010) ve své studii uvádí, že pokud vezme v úvahu chyby měření způsobené posunem reflexních značek připevněných na kůži, nenachází vztah mezi supinací a pronací zánoží a pohybem kyčelního kloubu v transverzální rovině během krokového cyklu. Měření bylo provedeno na 20 zdravých probandech. Kania, Głowacka-Kwiecień, Jochymczyk a Jureczko (2008) ve své studii analýzy chůze u zdravých dětí ve věku 11 let uvádí rozsah kyčelního kloubu do vnitřní rotace okolo 7° a do zevní rotace okolo 9° . Podle studie Nestera, Van der Lindera a Bowkera (2003) nemá použití vložky pod mediální či

laterální hranou nohy větší vliv na postavení pánve, kyčelního a kolenního kloubu, výrazně to však ovlivňuje postavení zánoží. Mediálně umístěná vložka snížila pronaci zánoží, naopak její laterální umístění pronaci zánoží zvýšilo. Baker, Finney a Orr (1999) ve své studii uvádí, že valgózní či varózní postavení kolenního kloubu u dětí s dětskou mozkovou obrnou mělo vliv na rotaci kyčelního kloubu během chůze. Při nekorigované chůzi dosahovali probandi větších rotací kyčelního kloubu v transverzální rovině, než po terapii a korigované chůzi. Gheluwe, Kirby a Friso (2005) uvádí ve své studii, že aktivní varozita kolenního kloubu způsobuje zvýšení rozsahu pronace v subtalárním kloubu v období zatěžování a na konci stojné fáze v období aktivního odrazu. Naopak valgozita kolenního kloubu způsobí na začátku stojné fáze nárůst pronace subtalárního kloubu, ale následně na konci stojné fáze pronace subtalárního kloubu se snižuje. Neuvádí však ve své studii, zda-li má aktivní varozita a valgozita kolenního kloubu vliv na zvýšení rozsahu rotace kyčelního kloubu. Radler, Kranzl, Manner, Höglinger, Ganger a Grill (2010) uvádějí, že zvětšená anteverze femuru má za následek zvýšení rozsahu pohybu pánve.

Pohyby pánve se v jednotlivých rovinách při přirozené chůzi, chůzi s aktivní pronací zánoží a chůzi s aktivní supinací zánoží liší.

V sagitální rovině je podle Perry (1992) pánev v období počátečního kontaktu v neutrálním postavení. Postupně dochází k mírné anteverzi. V průběhu předšvihů se pánev dostává do neutrálního postavení a na začátku švihové fáze pokračuje pohyb směrem do retroverze. Na konci švihové fáze se pánev opět dostává do anteverze (3°). Při měření dosahovali probandi při přirozené chůzi průměrné hodnoty retroverze pánve $2,7^\circ$ (SD 4,4). Během přirozené chůze nebylo dosaženo průměrné anteverze pánve, průměrná hodnota rozsahu daného pohybu tedy činí $0,5^\circ$ (SD 4,0) retroverze pánve vzhledem k nulovému postavení. Celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině činí průměrně $2,2^\circ$. Podle Perry (1992) je celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině během přirozené chůze 4° . Při chůzi s aktivní pronací zánoží byl naměřený průměrný rozsah retroverze pánve $1,0^\circ$ (SD 5,6) a průměrný rozsah anteverze pánve $2,0^\circ$ (SD 5,1). Rozsah pohybu pánve v sagitální rovině při chůzi s aktivní pronací zánoží činí průměrně 3° . Při chůzi s aktivní supinací zánoží byl rozsah pohybu pánve do retroverze průměrně $1,8^\circ$ (SD 4,3) a do anteverze $0,7^\circ$ (SD 4,3). Celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině během chůze s aktivní supinací zánoží činí průměrně $2,5^\circ$.

Kania, Głowacka-Kwiecień, Jochymczyk a Jureczko (2008) uvádějí, že během přirozené chůze u dětí ve věku 11 let dosahuje anteverze pánve okolo 10° a k retroverzi

pánve vzhledem k neutrálnímu (nulovému) postavení nedochází. Popisují, že celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině během chůze činí u jedenáctiletých dětí 5°. Douval, Lam a Sanderson (2010) ve své studii uvádějí, že ve stoji neovlivňuje pronace či supinace zánoží postavení pánve v sagitální rovině.

Při chůzi dochází také k pohybům pánve ve frontální rovině. Podle Perry (1992) je pánev v okamžiku kontaktu paty ve frontální rovině téměř v neutrálním postavení. Během zatěžování končetiny dochází ke kontralaterální depresi pánve, na ipsilaterální straně Perry (1992) popisuje pohyb pánve jako relativní elevaci vůči straně druhé. Následně se během období mezistoje pánev dostává do neutrálního postavení, v období předšvihů začíná na homolaterální straně klesat, s maximem deprese (5°) těsně po odrazu palce. V tomto okamžiku je maximální elevace pánve na straně druhé. Ve švihové fázi se pánev opět dostává do neutrálního postavení. Při měření dosahovali probandi při přirozené chůzi průměrné hodnoty deprese pánve 4,3° (SD 2,6) a elevace pánve 4,5° (SD 2,4). Celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině činí průměrně 8,8°. Podle Perry (1992) je celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině během přirozené chůze 10° (5° na každou stranu) a podle Gage (1991) 10° až 14° (5° až 7° na každou stranu). Při chůzi s aktivní pronací zánoží byl naměřen průměrný rozsah deprese pánve 3,3° (SD 1,9) a průměrný rozsah elevace pánve 3,5° (SD 2,3). Celkový rozsah pohybu ve frontální rovině během chůze s aktivní pronací zánoží činí 6,8°. Při chůzi s aktivní supinací zánoží byla naměřená průměrná deprese pánve 3,0° (SD 2,0) a průměrná elevace pánve 3,1° (SD 2,0). Rozsah pohybu pánve ve frontální rovině při chůzi s aktivní supinací zánoží činí průměrně 6,1°.

Lanaerts, Mulier, Spaepen, Van der Perre a Jonkers (2009) uvádějí, že pohyb pánve ve frontální rovině po šesti týdnech po operaci totální endoprotézy kyčelního kloubu je větší než u kontrolní skupiny. Může to být způsobeno nemožností plně zatížit dolní končetinu, kdy je porušen stereotyp chůze, jsou oslabeny stabilizátory kyčelního kloubu a pacient si tak pomáhá v elevaci pánve pomocí m. quadratus lumborum aby následně mohla být provedena flexe kyčelního kloubu, tedy krok vpřed.

V transverzální rovině je podle Perry (1992) při počátečním kontaktu dané končetiny stejná strana pánve v maximální vnitřní rotaci (rotaci vpřed) 5°, poté se vrací do neutrálního postavení, ve kterém je v průběhu mezistoje. Pánev pak rotuje zevně (dozadu) až do okamžiku počátečního kontaktu kontralaterální dolní končetiny, kdy je v maximální zevní rotaci 5°. Při měření dosahovali probandi při přirozené chůzi průměrné hodnoty zevní rotace pánve 5,3° (SD 4,6) a vnitřní rotace pánve 6,7° (SD 3,8). Celkový rozsah

rotace pánve v transverzální rovině činí průměrně 12,0°. Celkový rozsah rotace pánve během přirozené chůze je podle Perry (1992) 10° a podle Gage (1991) 8° až 10°. Průměrná naměřená zevní rotace pánve během chůze s aktivní pronací zánoží činí 5,2° (SD 3,9) a průměrná vnitřní rotace pánve činí 5,7° (SD 3,3). Celkový rozsah rotací pánve v transverzální rovině během chůze s aktivní pronací zánoží činí 10,9°. Při chůzi s aktivní supinací zánoží byla naměřená průměrná zevní rotace pánve 4,6° (SD 3,5) a průměrná elevace pánve 5,4° (SD 3,3). Rozsah pohybu pánve v transverzální rovině při chůzi s aktivní supinací zánoží činí průměrně 10,0°.

Podle studie Rutowicze, Chwały a Mirekové (2005) je pohyb pánve u osob s Parkinsonovou chorobou zcela odlišný ve srovnání s pohybem pánve během krokového cyklu u kontrolní skupiny. Rozsah pohybů pánve u osob s Parkinsonem je menší ve všech rovinách v porovnání s kontrolní skupinou a tento rozsah pohybů pánve se zmenšuje s délkou trvání onemocnění.

Výsledky měření ovlivňuje řada faktorů, avšak jejich eliminace nebo minimalizace přispívá ke spolehlivosti naměřených hodnot. Vliv na rozdílné výsledky mají rozdíly v metodice měření jednotlivých autorů, různé umístění reflexních značek v průběhu jednotlivých měření nebo posun značek při měření. Capozzo et al (in Baker, Finney & Orr, 1999) navrhuje umístění více značek pro označení daného segmentu. Podle Vařeky a Vařekové (2009) na rozdílnost výsledků zřejmě hraje určitou roli i způsob individuálně naučeného motorického vzoru chůze. Však v neposlední řadě je důležité, že cyklický pohyb není při opakování nikdy proveden zcela identicky.

Tato diplomová práce je součástí rozsáhlého výzkumu Katedry přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Projektem výzkumu je kinematická a dynamická analýza chůze u osob ve věku 20 – 30 let.

Kinematická analýza chůze spolu s dynamickou analýzou by mohla být v budoucnu součástí komplexního vyšetření chůze. Mohly by se tak stanovit různé deformity v oblasti nohy. Následně se může vyšetřovat, jaký mají dané deformity vliv na pohybový systém a jakým způsobem ovlivňují celý pohybový vzor. Vyšetření je však finančně a časově velmi náročné. Pro uskutečnění měření je rovněž zapotřebí laboratoře s velkými prostory. Přínosem práce je využití získaných výsledků v klinické praxi při diagnostice a léčbě konkrétního pacienta.

9 Závěr

Byl splněn cíl diplomové práce, kdy pomocí kinematické 3D analýzy chůze jsme zjišťovali rozdíly v rotaci kyčelního kloubu a v postavení pánve během přirozené chůze a chůze s aktivní supinací a pronací zánoží během krokového cyklu.

Na základě analýzy chůze jsme našli odlišnosti v pohybech kyčelního kloubu v transverzální rovině a v pohybech pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině během přirozené chůze ve srovnání s chůzí s aktivní pronací a supinací zánoží.

Pohyb kyčelního kloubu v transverzální rovině dosahuje rozdílných rozsahů pohybu během přirozené chůze a chůze s aktivní pronací a supinací zánoží. Na konci stejné fáze je maximální zevní rotace kyčelního kloubu větší v porovnání s chůzí v aktivní supinaci a pronaci zánoží. Při srovnání aktivní supinace a pronace je zevní rotace kyčelního kloubu během aktivní supinace podstatně větší. K větší vnitřní rotaci kyčelního kloubu u chůze s aktivní pronací zánoží vzhledem k supinaci a přirozené chůzi dochází v období zatěžování. Rozsah pohybu do vnitřní rotace je však výrazně větší u přirozené chůze, nežli u chůze s aktivní supinací zánoží.

Pohyb pánve v sagitální rovině dosahuje rozdílných rozsahů pohybu během přirozené chůze a chůze s aktivní pronací a supinací zánoží. Během přirozené chůze je výrazně větší retroverze pánve na začátku švihové fáze, než při chůzi s aktivní supinací či pronací zánoží. Při chůzi s aktivní supinací je větší retroverze pánve v porovnání s chůzí v aktivní pronací zánoží. Na konci švihové fáze je pánev v maximální antevertzi během chůze s aktivní pronací zánoží, dále během chůze s aktivní supinací zánoží a nejmenší rozsah pohybu do retroverze pánve je dosaženo během přirozené chůze.

Pohyb pánve ve frontální rovině dosahuje rozdílných rozsahů pohybu během přirozené chůze a chůze s aktivní pronací a supinací zánoží. Během přirozené chůze je pánev těsně po odrazu palce v maximální depresi a v průběhu zatěžování dosahuje rozsah pohybu pánve maximální elevace v porovnání s chůzí s aktivní pronací a supinací zánoží. Deprese pánve, stejně jako elevace pánve je větší u aktivní pronace než u aktivní supinace zánoží.

Pohyb pánve v transverzální rovině dosahuje rozdílných rozsahů pohybu během přirozené chůze a chůze s aktivní pronací a supinací zánoží. Maximální vnitřní rotace pánve je dosaženo ve stádiu počátečního kontaktu a maximální zevní rotace pánve během počátečního kontaktu kontralaterální dolní končetiny. Obě rotace pánve jsou větší

u přirozené chůze v komparaci s chůzí v aktivní pronaci a supinaci zánoží. U chůze s aktivní pronací zánoží jsou rotace pánve v transverzální rovině větší než u chůze s aktivní supinací zánoží.

Výsledky kinematické 3D analýzy chůze potvrzují rozdílnosti v pohybech kyčelního kloubu v transverzální rovině a v pohybech pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině během přirozené chůze v komparaci s chůzí s aktivní pronací a supinací zánoží.

10 Shrnutí

Teoretická část diplomové práce shrnuje informace o funkční anatomii pánve a kloubů dolní končetiny, o kineziologii a kinematice krokového cyklu a o kinematické analýze chůze.

Ve výzkumné části diplomové práce byla provedená 3D kinematická analýza chůze s využitím kamerového systému Vicon MX, kdy jsme sledovali pohyb v daných segmentech. Zkoumal se rozdílný vliv na rotaci kyčelního kloubu a postavení pánve během přirozené chůze, chůze s aktivní pronací zánoží a chůzi s aktivní supinací zánoží. Zkoumaný soubor tvořilo 30 studentů (UP Olomouc) mužského pohlaví v průměrném věku 23,8 let. Byly zjištěny statisticky významné rozdíly v pohybech pánve v sagitální a frontální rovině a v pohybech kyčelního kloubu v transverzální rovině během přirozené chůze, chůze s aktivní pronací zánoží a chůze s aktivní supinací zánoží.

11 Summary

Theoretical part of the thesis summarises information about the functional anatomy of pelvis and joints of lower extremity and with the kinesiology and kinematics of gait cycle and kinematic analysis of walking.

Research part of this thesis contains 3D kinematic analysis of walking, using Vicon MX camera system, where we observed movement in given segments. We researched different influences on the rotation of hip joint and on pelvic position during natural walking, walking with active pronation of hindfoot and walking with active supination of hindfoot. The examined group consisted of 30 male students (UP Olomouc) in average age of 23.8 years. Statistically relevant differences were found in pelvic movement in sagittal and frontal plane and in hip joint movement in transverse plain during natural walking, walking with active pronation of hindfoot and walking with active supination of hindfoot.

12 Referenční seznam

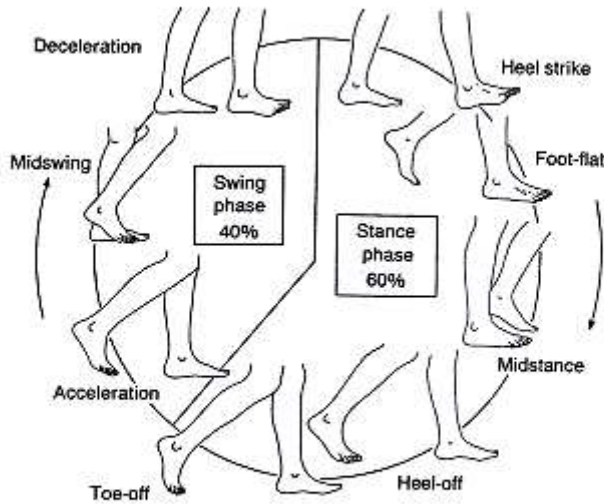
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(4), 1-10.
- Baker R., Finney L., Orr J. (1999). A new approach to determine the hip rotation profile from clinical gait analysis data. *Human Movement Science*, 5, 655-667.
- Bronstein, A. M., Brandt, T., & Woollacott, M. (1996). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Arnold.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada.
- Duval K., Lam T., Sanderson D. (2010). The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & posture*, 4, 37-40.
- Dylevský, I. (1994). *Kineziologie*. Praha: Alberta s. r. o.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Dylevský, I., Kubálková, L. & Navrátil, L. (2001). *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. Praha: Manus.
- Gage, J. R. (1991). *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. Oxford: Blackwell Scientific Publications Ltd.
- Gheluwe B., Kirby K. A., Friso H. (2005). Effects of Simulated Genu Valgum and Genu Varum on Ground Reaction Forces and Subtalar Joint Function During Gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 6, 531-541.
- Hamill, J. & Knutzen, K. M. (1995). *Biomechanical basis of human movement*. Baltimore: Lippincott – Williams & Wilkins.
- Hertling, D. & Kessler, R. M. (1996). *Management of common musculoskeletal disorders*. Philadelphia: Lippincott – Williams & Wilkins.
- Hoppenfeld, S. (1979). *Physical examination of the spine and extremities*. Norwalk: Appleton.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (1994). Human locomotion. In J. Rose, & J. G. Gamble, *Human Walking* (pp. 1-22). Baltimore, Maryland: Williams & Wilkins.
- Janura, M. (2007). *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: Vydavatelství UP.

- Janura, M. & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Kania E., Głowacka-Kwiecień A., Jochymczyk K., Jureczko P. (2008). Badania doświadczalne chodu dzieci zdrowych. *Majówka Młodych Biomechaników*, 109-114.
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints. Volume two. Lower Limb*. London: Churchill Livingstone.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis*. London: Churchill Livingstone.
- Lanaerts G., Mulier M., Spaepen A., Van der Perre G., Jonkers I. (2009). Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. *Gait & Posture*, 3, 296-302.
- Luttgens, K. & Hamilton, N. (1997). *Kinesiology*. Dubuque: Brown & Benchmark publishers.
- Nester C. J., Van der Linder M. L., Bowker P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait and Posture*, 17, 180-187.
- Nester C. (2000). The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking. *Gait & posture*, 3, 51-56.
- Olsson, E. C. (1990). Methods of studying gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 21-43). New York: Churchill Livingstone Inc.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. USA: McGraw - Hill.
- Pohl, M. B. (2006). *Kinematic Coupling between the Foot and Lower Limb During Gait*. Leeds: University of Leeds.
- Radler C., Kranzl A., Manner H. M., Höglinger M., Ganger R., & Grill F. (2010). Torsional profile versus gait analysis: Consistency between the anatomic torsion and the resulting gait pattern in patients with rotational malalignment of the lower extremity. *Gait & Posture*, 32, 405-410.
- Rutowicz B., Chwała W., Mirek E. (2005). Wybrane wyznaczniki chodu w odrębie miednicy u chorych z chorobą Parkinsona usprawniających metodą PNF (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation). *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego*, 1, 17-22.

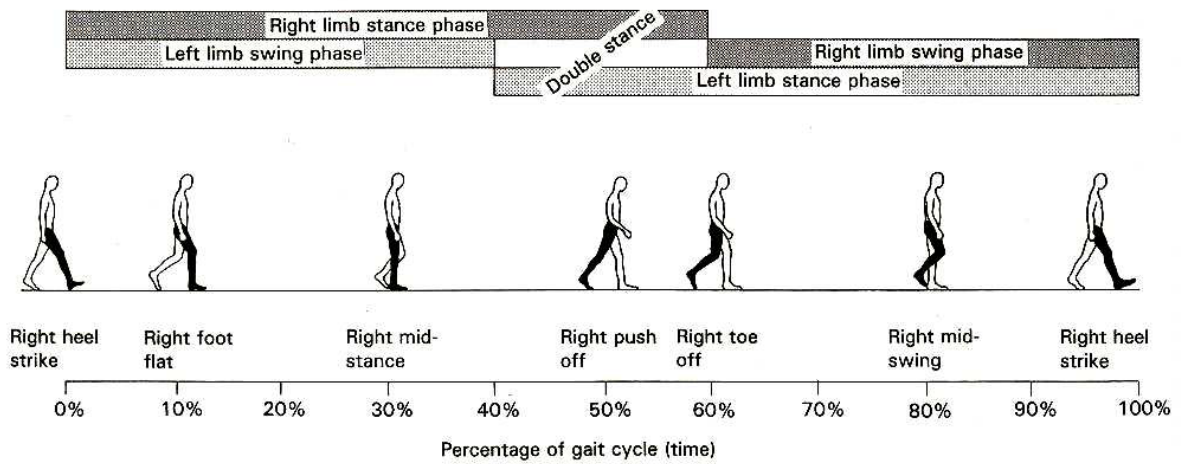
- Smidt, G. L. (1990). Rudiments of gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 1-19). New York: Churchill Livingstone Inc.
- Smith, L. K. (1996). *Brunnstrom's clinical kinesiology*. Philadelphia: F. A. Davis.
- Soderberg, G. L. (1997). *Kinesiology. Application to pathological motion*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Sutherland, D. H., Olshen, R. A., Biden, E. N., & Wyatt, M. P. (1988). *The development of nature walking*. London: Mac Keith Press.
- Svoboda, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Svoboda, Z. & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 26–31.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement*. New York: Churchill Livingstone.
- Vařeka, I. & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84–85.
- Vařeka, I. & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 94–102.
- Vařeka, I. & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Vydavatelství UP.
- Watkins, J. (2010). Basic Biomechanics of Gait. In Frowen, P., O'Donnell, M., Lorimer, D. L., & Burrow, J. G. (Eds). *Neale's Disorders of the Foot* (pp. 371-386). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Vaughan, Ch. L., Davis, B. L. & O'Connor, J. C. (1992) *Dynamics of human gait*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Véle F. (2006). *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Whittle, M. W. (1996). *Gait analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth – Heinemann.

13 Přílohy

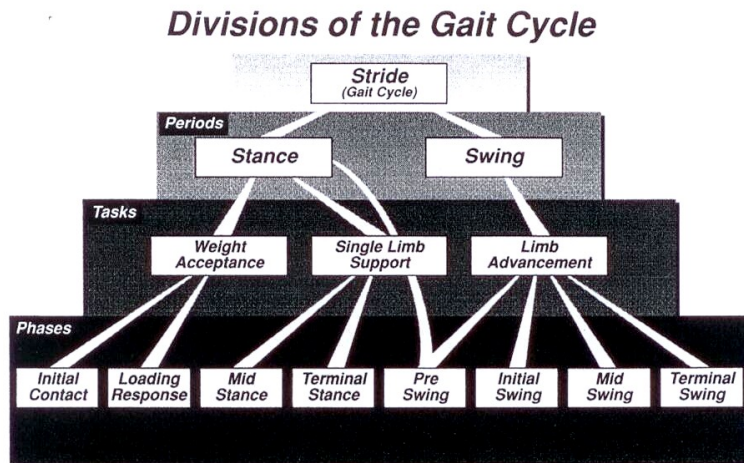
Příloha 1. Dělení krokového cyklu (Vaughan, Davis & O'Conner, 1992)



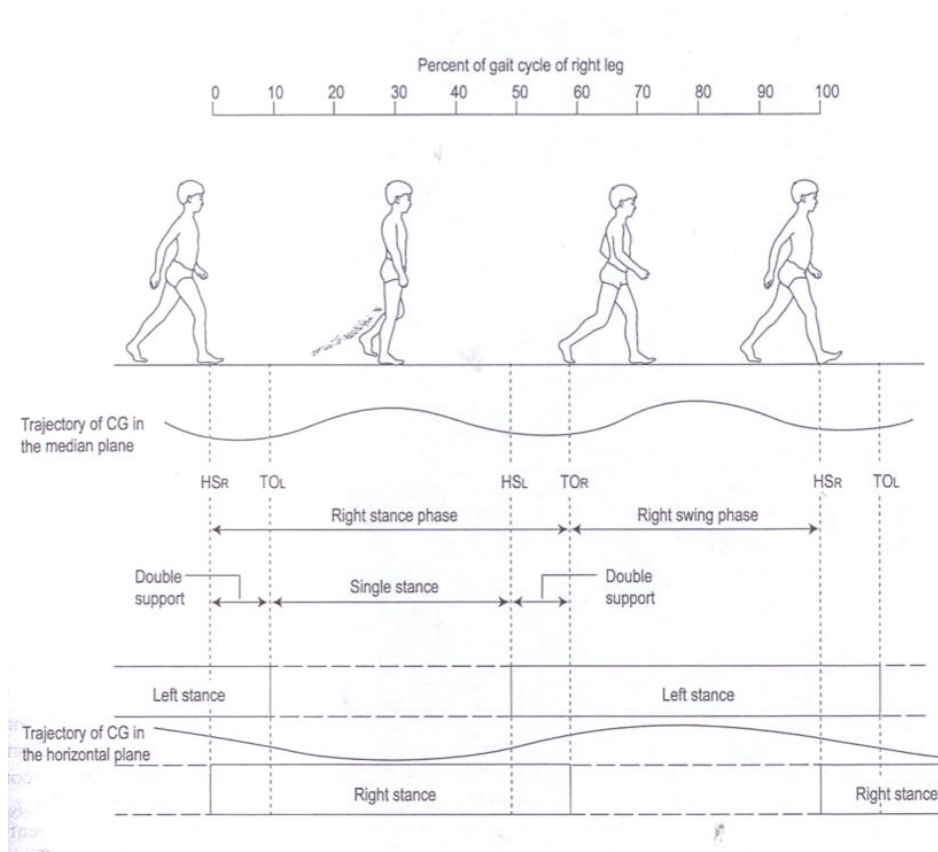
Příloha 2. Krokový cyklus (Trew & Everett, 1997)



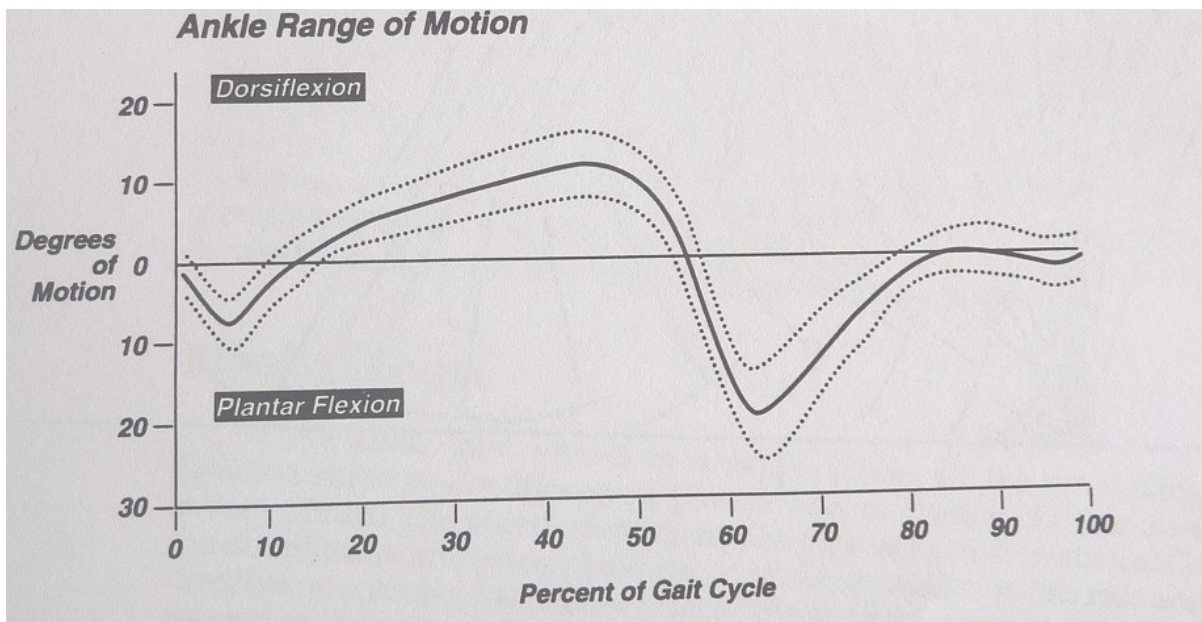
Příloha 3. Dělení krokového cyklu (Perry, 1992)



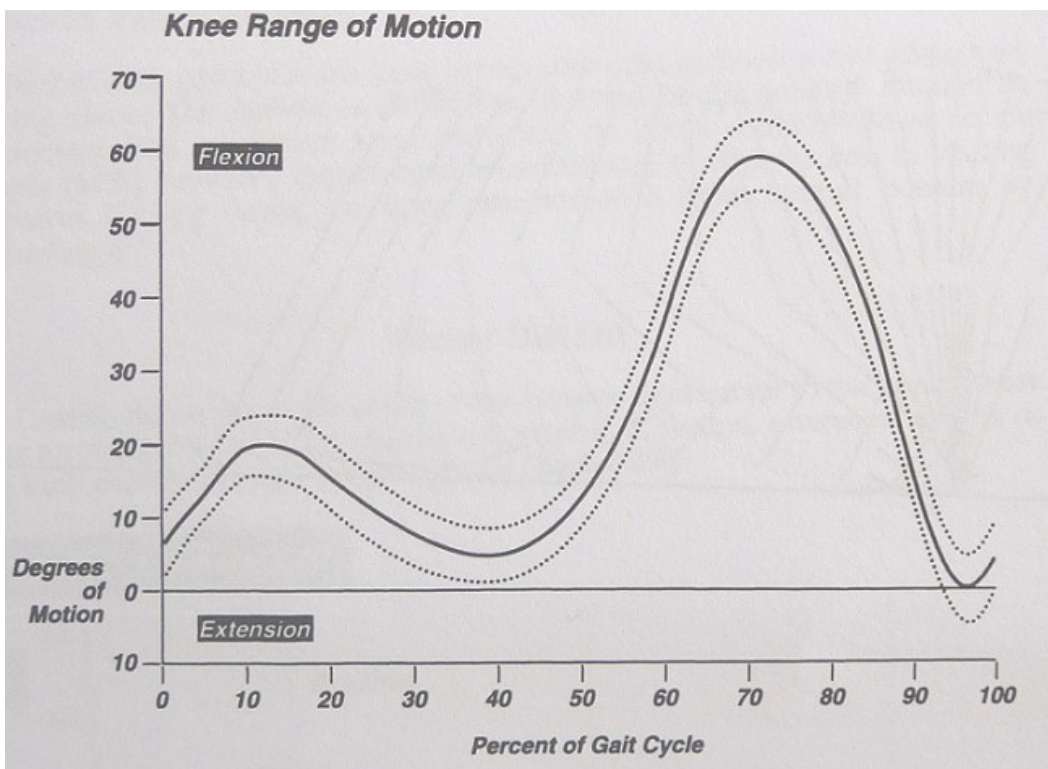
Příloha 4. Pohyb těžiště těla v sagitální a transverzální rovině během krokového cyklu (Watkins, 2010)



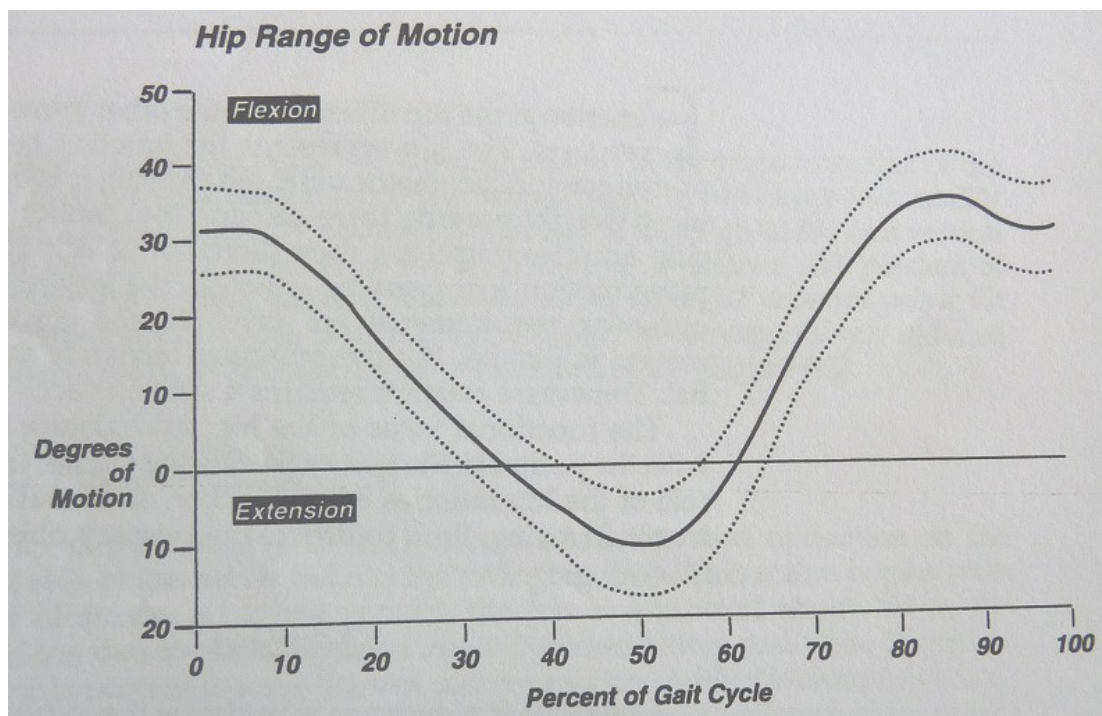
Příloha 5. Pohyb hlezenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu (Perry, 1992)



Příloha 6. Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu (Perry, 1992)



Příloha 7. Pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu (Perry, 1992)



Příloha 8. 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 nevdušnost 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 dřene, 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 9. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Studie: Kinematická 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 instruován(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 pověřené touto studií:

Příloha 10. Umístění reflexních značek



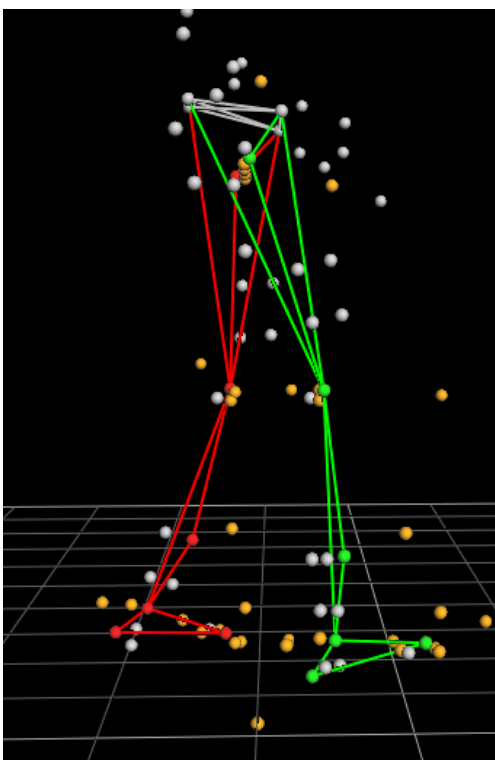
Příloha 11. Aktivní supinace zánoží během chůze



Příloha 12. Aktivní pronace zánoží během chůze



Příloha 13. Model zobrazený v softwaru Vicon Nexus (pohled z boku)



Příloha 14. Model zobrazený v softwaru Vicon Nexus (pohled zepředu)

