

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ POHYBU KINEMATICKÉHO ŘETĚZCE DOLNÍ KONČETINY
PŘI CHŮZI
Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Gabriela Kubešová, fyzioterapie
Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Bc. Gabriela Kubešová

Název diplomové práce: Hodnocení pohybu kinematického řetězce dolní končetiny při chůzi

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2013

Abstrakt:

Teoretická část diplomové práce se zabývá popisem jednotlivých fází krokového cyklu, kineziologií pánve a kloubů dolní končetiny, problematikou kinematických řetězců a 3D kinematickou analýzou chůze. Cílem výzkumné části diplomové práce bylo analyzovat úhlové parametry segmentů dolní končetiny v průběhu krokového cyklu a určit vztahy mezi segmenty dolní končetiny v rámci otevřeného a uzavřeného kinematického řetězce. Výzkumný soubor tvořilo 32 zdravých jedinců (studenti Fakulty tělesné kultury) mužského pohlaví. Analýza chůze byla provedena s využitím optoelektronického systému Vicon MX. U každého jedince bylo nasnímáno a vyhodnoceno 6 pokusů chůze rychlostí 1,36-1,52 m.s⁻¹. Měřenými parametry byly hodnoty úhlů v daných kloubech získané na konci každé fáze krokového cyklu. Pro určení závislostí mezi měřenými parametry byla použita korelační analýza. Pro uzavřený kinematický řetězec existuje významná závislost ve všech fázích krokového cyklu mezi kolenním a kyčelním kloubem v sagitální a transverzální rovině, mezi polohou pánve a kyčelním kloubem pro většinu fází ve frontální rovině. Pro pohyb otevřeného kinematického řetězce existuje významná závislost ve všech fázích krokového cyklu mezi kolenním a kyčelním kloubem v sagitální rovině, mezi polohou pánve a kyčelním kloubem ve frontální rovině, mezi kolenním a kyčelním kloubem a mezi hlezenním a kyčelním kloubem v transverzální rovině. Uvedené významné závislosti byly nalezeny alespoň pro jednu dolní končetinu.

Klíčová slova: krokový cyklus, 3D kinematická analýza, otevřený/uzavřený kinematický řetězec

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Gabriela Kubešová

Title of the master thesis: Motion assessment of kinematic chain of lower limb in gait

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2013

Abstract:

The theoretical part of the master thesis is dealing with the phases of the gait cycle, kinesiology of the pelvis and the lower limb joints, kinematic chains issues and 3D kinematic gait analysis. The aim of the research part of the master thesis was to analyze the angular parameters of the lower limb during the gait cycle and to determine the relationships between the segments of the lower limb within the open and closed kinematic chain. The study group consisted of 32 healthy male individuals (students of the Faculty of physical culture). Gait analysis was performed using optoelectronic Vicon MX system. 6 walking attempts with speed 1.36-1.52 m.s⁻¹ in each individual were scanned and evaluated. Parameters of interest were the angles in the relevant joints obtained at the end of the each phase of the gait cycle. Correlation analysis was used to determine the relationships between the measured parameters. There is significant correlation in all phases of the gait cycle between the knee and hip joint in the sagittal and transverse plane and almost in all stages in the frontal plane between the position of the pelvis and hip joint in closed kinematic chain. There is a significant relationship in all phases of the gait cycle between the knee and hip joint in the sagittal plane, between the position of the pelvis and the hip joint in the frontal plane, between the knee and the hip joint and between the ankle and hip joint in the transverse plane in the motion of the open kinematic chain. Aforesaid significant relationships were found at least in one lower limb.

Keywords: gait cycle, 3D kinematic analysis, open/closed kinematic chain

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

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

V Olomouci dne

.....

Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. za pomoc, cenné rady a připomínky, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc při realizaci měření a vyhodnocování dat.

Obsah

1 Úvod	8
2 Přehled poznatků	9
2.1 Kineziologie pánve a dolní končetiny	9
2.1.1 Pánev	9
2.1.1.1 Pohyby v oblasti pánevního pletence	10
2.1.1.2 Vliv polohy těla na pánevní pletenec	11
2.1.2 Kyčelní kloub	11
2.1.2.1 Pohyby v kyčelním kloubu	12
2.1.3 Kolenní kloub	12
2.1.3.1 Pohyby v kolenním kloubu	13
2.1.4 Tibiofibulární kloub	14
2.1.5 Noha	15
2.1.5.1 Hlezenní kloub	15
2.1.5.2 Subtalární kloub	16
2.1.5.3 Transverzotarzální kloub	16
2.1.5.4 Tarzometatarzální kloub	17
2.1.5.5 Metatarzofalangeální a interfalangeální klouby	17
2.1.6 Nožní klenba	18
2.2 Chůze	19
2.2.1 Krokový cyklus	20
2.2.2 Svalová aktivita v jednotlivých fázích krokového cyklu	22
2.2.2.1 Počáteční kontakt (initial contact)	22
2.2.2.2 Fáze zatěžování (loading response)	23
2.2.2.3 Mezistoj (midstance)	23
2.2.2.4 Konečný stoj (terminal stance)	24
2.2.2.5 Předšvih (preswing)	24
2.2.2.6 Počáteční švih (initial swing)	25
2.2.2.7 Mezišvih (midswing)	25
2.2.2.8 Konečný švih (terminal swing)	26
2.2.3 Kinematika pánve a kloubů dolní končetiny v průběhu chůze	26
2.2.3.1 Kinematika pánve v průběhu chůze	26
2.2.3.2 Kinematika kyčelního kloubu v průběhu chůze	27

2.2.3.3 Kinematika kolenního kloubu v průběhu chůze	28
2.2.3.4 Kinematika hlezenního kloubu v průběhu chůze	29
2.2.4 Pohyb trupu a horních končetin v průběhu chůze	30
2.2.5 Pohyb těžiště těla v průběhu chůze	31
2.2.6 Časově prostorové parametry chůze	32
2.3 Problematika otevřených a uzavřených kinematických řetězců	33
2.3.1 Využití kinematických řetězců v rehabilitaci	35
2.4 3D Kinematická analýza chůze	39
2.4.1 Označení segmentu	39
2.4.2 Kalibrace	41
2.4.3 Vyhodnocení záznamu	41
2.4.4 Optoelektronické systémy	41
3 Cíle a výzkumné otázky	43
3.1 Hlavní cíl	43
3.2 Dílčí cíle	43
3.3 Výzkumné otázky	43
4 Metodika výzkumu	44
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	44
4.2 Použité technické zařízení	44
4.3 Průběh měření	45
4.4 Zpracování dat	46
5 Výsledky	47
5.1 Výzkumná otázka 1	47
5.2 Výzkumná otázka 2	49
5.3 Výzkumná otázka 3	51
6 Diskuze	53
7 Závěr	57
8 Souhrn	59
9 Summary	60
10 Referenční seznam	61
11 Přílohy	65

1 Úvod

Chůze je způsob přesunu těla z místa na místo za střídavého rytmického pohybu dolních končetin se současnými souhyby celého těla. Lokomoční pohyb je výsledkem spuštění předem připraveného motorického programu, který zajišťuje koordinovaný pohyb segmentů těla a udržení rovnováhy aktivací mnoha svalových skupin. Schopnost chůze je vrozená, každý jedinec si však vytváří vlastní charakteristický pohybový stereotyp (Pauch, 1997; Shemmell et al., 2007).

S pojmem otevřený a uzavřený kinematický řetězec se nejčastěji setkáváme v rehabilitační praxi. Pohyb v OKC je založen na aktivaci jednoho svalu nebo svalové skupiny při pohybu v jednom kloubu, využívá se zejména pro zvýšení svalové síly. Pohyb v CKC zahrnuje současný pohyb více kloubů, který je řízen ko-kontrakcí synergistických a antagonistických svalových skupin. Využívá se tedy pro zlepšení koordinace, propriocepce a také zvýšení svalové síly (Mayer et al., 2003).

V této práci jsme pohlíželi na dolní končetinu jako na uzavřený kinematický řetězec ve stojné fázi a otevřený kinematický řetězec ve švihové fázi krokového cyklu. Cílem diplomové práce bylo zhodnocení pohybu kinematického řetězce dolní končetiny s využitím 3D kinematické analýzy chůze. Toto téma jsem si vybrala z důvodu pochopení vztahů mezi segmenty dolní končetiny při chůzi a následné využití poznatků v terapii. Ačkoli je chůze nejpřirozenější způsob pohybu člověka, v rehabilitační praxi není jeho vyšetření časté. Dnešní společnost vede pohodlnější pasivní způsob života, chůze je však stále jeho nedílnou součástí, jejíž význam bude stále narůstat.

2 Přehled poznatků

2.1 Kineziologie pánve a dolní končetiny

Dolní končetina slouží k opoře a lokomoci. Má robustnější kostru, mohutnější svalové skupiny oproti horní končetině a omezenou pohyblivost jednotlivých kloubů, která je známkou větší stability vzpřímeného držení těla. K přenosu sil z trupu na dolní končetiny dochází v pánvi, která tvoří s páteří funkční jednotku. Prstenec kostí tvořících pánev je velmi rigidní. Rozhodující pohyb pánve se odehrává především v kyčelních kloubech, odkud je přenášen na bederní páteř, proto jsou při pohybu v kyčelních kloubech aktivní i skupiny zádových svalů. Stejně tak má i pohyb páteře výraznou odezvu v kyčelních kloubech (Dylevský, 2009a).

2.1.1 Pánev

Pánevní kost se skládá ze tří původně samostatných kostí: os ilium, os ischii a os pubis. Všechny tři kosti se spojují v jamce kyčelního kloubu (acetabulum). Acetabulární úhel je rovina proložená okrajem acetabula, s horizontálou svírá úhel 40-45°. Anteverze acetabula je asi 35°. Jeho sklon a postavení závisí na pohlaví a je individuálně variabilní. Os sacrum vzniklo splynutím pěti původně samostatných sakrálních obratlů do jednoho kostěného celku. Je nepohyblivou součástí páteře a zároveň tvoří kostru pánve. Ve své dolní části je skloubeno s os coccygis. Pánev vzniká spojením pánevních kostí a kosti křížové. Spojení zajišťuje ventrálně symphysis pubica a dorzálně articulationes sacroiliacae (SI skloubení). Ty umožňují určitou pohyblivost a zároveň zaručují dostatečnou pevnost. Pánevní sklon (inclinatio pelvis) je úhel 60°, který svírá rovina proložená promontoriem, linea terminalis a horním okrajem symfýzy s horizontálou. Každá změna tohoto úhlu se projeví změnou bederní lordózy. Pokud se pánevní sklon zvětší, bederní lordóza se prohloubí (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Véle, 1995).

Pánev je mechanický převodník, který přenáší zátěž z distálního konce páteře (L₅) na kyčelní klouby na dolní končetiny. Síly, které vznikají při reakci dolních končetin s podložkou, se přenášejí kraniálně přes krček a hlavici femuru do acetabula. Tam se „spojují a opět rozvětvují“. Jedna větev směřuje vertikálně k os sacrum, druhá horizontálně

k symfýze. SI skloubení a symfýza jsou místa, kde dochází k převodu sil, mechanickému namáhání a posunům segmentů (Kapandji, 2008; Věle, 1995).

2.1.1.1 Pohyby v oblasti pánevního pletence

Drobné posuny a kývavé pohyby os sacrum jsou jen malého rozsahu, ale mají velký význam pro sklon pánve a optimální funkci přechodu bederní páteře a os coccygis (Dylevský, 2009a).

Nutace je rotace os sacrum okolo horizontální (frontální) osy stojící ve výši obratle S2. Promontorium se pohybuje anteriorně a inferiorně, hrot os sacrum a os coccygis posteriorně. Lopaty kyčelních kostí (ala ossis ilium) se přibližují, hrboly sedacích kostí (tuber ischiadicum) se oddalují. Nutace je limitována napětím lig. sacrotuberale, lig. sacrospinale a nutačními brzdami – anteroposteriorní a anteroinferiorní část lig. sacroiliacum anterius. Vzdálenost promontoria a horní části symfýzy se zkracuje, vzdálenost hrotu os coccygis a dolní části symfýzy se prodlužuje (Čihák, 2001; Kapandji, 2008).

Kontranutace je pohyb v opačném směru. Promontorium se pohybuje posteriorně a superiorně, hrot os sacrum a os coccygis anteriorně a inferiorně. Lopaty kyčelních kostí se oddalují, hrboly sedacích kostí se přibližují. Kontranutace je limitována napětím lig. sacroiliacum posterius. Vzdálenost promontoria a horní části symfýzy se prodlužuje, vzdálenost hrotu os coccygis a dolní části symfýzy se zkracuje (Kapandji, 2008).

Symphysis pubica je chrupavčité spojení stydkých kostí, mezi jejichž kontaktní plochy je vložen discus interpubicus tvořený hyalinní a vazivovou chrupavkou. Symfýza je doplněna velmi pevnými vazy – lig. pubicum superius, inferius (lig. arcuatum pubis), anterius, posterius. Ventrální strana je zesílena úpony svalů – m. obliquus externus abdominis, m. rectus abdominis, m. pyramidalis, m. gracilis, m. adductor longus. Pohyblivost symfýzy je minimální. Pouze v těhotenství je chrupavka schopna vlivem hormonálních změn vázat více vody, čímž se toto velmi pevné spojení rozestoupí o několik milimetrů (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 2008).

Sacrococcygeální spojení je zpevněno vazy – lig. sacrococcygeum anterius, posterius, laterale. Pohyb v tomto skloubení (flexe a extenze) je pouze pasivní, objevuje se při defekaci nebo při porodu. Během nutace může být posteriorní klopení os sacrum zvýšeno extenzí os coccygis (Kapandji, 2008).

2.1.1.2 Vliv polohy těla na pánevní pletenec

Páteř, os sacrum, pánevní kosti a dolní končetiny tvoří systém s dvěma klouby, kyčelním a sakroiliakálním. Hmotnost trupu působí na os sacrum, dochází ke snížení promontoria, nastává nutace pánve. Současně s reakční silou podložky, která jde přes femur do kyčelního kloubu, způsobí náklon os ilium posteriorně. Tato retroverze pánve zvýší nutační pohyb v SI skloubení.

Při stožení na jedné dolní končetině způsobí reakční síla podložky elevaci kyčle na straně stojné končetiny. Druhostranná kyčel klesne vlivem hmotnosti odlehčené dolní končetiny. To vede ke střížné síle v oblasti symfýzy – os pubis na stojné straně elevuje, na druhé straně poklesne. Tato situace však nastane pouze při dislokaci. Normálně je symfýza velmi pevné spojení, které zamezí jakémukoliv pohybu. Stejně tak dislokace v oblasti SI skloubení vede k bolesti při každém kroku. Proto je pro stoj a chůzi velmi důležitá pevnost všech spojení pánevního pletence (Kapandji, 2008).

2.1.2 Kyčelní kloub

Articulatio coxae je kulový kloub omezený (enarthrosis) se třemi stupni volnosti, který spojuje femur s pánevní kostí. Vlastnosti kyčelního kloubu vyplývají ze dvou základních funkcí dolní končetiny, opory těla a lokomoce. Pro stabilitu kloubu má velký význam lig. iliofemorale, lig. pubofemorale a lig. ischiofemorale. Kloubní plocha hlavičky femuru má rozsah asi 2/3 povrchu koule o průměru asi 5 cm. Kapacita kloubní jamky je zvětšena vazivovým límcem upínajícím se na okraj acetabula. Tím je obklopena více než polovina hlavičky femuru. Hlavička však naléhá pouze na úzkou poloměsíčitou kloubní plochu acetabula, vkleslé dno jamky vyplňuje tukový polštář, jehož funkcí je absorpce nárazů. Při běžných aktivitách však není polštář stlačován. Hlavička femuru je v jamce držena tahem svalů kyčelního kloubu, tahem kloubního pouzdra a atmosférickým tlakem, který představuje přítlačnou sílu asi 180 N. Ve vzpřímeném stožení, tedy v neutrální pozici kyčelního kloubu, nedochází k plnému krytí hlavičky femuru v jamce kyčelního kloubu (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

Femur je nejdelší a nejmohutnější kost v těle. Osa krčku svírá s osou těla úhel 125° (kolodiáfyzární úhel), který se s věkem mění. U novorozenců bývá kolem 160°. Pokud je úhel větší jak 135°, jedná se o valgozitu, pokud je menší jak 120°, krček je varózní.

Osa krčku a rovina proložená kondyly femuru svírají antevertzní úhel 7-15°, který má vliv na rozsah rotačních pohybů v kyčelním kloubu (Dylevský, 2009a).

Kapandji (1987) uvádí velikost antevertzního úhlu mezi 10 a 30°.

2.1.2.1 Pohyby v kyčelním kloubu

Pohyb do flexe závisí na poloze kolenního kloubu. Pokud je kolenní kloub v plné extenzi, flexe v kyčelním kloubu dosahuje 90°. Pokud je kolenní kloub ve flexi, rozsah pohybu do flexe v kyčelním kloubu je 120° i více, může se zvětšit za současné abdukce (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

Extenze dosahuje menšího rozsahu než flexe a je limitována napětím lig. iliofemorale. Rozsah pohybu do aktivní extenze je 20° při extendovaném, 10° při flektovaném kolenním kloubu. Pasivní extenze dosahuje až 30°. Extenze v kyčelním kloubu je spojená s antevertzí pánve a zvýšením bederní lordózy (Kapandji, 1987).

Abdukce v kyčelním kloubu (ve stoji na 1 dolní končetině) je automaticky doprovázena abdukcí v druhostranném kyčelním kloubu o stejném rozsahu. Maximální abdukce dosahuje 45°, je limitována napětím adduktorů, lig. iliofemorale a lig. pubofemorale (Kapandji, 1987).

Addukce může být při různých pohybech kombinovaná s flexí nebo extenzí, ale také s abdukcí druhostranného kyčelního kloubu. Při těchto pohybech dochází k souhybu pánve a bederní páteře. Maximální rozsah pohybu do addukce je 30° (Kapandji, 1987).

Rozsah pohybu do vnitřní rotace se pohybuje mezi 30 a 40°, dochází k napínání lig. ischiofemorale. Velikost zevní rotace závisí na postavení v kyčelním kloubu. V neutrálním postavení v kyčelním kloubu dosahuje zevní rotace rozsahu 60°, v 90° flexi je rozsah větší vlivem relaxace lig. iliofemorale a lig. pubofemorale (Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

2.1.3 Kolenní kloub

Articulatio genus je složený kloub, artikulují zde femur, tibia a patella. Je to největší kloub v těle, má jeden stupeň volnosti. Pokud je však kolenní kloub ve flexi, lze provádět rotace, má tedy i druhý stupeň volnosti. Kloubní hlavici tvoří condyli femoris, jako kloubní jamky fungují facies articularis superior kondylů tibie. Dalšími styčnými plochami kolenního

kloubu jsou facies articularis patellae a facies patellaris femoris. Tibia je ve stoji ve vertikále, tělo femuru je od vertikály odkloněno, tvoří fyziologický abdukční úhel 170-175°. Q-úhel svírá osa tahu m. quadriceps femoris a osa lig. patellae (linie spojnice spina iliaca anterior superior se středem pately a spojnice středu pately s tuberositas tibiae). Tento úhel by neměl překročit 10° u mužů a 15° u žen. Zakřivení kondylů femuru neodpovídá tvaru plošek tibie. Inkongruenci styčných ploch kolenního kloubu vyrovnávají menisky. Meniscus medialis je větší, má poloměsíčitý tvar. Jelikož je fixován ve více bodech, je méně pohyblivý, proto více zranitelný (80 %). Meniscus lateralis má kruhový tvar, jeho rohy se téměř dotýkají. Vzhledem ke své značné pohyblivosti je poranění laterálního menisku méně časté (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

Mezi stabilizátory kolenního kloubu patří zkřížené a kolaterální vazy. Zkřížené vazy zajišťují anteroposteriorní stabilitu kolenního kloubu. Přední zkřížený vaz (lig. cruciatum anterius, LCA) začíná na vnitřní ploše laterálního kondylu femuru, směřuje šikmo dolů dopředu a mediálně, upíná se v oblasti area intercondylaris anterior na tibií. Zadní zkřížený vaz (lig. cruciatum posterius, LCP) začíná na zevní ploše mediálního kondylu femuru, směřuje šikmo dolů dozadu a laterálně, upíná se do area intercondylaris posterior. V plné extenzi leží více horizontálně. Při pohybu do flexe 90-120° jde však do vertikály, změní svou polohu až o 60°. V této pozici je ve větším napětí. V extenzi a hyperextenzi je ve větším napětí LCA. Oba vazy brání vnitřní rotaci extendovaného kolenního kloubu tím, že se na sebe navíjejí. Během vnitřní rotace se napíná LCA a relaxuje LCP, během zevní rotace je tomu naopak. Laterolaterální stabilitu kolenního kloubu v extenzi zajišťují kolaterální vazy. Lig. collaterale tibiale jde z mediálního kondylu femuru šikmo dopředu dolů na mediální kondyl tibie. Lig. collaterale fibulare začíná na laterálním kondylu femuru, jde šikmo dolů dozadu na hlavičku fibuly. Oba vazy se prostorově kříží. Během vnitřní rotace však mění svůj šikmý průběh, staví se paralelně a povolují. Při pohybu do zevní rotace se napínají, tím limitují její rozsah. V extenzi jsou vazy napnuté, povolují ve flexi (Čihák, 2001; Dylevský, 2009a; Kapandji, 1987).

2.1.3.1 Pohyby v kolenním kloubu

Základním postavením kolenního kloubu je plná extenze, kdy femur, menisky a tibia pevně naléhají a postranní vazy jsou spolu s vazivovými útvary na zadní straně kloubu napjaty. Tento stav je označován jako uzamknuté koleno. Během pohybu do flexe nastává

v prvních 5° vnitřní rotace tibie. Touto rotací se uvolní LCA, koleno je tzv. odemknuté. Rotace v malé míře doprovází flexi až do 30°. Po počáteční rotaci nastává valivý pohyb v meniskofemorálních kloubech. Valivý pohyb mediálního kondylu femuru probíhá během 10-15° flexe, u laterálního kondylu se valivý pohyb uskutečňuje do 20° flexe. Flexi dokončuje pohyb posuvný, kdy se spolu s kondylu femuru posouvají po tibií dozadu i menisky. Poslední fáze flexe tedy probíhá v kloubu meniskotibiálním. Při pohybu do flexe se menisky posouvají posteriorně, mediální meniskus o 6 mm, laterální meniskus o 12 mm. Patella se během flexe posouvá distálně. Rozsah pohybu do flexe je 130-160°, závisí však na postavení v kyčelním kloubu. Pohyb lze provést aktivně maximálně do 140° (pokud je kyčelní kloub ve flexi), zbývajících 20° je možno provést pouze pasivně, například při dřepu. Pokud je kyčelní kloub v extenzi, rozsah pohybu do flexe v kolenním kloubu je do 120°. Při pohybu do extenze probíhá celý děj opačně. Extenze začíná posuvným pohybem dopředu, pokračuje valivým pohybem kondylů femuru a končí zevní rotací tibie. Patella se posouvá proximálně. Po dosažení základního postavení lze ještě pokračovat v pohybu do hyperextenze, která by neměla přesáhnout 15°. Pokud je kolenní kloub ve flexi a chodidla jsou volná, lze provádět rotace. Probíhají hlavně v meniskotibiálním skloubení za současného posunu menisků, které následují pohyb kondylů femuru. Zevní rotace dosahuje rozsahu 40°, vnitřní rotace 30°. Během zevní rotace se laterální kondyl femuru spolu s laterálním meniskem posouvá dopředu, mediální kondyl femuru se s mediálním meniskem posouvá dozadu. Při pohybu do vnitřní rotace nastává opačná situace. Laterální kondyl femuru překonává během rotací dvakrát tak větší vzdálenost než kondyl mediální, protože se pohybuje po konvexně zakřiveném kondylu tibie (Čihák, 2001; Kapandji, 1987).

2.1.4 Tibiofibulární kloub

Proximální tibiofibulární kloub (articulatio tibiofibularis) je spojení hlavičky fibuly s tibií. Kloubní plocha na tibií leží na posterolaterální části laterálního kondylu. Obě kloubní plochy jsou rovné a šikmo postavené. Kloub je zpevněn pomocí vazů – lig. capitis fibulae anterius et posterius. Distální tibiofibulární kloub (syndesmosis tibiofibularis) je vazivové spojení doplněné kloubní štěrbinou, která sem zasahuje z dutiny hlezenního kloubu. Kloubní plochy tibie a fibuly jsou kryty chrupavkou jen na malé ploše vpředu, v rozsahu kloubní štěrbin. Kloub je zesílen vazy – lig. tibiofibulare anterius et posterius. Kloub má tvar vidlice, ve které se pohybuje talus. Při dorzální flexi nohy se trochlea tali svou přední širší stranou

vtlačuje do vidlice, tím se spojení napíná, kotníky se oddalují, fibula rotuje mediálně a je tažena nahoru. Během plantární flexe se kotníky přibližují kontrakcí m. tibialis posterior, fibula rotuje laterálně a klesá dolů (Čihák, 2001; Kapandji, 1987).

2.1.5 Noha

Noha je rozdělena na tři oddíly (zánoží, středonoží, předonoží) pomocí dvou linií, které odpovídají transverzotarzálnímu (Chopartovu) a tarzometatarzálnímu (Lisfrankovu) kloubu. Zánoží tvoří talus a calcaneus, středonoží tvoří os cuboideum, os naviculare a ossa cuneiformia a předonoží tvoří metatarzy a články prstů.

Z funkčního hlediska je významné rozdělení nohy na dva paralelní paprsky – proximomediální (talus, os naviculare, ossa cuneiformia, tři mediální metatarzy a k nim příslušné prsty) a distolaterální (calcaneus, os cuboideum a dva laterální metatarzy a příslušné prsty). Při fylogeneticky daném pronatorním zkrutu se v oblasti zánoží dostává talus nad calcaneus jako důsledek zastavené pronace. V oblasti předonoží pronace pokračovala dále a oba paprsky se tak nachází vedle sebe. Tento pronatorní zkrut je podkladem vzniku nožní klenby a příčinou většího rozsahu pohybu talu do pronace při zatížení než pronace calcanea.

V uzavřeném kinematickém řetězci je flexe v kolenním kloubu spojena s vnitřní rotací tibie a talu, pronací v subtalárním kloubu a uvolněním v Chopartově kloubu. Vzhledem k plně pronovanému zánoží se tak předonoží dostane do relativní supinace a nožní klenba se oploští. Při extenzi v kolenním kloubu dochází k zevní rotaci tibie a supinaci v subtalárním kloubu. Předonoží je relativně pronované vzhledem k zánoží a dochází k akcentaci nožní klenby. Chopartův kloub je uzamčený a noha tak představuje rigidní páku, s jejíž pomocí lze využít m. triceps surae pro odraz (Vařeka & Vařeková, 2003; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.5.1 Hlezenní kloub

Hlezenní kloub je kladkový kloub tvořen talem, distálním koncem tibie a fibuly. Kloubní stabilita je dána tvarem a uspořádáním kostních elementů, uspořádáním kloubního pouzdra a vazů. Kloubní pouzdro mediálně zesiluje lig. collaterale mediale (lig. deltoideum), jehož hluboká vrstva (lig. tibiotalaris anterior et posterior) má zásadní význam pro stabilitu hlezenního kloubu. Povrchovou vrstvu tvoří pars tibionavicularis a pars tibio calcanea. Laterálně kloubní pouzdro zesiluje lig. collaterale laterale, které má tři části – lig. talofibulare

anterius, lig. calcaneofibulare a lig. talofibulare posterius. Lig. talofibulare anterius hraje důležitou úlohu v předozadní stabilizaci hlezenního kloubu, je nejčastějším místem poranění při úrazech se supinačním mechanismem a také hlavním zdrojem bolesti při přetížení hlezenního kloubu (Dylevský, 2009b; Vařeka & Vařeková, 2009).

Pohyb v hlezenním kloubu do plantární a dorzální flexe je vzhledem k šikmému průběhu bimaleolární osy doprovázen abdukci nebo addukcí, supinací nebo pronací předonoží. Při plantární flexi tedy zároveň dochází k addukci a supinaci, při dorzální flexi dochází k abdukci a pronaci. Tělo talu je ventrálně širší asi o 5 mm, proto je kloub v dorzální flexi stabilnější. V plantární flexi je možný nepatrný pohyb do stran. Rozsah pohybu do plantární flexe je 30-50°, dorzální flexe 20-30°. (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.5.2 Subtalární kloub

Subtalární kloub je tvořen konkávní kloubní plochou talu a jí odpovídající konvexní plochou calcanea. Je to nekongruentní kloub, ve kterém je možná určitá kloubní hra a jehož stabilita se mění v závislosti na vzájemném postavení kloubních ploch. Kloub je kongruentní pouze v případě, kdy noha ve středním postavení spočívá uvolněně na vodorovné podložce. Kloub je zpevněn čtyřmi silnými vazy – lig. talocalcaneum posterius, laterale, mediale a lig. talocalcaneum interosseum, které leží v ose bérce a brání nadměrné pronaci calcanea. Nadměrné supinaci calcanea brání tzv. cervikální vaz. Vzhledem k orientaci osy kloubu dochází k rotaci zánoží ve frontální rovině (supinace/pronace), částečně i k abdukci/addukci v transverzální rovině a dorzální/plantární flexi v sagitální rovině. Poměr úhlů svíraných osou subtalárního kloubu s transverzální nebo frontální rovinou k úhlu svíranému se sagitální rovinou je asi 3:1. Na každý 1° pohybu v sagitální rovině tedy připadají 3° ve frontální nebo transverzální rovině. Dochází však k individuálním odchýlkám od uvedeného poměru (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.5.3 Transverzotarzální kloub

Chopartův kloub je anatomicky tvořen dvěma klouby – art. calcaneocuboidea a art. talonavicularis. Kloubní štěrbina má příčný průběh a tvar ležatého písmene „S“. Z kineziologického hlediska je považován za funkční jednotku, která spolupracuje s dalšími

klouby nohy. Pohybem v tomto kloubu je rotace okolo longitudinální a šikmé osy. Longitudinální osa umožňuje pohyb především v transverzální rovině, tedy supinaci a pronaci, díky tomu lze udržet kontakt s podložkou při supinaci a pronaci calcanea. Šikmá osa připomíná svým průběhem osu hlezenního kloubu a její odchylky od transverzální a sagitální roviny tedy umožňují pohyb do dorzální flexe s abdukci a pohyb do plantární flexe s addukci. Chopartův kloub je označován jako sekundární hlezenní kloub díky jeho velkému rozsahu pohybu v sagitální rovině. Pokud nastane omezení pohybu v hlezenním kloubu, dojde ke kompenzaci pohybu okolo šikmé osy Chopartova kloubu (Dylevský, 2009b; Vařeka & Vařeková, 2009).

Rozsah pohybů v Chopartově kloubu je významně ovlivněn postavením v kloubu subtalárním. Při pronaci v subtalárním kloubu jsou osy kloubních ploch Chopartova kloubu rovnoběžné, tím je možný maximální rozsah pohybu do dorzální flexe. Kloub je však málo stabilní. S rostoucí supinací v subtalárním kloubu se zvětšuje rozbíhavost os kloubních ploch Chopartova kloubu. Roste také jeho stabilita, ale rozsah pohybu klesá (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.5.4 Tarsometatarzální kloub

Lisfrankův kloub je složený plochý kloub tvořen tarsálními kostmi (ossa cuneiformia, os cuboideum) a metatarzy. Je tvořen třemi kloubními jednotkami. První tarsometatarzální kloub (TMT kloub) je mezi os cuneiforme mediale a bází prvního metatarzu, druhý TMT kloub je mezi os cuneiforme intermedium et laterale a bázemi druhého a třetího metatarzu, třetí TMT kloub je mezi os cuboideum a čtvrtým a pátým metatarzem. Klouby jsou stabilizovány krátkými silnými vazy – dorzálními, plantárními a mezikostními. V TMT kloubech probíhá poměrně malý pohyb. Osy flexe a extenze laterálních metatarzů jsou šikmé. Během plantární flexe se metatarzy přibližují, pohybují se po povrchu kužele, dochází k akcentaci příčné klenby nožní (Dylevský, 2009b; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.5.5 Metatarzofalangeální a interfalangeální klouby

Základním pohybem v těchto kloubech je flexe a extenze. Rozsah pohybu do extenze v metatarzofalangeálních kloubech je větší než do flexe. Aktivní extenze lze dosáhnout do 50-60°, aktivní flexe je možná do 30-40°. Pasivní extenze dosahuje při chůzi až 90°,

rozsah pasivní flexe je pouze do 45-50°. V prvním metatarzofalangeálním kloubu je kromě flexe a extenze možná i rotace. V proximálních interfalangeálních kloubech je možná větší flexe než v distálních kloubech, extenze je ve všech kloubech omezena. Interfalangeální klouby čtvrtého a pátého prstu bývají často nahrazeny synostózami (Dylevský, 2009b; Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.6 Nožní klenba

Podkladem vzniku nožní klenby je vývojem daný pronatorní zkrut, který se zastavil na úrovni zánoží ve vertikále a v oblasti hlaviček metatarzů dosáhl horizontály. Klenbu nožní ohraničují tři oblouky – mediální, laterální a anteriorní. Anteriorní oblouk se klene mezi hlavičkami prvního a pátého metatarzu, je nejkratší a nejnižší. Je vyplněn měkkými tkáněmi, které spočívají na podložce. Laterální oblouk se rozpíná mezi hlavičkou pátého metatarzu a tuber calcanei. Za fyziologických podmínek je oblouk po celé své délce v kontaktu s podložkou. Mediální oblouk se klene mezi hlavičkou prvního metatarzu a tuber calcanei, je nejdelší a nejvyšší a je nejdůležitější podporou během statické zátěže i během pohybu. Mediální a laterální oblouk ohraničují podélné klenutí. Příčné klenutí se rozprostírá po celé délce nohy, nejnapadnější je v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Integrita příčné a podélné klenby závisí na celkovém tvaru kostry nohy a architektonice jednotlivých kostí, vazivovém systému nohy a svalstvu bérce a nohy, jejichž činnost je řízena centrálním nervovým systémem. Na udržení příčné klenby se podílí systémy vazů probíhající napříč na plantární straně nohy a šlašitý třmen tvořený m. tibialis anterior a m. peroneus longus. Podélnou klenbu udržují vazy probíhající podélně (nejvýznamnější je lig. plantare longum), aponeurosis plantaris, šlašitý třmen a svaly bérce a nohy. Integrita nožní klenby je nesmírně důležitá pro stoj, chůzi i další pohybové stereotypy (Čihák, 2001; Dylevský, 2009b; Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2 Chůze

Lokomoce je jedinečným znakem živočišné říše. Umožňuje jedincům se setkávat, hledat potravu, lepší klimatické podmínky, lovit kořist nebo utéct před blízcím se nebezpečím. Vzhledem k prostředí, ve kterém živočichové žijí, používají různé způsoby pohybu. Lokomoce po končetinách není obzvláště efektivní, protože končetiny musí být neustále pokládány na zem, čímž s každým krokem klesá jejich rychlost na nulu. Živočichové, kteří plavou nebo létají, mohou chvíli plout ve vodě nebo plachtit ve větru, aniž by pohybovali ploutvemi nebo křídly. Končetiny však nabízí mnoho výhod, například pohyb po různorodém terénu, zdolávání překážek, šplhání nebo možnost dělat prudké otočky. Lidská lokomoce má charakter chůze nebo běhu (Saibene & Minetti, 2003).

Chůze je nejběžnější způsob přesunu z místa na místo za opakovaného pohybu končetin a neustálého udržování stability (Perry, 1992).

Podle Smidta (1990) je chůze způsob pohybu těla z místa na místo střídavou a opakovanou změnou polohy nohou s tou podmínkou, že alespoň jedna noha je v kontaktu se zemí. Je to jeden z nejčastěji prováděných motorických úkolů. Během normální chůze se lidé projevují stejným kvalitativním vzorem pohybu, avšak menší kvantitativní rozdíly dělají chůzi pro každého člověka jedinečnou.

Když se zdravé dítě naučí ovládat své těžiště nad základnou, může se pokusit o provedení prvních kroků. Těžiště začne pomalu sunout dopředu a do strany a jeho projekce se tak přiblíží k okraji základny, čímž dochází k větší labilitě. Organismus má podvědomě tendenci zaujmout stabilnější pozici a vrátit těžiště nad základnu. Při prvním kroku jde o to, aby tyto obranné reflektorické tendence byly překonány a základna se změnila předsunutím dolní končetiny dopředu. Principem chůze je tedy střídavé posouvání těžiště vpřed, k jedné a druhé straně a při tom zabraňování pádu vykročením (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005).

Podle principu mechaniky však není možné, pokud se průmět těžiště ocitne mimo základnu (opěrnou bázi), aby se vrátil zpět pouze působením vnitřních sil (svalové síly subjektu). V této situaci lze pouze změnit opěrnou bázi přemístěním plochy kontaktu tak, aby se těžiště opět ocitlo nad opěrnou bází (Vařeka, 2002).

V biomechanickém modelu je lidské tělo ve vzpřímeném držení na dvou dolních končetinách velmi nestabilní systém, tvořený množstvím segmentů, které jsou kloubně spojeny. Tuhost spojení je dosažena koordinovanou aktivitou agonistů, antagonistů a dalších svalových skupin. Při pohybu trupu pomocí končetin je nutný určitý stupeň volnosti pohybu

v kloubech, avšak trup nemůže být tvořen množstvím volně spojených segmentů, musí tvořit relativně tuhý celek.

Systém vzpřímeného držení má senzoricou, řídicí a výkonnou složku. Senzorickou složku představuje propiocepce, zrak a vestibulární systém, řídicí funkci zajišťuje centrální nervový systém a výkonnou složkou je pohybový systém. Posturální stabilita zajišťuje vzpřímené držení těla a reaguje na působení sil (zevních i vnitřních) tak, aby nedošlo k pádu. Čím větší je plocha opěrné báze a hmotnost, tím je stabilita vyšší. Naopak, čím větší je vzdálenost mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze, větší sklon opěrné plochy k horizontální rovině a vyšší těžiště nad opěrnou bází, tím je stabilita nižší (Vařeka, 2002; Vařeka & Dvořák, 1999).

2.2.1 Krokový cyklus

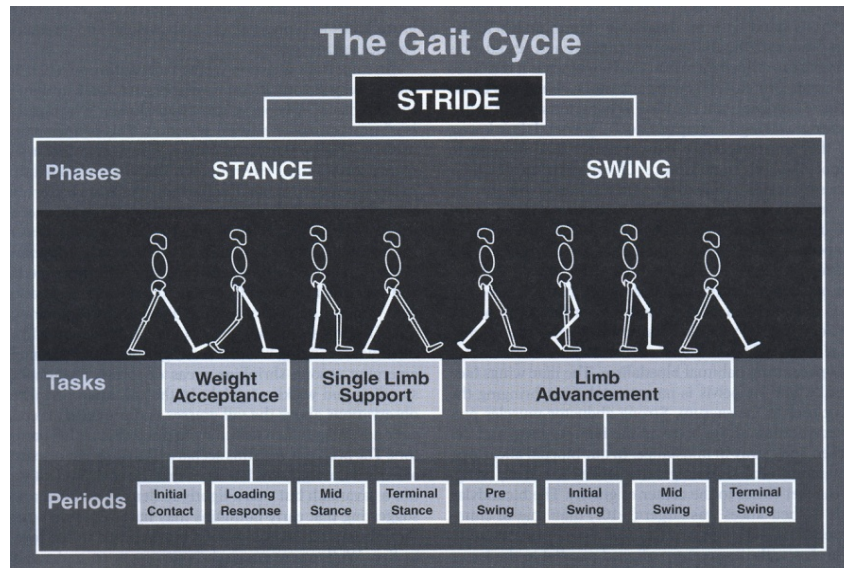
Když se tělo pohybuje z místa na místo, slouží jedna dolní končetina jako zdroj opory a druhá se pohybuje vpřed za účelem zajistit novou oporu. Po té dojde k výměně rolí. Pro přesun hmotnosti z jedné končetiny na druhou musí být obě nohy v kontaktu se zemí. Tato série dějů se neustále opakuje (Perry, 1992).

Krokový cyklus* (Obrázek 1) začíná (0 %) počátečním kontaktem jedné nohy a končí (100 %) kontaktem té samé končetiny, který bude počátečním pro následující cyklus. Během normální symetrické chůze nastává odraz palce (toe off) v 60-62 % a dělí cyklus na stojnou (stance phase) a švihovou fázi (swing phase) (Kirtley, 2006; Whittle, 2007).

Během krokového cyklu nastává situace, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu se zemí. Nazývá se fáze dvojí opory (double support) a nastává tehdy, když je jedna noha ve fázi počátečního kontaktu a druhá ve fázi odrazu palce. Každý krokový cyklus obsahuje dvě fáze dvojí opory a dvě fáze opory o jednu končetinu (single limb support). Stojná fáze zaujímá 60 %, švihová 40 %. Fáze dvojí opory tvoří 10 % cyklu a je součástí stojné fáze. Pokud se člověk pohybuje rychlostí 80 m/min, stojná fáze tvoří 62 % a švihová 38 % krokového cyklu (Kirtley, 2006; Perry, 1992; Whittle, 2007).

*Poznámka: V současné době se začíná uplatňovat termín „chůzový cyklus“, v této práci však budeme používat tradiční termín „krokový cyklus“.

Se zvyšující se rychlostí dochází k prodloužení švihové a zkrácení stojné fáze. Při běhu mizí fáze dvojí opory, stojná fáze zaujímá 50 % cyklu a mezi jednotlivými kroky se objevuje letová fáze (flight phase), ve které není ani jedna končetina v kontaktu se zemí (Kirtley, 2006; Whittle, 2007).



Obrázek 1. Schéma krokového cyklu (Rose & Gamble, 2006, 224).

Krokový cyklus se dělí na tři části:

1. přenesení hmotnosti (weight acceptance),
2. opora o jednu končetinu (single limb support),
3. posun končetiny vpřed (limb advancement).

První fáze je nejnáročnějším úkolem z celého cyklu, protože vyžaduje přenesení hmotnosti na končetinu, která právě dokončila švihovou fázi. Zahrnuje dvě části. Počáteční kontakt (initial contact), kdy se noha dotkne patou země a fázi zatěžování (loading response), která trvá od počátečního kontaktu po odraz palce na kontralaterální končetině.

Během druhé fáze musí být hmotnost celého těla udržena na jedné končetině. Obsahuje dvě části. Mezistoj (midstance) tvoří 10-30 % krokového cyklu a trvá od dorazu palce na kontralaterální straně po odvinutí paty (heel off) stojné končetiny. Konečný stoj (terminal stance) tvoří 30-50 % krokového cyklu, začíná odvinutím paty a končí počátečním kontaktem kontralaterální končetiny.

Třetí fáze zahrnuje posun dolní končetiny vpřed a přípravu na stojnou fázi. Dělí se na čtyři části: předšvih (preswing), počáteční švih (initial swing), mezišvih (midswing) a konečný švih (terminal swing) (Page, Frank, & Lardner, 2010).

Fáze krokového cyklu dle Perry (1992):

1. počáteční kontakt (initial contact), 0-2 %,
2. fáze zatěžování (loading response), 0-10 %,
3. mezistoj (midstance), 10-30 %,
4. konečný stoj (terminal stance), 30-50 %,
5. předšvih (preswing), 50-60 %,
6. počáteční švih (initial swing), 60-73 %,
7. mezišvih (midswing), 73-87 %,
8. konečný švih (terminal swing), 87-100 %.

2.2.2 Svalová aktivita v jednotlivých fázích krokového cyklu

Svaly dolních končetin pracují ve stojné fázi v uzavřeném kinematickém řetězci. Síla svalů jako vnitřní síla systému však není schopna sama vyvolat pohyb v prostoru, je pouze schopna změnit vzájemné postavení segmentů. Změnu polohy systému v prostoru mohou vyvolat pouze vnější síly, například reakční síla podložky, která vzniká jako reakce na sílu svalů segmentů dolní končetiny. Důležitou svalovou skupinou pro chůzi jsou plantární flexory hlezenního kloubu, které jsou aktivní při odrazu. Spolu s extenzory kyčelního kloubu, které jsou aktivní ve fázi počátečního kontaktu, pracují v uzavřeném kinematickém řetězci a brzdí tak společné těžiště těla. Ve švihové fázi pracují svaly dolní končetiny v otevřeném kinematickém řetězci a udělují zrychlení volným segmentům. Tím ovlivňují například frekvenci kroků, ale také se významně podílejí na rovnovážných reakcích (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.2.2.1 Počáteční kontakt (initial contact)

Počáteční kontakt je první fáze krokového cyklu a začíná úderem paty. Než se však noha dotkne země, začnou extenzory kyčelního kloubu (m. gluteus maximus, hamstringy)

zpomalovat pohyb těla, napomáhají extenzi kolenního kloubu a položení končetiny na zem. Aktivitou těchto svalů začíná v počátečním kontaktu extenze kyčelního kloubu, která trvá do fáze počátečního kontaktu na kontralaterální končetině. Jakmile je noha na zemi, je nutná stabilizace kolenního kloubu kokontrakcí hamstringů a m. quadriceps femoris. M. tibialis anterior udržuje neutrální postavení v hlezenním kloubu (Hamill & Knutzen, 2009; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007).

2.2.2.2 Fáze zatěžování (loading response)

Je to období dvouoporové fáze od počátečního kontaktu po odraz palce druhostranné končetiny. Hmotnost je přenášena na stojnou končetinu, pánev na kontralaterální straně klesá za svalové kontroly abduktorů kyčle (m. gluteus medius, minimus a m. tensor fasciae latae). V kyčelním kloubu pokračuje extenze. Kolenní kloub je flektován asi 18°, m. quadriceps femoris je aktivován excentricky. Nastává pasivní plantární flexe 10° v hlezenním kloubu excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus, při které je ploska nohy postupně pokládána na zem. V supinovaném subtalárním kloubu dochází k pronaci, která zároveň vyvolá addukci talu a vnitřní rotaci bérce. To je v souladu s pohybem do flexe v kolenním kloubu. V Chopartově kloubu probíhá kolem longitudinální osy relativní supinace, tomu přispívají svaly brzdící pasivní plantární flexi. Chopartův kloub je v tuto chvíli minimálně stabilní, ale maximálně volný, což umožní optimální přizpůsobení plosky povrchu (Hamill & Knutzen, 2009; Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2003; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

2.2.2.3 Mezistoj (midstance)

Mezistoj je první fáze opory o jednu končetinu. Pánev je stabilizovaná ve frontální rovině kontrakcí m. gluteus medius, minimus a m. tensor fasciae latae. V kyčelním kloubu je flexe ve fázi odrazu palce na druhostranné končetině asi 25°, ale stále pokračuje extenze vlivem aktivity m. gluteus maximus a hamstringů. Kolenní kloub dosahuje v časně fázi mezistoje prvního vrcholu flexe. Excentrická kontrakce m. quadriceps femoris se mění na koncentrickou, a tím dochází v druhé fázi mezistoje k extenzi kolenního kloubu. Jakmile je noha položena celou plochou na zemi, ustává excentrická kontrakce m. tibialis anterior, začíná dorsální flexe v hlezenním kloubu. V subtalárním kloubu probíhá supinace, maximum

zatížení se přesouvá na laterální stranu nohy a odlehčená patní kost je supinována aktivitou m. triceps surae. V Chopartově kloubu nastává relativní pronace, kloub je uzamčený a stabilizovaný (Hamill & Knutzen, 2009; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2003; Whittle, 2007).

2.2.2.4 Konečný stoj (terminal stance)

Tato fáze dokončuje oporu o jednu končetinu. Začíná zvednutím paty a pokračuje do té doby, než se kontralaterální končetina dotkne země. Během konečného stoje je stále nutné stabilizovat pánev pomocí abduktorů kyčelního kloubu. M. iliopsoas svou excentrickou kontrakcí kontroluje extenzi v kyčelním kloubu. Ta dosahuje svého maxima během počátečního kontaktu druhostranné končetiny. Vrchol extenze v kolenním kloubu nastává v období odlepení paty od země. M. gastrocnemius v této chvíli chrání kolenní kloub před hyperextenzí a zahajuje následnou flexi. Koncentrická kontrakce m. triceps surae provádí plantární flexi v hlezenním kloubu, pata se zvedá ze země, zatížení nohy se přesouvá mediálně dopředu, prsty však zůstávají pevně na zemi. V subtalárním kloubu pokračuje supinace, v Chopartově kloubu relativní pronace. V metatarzofalangeálních kloubech nastává extenze, plantární fascie se napíná a přitahuje patní kost k předonoží (Hamill & Knutzen, 2009; Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2003; Whittle, 2007).

2.2.2.5 Předšvih (preswing)

Předšvih začíná ve chvíli, kdy se druhostranná končetina dotkne země a je na ni přenesena hmotnost. Je to druhá fáze dvojí opory. M. iliopsoas, m. rectus femoris, m. sartorius a m. tensor fasciae latae se začínají aktivovat, aby zvedly končetinu a posunuly ji vpřed. Začíná tedy flexi v kyčelním kloubu. Tento pohyb proběhne ve fázi počátečního švihů velmi dynamicky, kontrakce je silná a rychlá. Při přenesení hmotnosti na kontralaterální končetinu nastává abdukce v kyčelním kloubu na ipsilaterální straně, která je kontrolována aktivitou m. adductor longus. V této fázi působí m. adductor longus také jako flexor kyčelního kloubu. M. rectus femoris začíná svou excentrickou kontrakcí limitovat flexi v kolenním kloubu, která je v této fázi 40°. V hlezenním kloubu pokračuje plantární flexe, aktivita m. triceps surae však klesá na intenzitě. V subtalárním kloubu pokračuje supinace, v Chopartově kloubu

relativní pronace kolem longitudinální osy (Hamill & Knutzen, 2009; Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 2007).

2.2.2.6 Počáteční švih (initial swing)

Počáteční švih tvoří první třetinu švihové fáze. Začíná zvednutím končetiny ze země a končí ve chvíli, kdy tato končetina míjí stojnou končetinu. Pokračuje flexe v kyčli díky gravitaci, napětí ligament kyčelního kloubu, ale také aktivitou m. rectus femoris a m. adductor longus. Flexe v kolenním kloubu je během švihové fáze způsobena flexí v kyčelním kloubu, dolní končetina nyní funguje jako kyvadlo, k flexi kolene není tedy potřeba svalové aktivity. Na konci této fáze dosahuje flexe kolenního kloubu svého maxima (60-70°). Aktivita m. triceps surae ustává, začíná se kontrahovat m. tibialis anterior (Hamill & Knutzen, 2009; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007).

Flexory kyčelního kloubu, které se uplatňují na začátku švihové fáze, udílejí dolní končetině zrychlení. Pokud by švih končetiny probíhal pouze volným kyvadlovým pohybem, nebylo by možné měnit frekvenci kroků a rychlost chůze (Vařeka & Vařeková, 2009).

Dle Perry (1992) za flexi v kyčelním kloubu odpovídá m. iliacus a za flexi v kolenním kloubu m. biceps femoris (caput breve).

2.2.2.7 Mezišvih (midswing)

V této fázi pokračuje končetina v pohyb vpřed, dostává se před stojnou končetinu. Nastává mírná addukce a vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Flexe je asi 20° dosažena silnou kontrakcí m. iliopsoas. Po dosažení druhého vrcholu flexe začíná v kolenním kloubu extenze, tibie se dostává do vertikální polohy. V hlezenním kloubu nastává dorsální flexe kontrakcí m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus, kloub se vrací do neutrální polohy. Na konci této fáze začínají svou aktivitu, která nabude na intenzitě ve fázi konečného švih, hamstringy (Hamill & Knutzen, 2009; Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007).

2.2.2.8 Konečný švih (terminal swing)

Konečný švih je poslední fází krokového cyklu. Aktivita hamstringů a m. gluteus maximus zpomaluje pohyb končetiny. M. quadriceps femoris dokončuje extenzi kolenního kloubu do neutrální polohy nebo do 5° flexe. Hamstringy se kontrahují excentricky a brání tak hyperextenzi kolenního kloubu. Přetrvává aktivita m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. digitorum longus. Hlezenní kloub se dostává do neutrálního postavení nebo 5° plantární flexe. Končetina se připravuje na fázi počátečního kontaktu (Hamill & Knutzen, 2009; Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007).

2.2.3 Kinematika pánve a kloubů dolní končetiny v průběhu chůze

2.2.3.1 Kinematika pánve v průběhu chůze

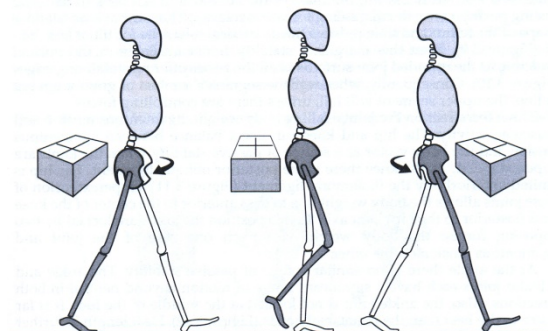
Při chůzi dochází k pohybu pánve ve všech třech rovinách. V sagitální rovině se odehrává pohyb do antevertze (pelvic tilt), ve frontální rovině se pánev uklání (pelvic obliquity) a v transverzální rovině pánev rotuje (pelvic rotation). Podle Rose & Gamble (2006) je rozsah pohybu do rotace 4° na každou stranu, podle Perry (1992) je to 5°. Úklon pánve je podle obou autorů 5° na každou stranu. Dle Whittle (2007) je míra rotace a úklonu pánve dána rozsahem pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině v průběhu chůze. Pokud pánev nerotuje, je třeba většího rozsahu pohybu v kyčelním kloubu a většího úklonu pánve. Díky rotaci v pánvi se posune kyčelní kloub dopředu, není tedy při stejné délce kroku jako v předchozím případě potřeba tak velkého rozsahu ve smyslu flexe a extenze, sníží se i úklon pánve.

K antevertzi pánve (3°) dochází v konečném stoji, kdy je kyčelní kloub stejné končetiny v extenzi. Během předšvihů a mezišvihů se pánev vrací do neutrální polohy. V konečném švihů opět nastává antevertze (Perry, 1992).

Během fáze zatěžování dochází k přenesení hmotnosti na ipsilaterální končetinu, v kyčelním kloubu nastává relativní addukce, na straně odlehčené končetiny relativní abdukce, pánev na této straně klesá. Uprostřed fáze mezistojů se pánev vrací do neutrální polohy, během předšvihů pánev klesá na ipsilaterální straně (Perry, 1992; Rose & Gamble, 2006).

V počátečním kontaktu je pánev ventrálně rotována asi 5° (Obrázek 2). Díky odlehčení kontralaterální končetiny může pánev začít na této straně rotovat dorzálně. V první

polovině mezistoje se pánev vrací do neutrální polohy. Během švihové fáze nastávají stejné pohyby jako ve stojné fázi, jsou však vztaženy k opačné končetině (Perry, 1992).

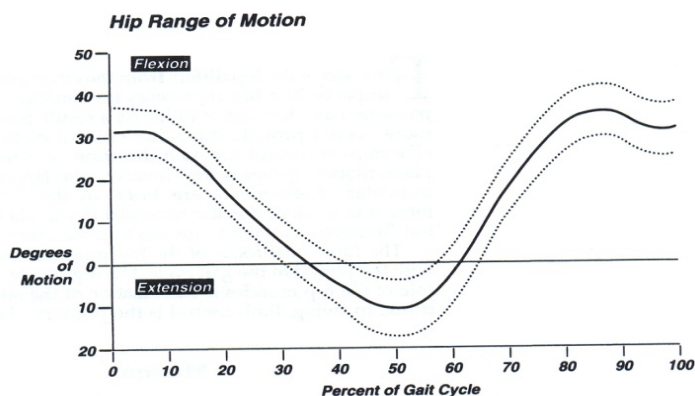


Obrázek 2. Pohyb pánve v průběhu krokového cyklu (Perry, 1992, 23).

2.2.3.2 Kinematika kyčelního kloubu v průběhu chůze

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu je během chůze v sagitální rovině 41°, ve frontální rovině 9° a v transverzální rovině 12° (Chao & Cahalan, 1990).

V sagitální rovině je křivkou pohybu přibližně sinusoida (Obrázek 3), jdoucí z flexe v počátečním kontaktu do extenze v kontralaterálním počátečním kontaktu (50 % cyklu) a zpět do flexe během švihové fáze. Vrcholu flexe je dosaženo přibližně v polovině švihové fáze (asi 30°) a trvá do fáze počátečního kontaktu. Vrchol extenze (10-20°) nastává před koncem stojné fáze, po té dochází opět k flexi (Kirtley, 2006; Whittle, 2007).



Obrázek 3. Křivka rozsahu pohybu kyčelního kloubu v průběhu krokového cyklu v sagitální rovině (Perry, 1992, 112).

Ve frontální rovině je kyčelní kloub v době počátečního kontaktu v neutrální poloze. Addukce se objevuje ve fázi mezistoje a odvinutí paty, svého maxima dosahuje v 80 % stojné fáze. Krátce po odrazu palce nastává mírná abdukce, během švihové fáze probíhá addukce, kyčelní kloub se vrací do neutrální polohy (Chao & Cahalan, 1990; Rose & Gamble, 2006).

Podle Perry (1992) je kyčelní kloub v počátečním kontaktu v addukci asi 10° vlivem anatomického postavení femuru vůči tibii. Addukce 5° se objevuje ve fázi zatěžování. Během mezistoje a konečného stoje se kyčelní kloub vrací do neutrální polohy. V počátečním švihu nastává relativní abdukce 5° .

V transverzální rovině je kyčelní kloub v neutrální pozici ve fázi počátečního kontaktu. Na začátku stojné fáze nastává zevní rotace, která se postupně mění ve vnitřní rotaci dosahující svého maxima v době odrazu palce. Během švihové fáze femur opět rotuje zevně. Těsně před počátečním kontaktem však rotuje vnitřně, připravuje se na přenesení hmotnosti (Chao & Cahalan, 1990).

Podle Rose & Gamble (2006) začíná vnitřní rotace v kyčelním kloubu na konci švihové fáze a pokračuje ve stojné fázi až do počátečního kontaktu druhostranné končetiny. Následuje zevní rotace, která přechází ve vnitřní rotaci opět na konci švihové fáze.

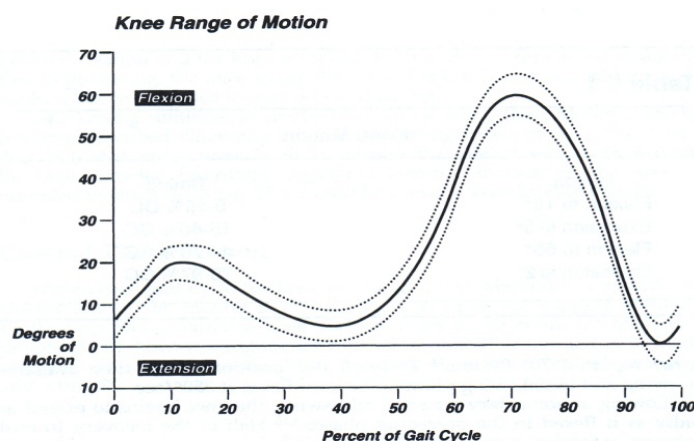
Dle Perry (1992) je kyčelní kloub v počátečním kontaktu v neutrální pozici, vrchol vnitřní rotace je na konci fáze zatěžování, maximální zevní rotace je na konci fáze předšvihu.

2.2.3.3 Kinematika kolenního kloubu v průběhu chůze

Rozsah pohybu v kolenním kloubu je v sagitální rovině při chůzi 70° . V průběhu krokového cyklu nastávají dva vrcholy flexe (Obrázek 4). Těsně před počátečním kontaktem je kolenní kloub blízko plné extenzi. Během fáze zatěžování a v první fázi mezistoje dochází k flexi asi 20° (1. vrchol), v druhé fázi mezistoje dochází k extenzi. Po té nastává opět flexe, která dosahuje 2. vrcholu ($60-70^\circ$) na rozhraní fázi počátečního švihu a mezišvihu. Před počátečním kontaktem dochází znovu k extenzi. Vrchol flexe ve švihové fázi je mnohem vyšší než ve stojné fázi (Chao & Cahalan, 1990; Kirtley, 2006; Whittle, 2007).

V průběhu krokového cyklu se kolenní kloub pohybuje do abdukce i addukce. Podle Kettlecamp (in Perry, 1992) je maximální abdukce dosaženo v počátečním kontaktu. Během švihové fáze nastává addukce 8° , kolenní kloub se vrací do neutrální polohy (Perry, 1992).

V transverzální rovině je femur v době počátečního kontaktu v mírné zevní rotaci oproti tibií. Během fáze zatěžování vnitřní rotace tibie zřetelně vzroste, femur v rotaci pokračuje, ale mnohem pomaleji. Na konci fáze zatěžování dosahuje tibie vrcholu vnitřní rotace. V konečném stoji nastává zevní rotace tibie, kolenní kloub je uzamčený. Během fáze předšvihů, kdy dochází k flexi kolenního kloubu, rotuje tibie vnitřně. V počátečním švihů vnitřní rotace pokračuje. Během konečného švihů je kolenní kloub v extenzi, tibie je rotovaná zevně (Perry, 1992).



Obrázek 4. Křivka rozsahu pohybu kolenního kloubu v průběhu krokového cyklu v sagitální rovině (Perry, 1992, 91).

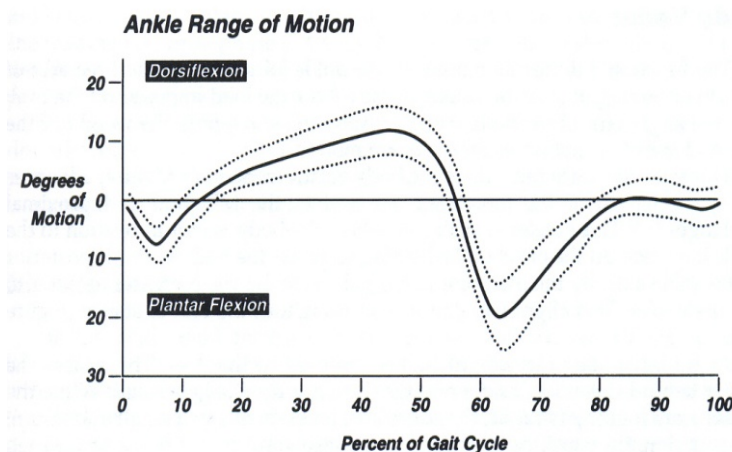
2.2.3.4 Kinematika hlezenního kloubu v průběhu chůze

Rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině je v průběhu chůze v průměru 30° (20-40°) (Obrázek 5) (Perry, 1992).

V počátečním kontaktu je hlezenní kloub v neutrální pozici. Následuje mírná plantární flexe, kdy se noha dostává celou plochou na zem. Během mezistoje probíhá dorzální flexe v rozsahu 10° až do počátečního kontaktu na kontralaterální končetině. Ve fázi odrazu palce se pohyb náhle změní ve smyslu plantární flexe (20-25°). Během švihové fáze opět probíhá dorzální flexe a těsně před počátečním kontaktem se kloub vrací do neutrální polohy (Kirtley, 2006; Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007).

Podle Perry (1992) je neutrální pozice dosaženo ve fázi mezišvihů, často během konečného švihů dochází k mírné plantární flexi 3-5°.

Dle Vařeky & Vařekové (2009) dosáhne hlezenní kloub neutrální polohy ve fázi středního švihů. Následuje mírná plantární flexe, ale na konci švihové fáze je kloub opět v téměř nulovém postavení připraven na kontakt paty s podložkou.



Obrázek 5. Křivka rozsahu pohybu hlezenního kloubu v průběhu krokového cyklu v sagitální rovině (Perry, 1992, 53).

2.2.4 Pohyb trupu a horních končetin v průběhu chůze

Při chůzi dochází k pohybu trupu a horních končetin, jejichž rychlost se v různých fázích krokového cyklu liší. Rychlost pohybu je během fáze dvojí opory asi o 10 % vyšší, než je průměrná rychlost během cyklu a nižší uprostřed stojné a švihové fáze. Trup při chůzi rotuje okolo vertikální osy, ramena se pohybují v opačném směru oproti pánvi. Horní končetiny se pohybují ve zkříženém modelu oproti dolním končetinám. Levá dolní končetina a levá část pánve se tedy pohybuje vpřed současně s pravou horní končetinou a naopak. Celý trup stoupá a klesá dvakrát během celého cyklu, celkem asi o 46 mm. Nejnižší je ve fázi dvojí opory a nejvyšší uprostřed stojné (mezistoj) a švihové (mezišvih) fáze. K pohybu trupu ve frontální rovině dochází vždy na stranu stojné končetiny, celkem asi o 46 mm (Whittle, 2007).

Segmenty trupu a horních končetin se při chůzi pohybují v otevřeném řetězci, k lokomoci přispívají pouze svou setrvačností. Člověk tedy může využít svaly trupu a horních končetin při chůzi jen omezeně. Mohou pouze udělit akceleraci jednotlivým segmentům (Vařeka & Vařeková, 2009).

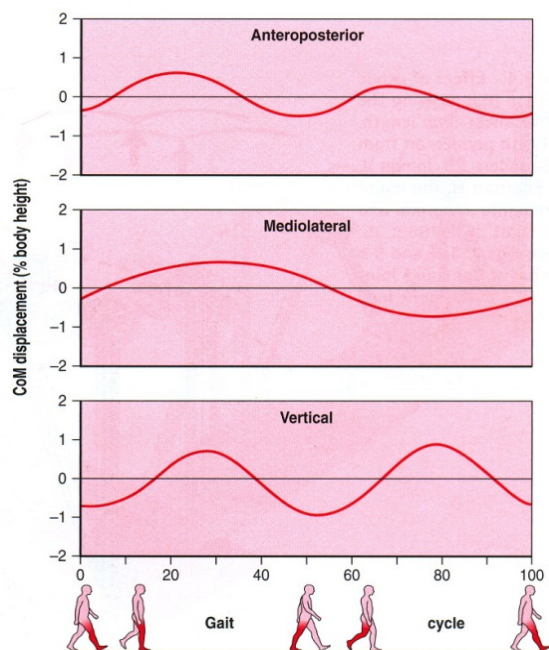
2.2.5 Pohyb těžiště těla v průběhu chůze

Těžiště je působiště tíhové síly, které se v základním anatomickém postavení nachází v malé pánvi ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle, asi 4-6 cm před promontoriem (Janura, 2004).

Během chůze se tělo chová jako obrácené kyvadlo s těžištěm klesajícím během fáze dvojí opory a stoupajícím během každé jednooporové fáze. Křivkou pohybu těžiště v sagitální rovině je tedy sinusoida. Vertikální vychýlení těžiště těla dospělého člověka při chůzi průměrnou rychlostí je asi 5 cm. Těžiště se také pohybuje v mediolaterálním směru a anteroposteriorním směru (Obrázek 6). Hned po odrazu palce, kdy končetina začíná švihovou fází, se těžiště pohybuje vpřed, během časné jednooporové fáze se pohybuje vzad. Tyto pohyby jsou však relativní, protože těžiště se při chůzi pohybuje vždy vpřed (Kirtley, 2006; Rose & Gamble, 2006).

Pro zajištění plynulého pohybu těžiště těla, jeho minimálního vychýlení a snížení energetického výdeje při chůzi bylo popsáno šest determinantů. Patří mezi ně rotace pánve, úklon pánve, flexe kolenního kloubu ve stojné fázi krokového cyklu, mechanismus hlezenního kloubu, mechanismus nohy a laterální vychýlení trupu (Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007).

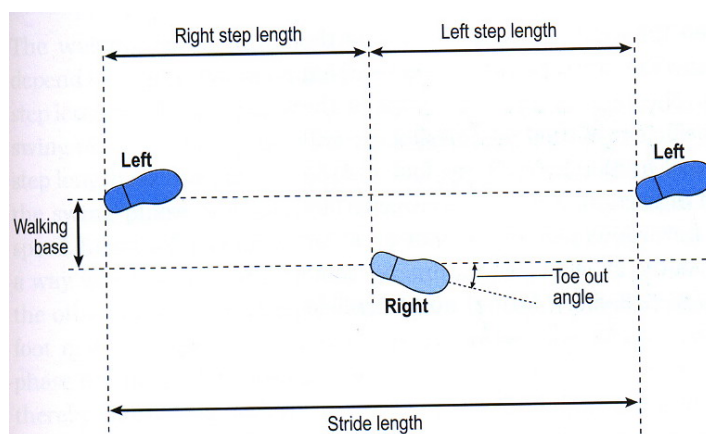
Dle Perry (1992) tyto determinanty snižují vertikální vychýlení trupu asi o 50 %, horizontální vychýlení snižují asi o 40 %.



Obrázek 6. Trajektorie pohybu těžiště těla v průběhu chůze (Kirtley, 2006, 159).

2.2.6 Časově prostorové parametry chůze

Mezi časově prostorové parametry patří délka a šířka kroku, rychlost a frekvence. Je nutné rozlišovat délku kroku (step length) a délku dvojkroku (stride length) (Obrázek 7). Délka kroku je vzdálenost mezi patami chodidel během fáze dvojí opory, délka dvojkroku je vzdálenost mezi patami téhož chodidla během jednoho krokového cyklu. Délka kroku závisí na tělesných proporcích člověka, zejména na výšce postavy a na délce dolních končetin. S prodlužující se délkou kroku roste rychlost chůze. Průměrná rychlost chůze se pohybuje mezi $1,01 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $1,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Šířka kroku je vzdálenost mezi liniemi, které prochází středem paty nebo středem hlezenního kloubu ve fázi dvojí opory. Při chůzi se také popisuje úhel rotace nohy (úhel chodidla). Je to úhel mezi linií udávající směr chůze (prochází středem paty) a linií, která prochází středem nohy. Zevní rotace (toe out) je častější než rotace vnitřní (toe in). Frekvence je počet kroků za minutu. Závisí na délce kroku tak, že s rostoucí délkou kroku frekvence klesá. Hodnota normální frekvence je lehce pod 120 kroků za minutu. Tyto parametry se však s věkem liší. K největšímu snížení frekvence dochází mezi 1. a 2. rokem, po té klesá pozvolna s věkem. Okolo 15. roku jsou časově prostorové parametry srovnatelné s dospělými (Kirtley, 2006; Rose & Gamble, 2006; Smidt, 1990; Whittle, 2007; Wyatt, 1990).

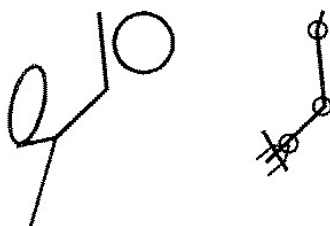


Obrázek 7. Prostorové geometrické parametry chůze (Whittle, 2007, 55).

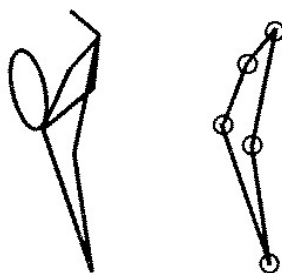
2.3 Problematika otevřených a uzavřených kinematických řetězců

V padesátých letech 20. století začal americký ortoped rakouského původu Steindler používat ve svých textech pojem kinetický řetězec. Důvodem prvních výstupů bylo zjištění, že způsob zapojení svalů dolní končetiny s nohou, „fixovanou“ na podložce, se liší od případu, kdy je noha volně pohyblivá. Pro odlišení těchto situací došlo k rozdělení řetězců na otevřené a uzavřené. V literatuře se můžeme setkat s pojmy kinetické, kinematické, biokinetické, biomechanické nebo pohybové řetězce. Pojem kinematické řetězce je využíván v případech, kdy je pohyb segmentů popisován z hlediska kinematiky, tedy bez ohledu na příčinu pohybu (Beutler, Cooper, Kirkendall, & Garrett, 2002; Dvořák, 2005a).

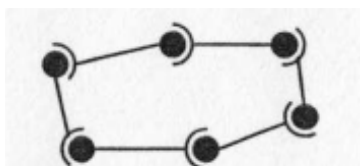
Nejjednodušším pohybovým řetězcem je soustava dvou přilehlých článků (segmentů) spojených kloubem – kinematický pár (dvojice). Připojením dalšího článku dostáváme řetězce, které se dělí na jednoduché (sériové), kde je každý článek součástí maximálně dvou kinematických párů řazených v sérii za sebou a větvené (komplexní), kde je segment kloubně spojen s více články. Otevřený řetězec (open chain, OKC) (Obrázek 8) má jeden konec volný, druhý fixovaný. U tohoto řetězce lze změnit postavení v jednom kloubu bez změny postavení v kloubech ostatních. Uzavřený řetězec (closed chain, CKC) (Obrázek 9) má fixovány oba konce a změna postavení v jednom kloubu je možná pouze za současné změny postavení v ostatních kloubech. Uzavřený řetězec je někdy označován jako smyčka (Obrázek 10). Smíšený řetězec se skládá ze smyčky (smyček) a otevřeného řetězce (otevřených řetězců) (Obrázek 11). Je-li pohybu koncového článku OKC kladen tak velký odpor, že dochází k souhybu ostatních článků, řetězec se začíná uzavírat. Pokud velikost odporu překročí velikost síly, která fixuje opačný konec řetězce, dochází ke zvratu punctum fixum a punctum mobile celého řetězce. Síly, které měly pohybovat terminálním segmentem, pohnou původně fixovaným segmentem. Příkladem je přesun systému v prostoru – lokomoce (Dvořák, 2005a; Janura, 2004; Vařeka, 2002).



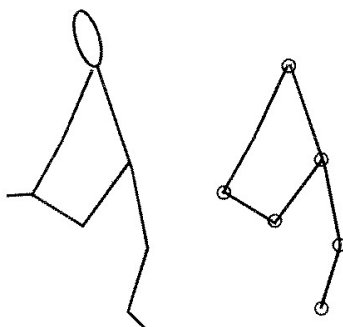
Obrázek 8. Otevřený kinematický řetězec (Janura, 2004, 21).



Obrázek 9. Uzavřený kinematický řetězec (Janura, 2004, 21).



Obrázek 10. Kinematická smyčka (Dvořák, 2005a, 13).



Obrázek 11. Smíšený kinematický řetězec (Janura, 2004, 21).

Určení stupně volnosti (degree of freedom, DOF) pohybu je součástí modelování pohybových řetězců a udává počet způsobů pohybů v kloubu vůči nezávislým osám, které popisují souřadný systém. Nejvyšší počet stupňů volnosti ($DOF = 6$) má těleso umístěné volně v prostoru, které má možnost posunutí podél všech tří os na obě strany a navíc je schopné kolem všech tří os oboustranně rotovat. U kinematického páru, kde je popisován pohyb jednoho segmentu vůči druhému segmentu, mají klouby maximálně 3 stupně volnosti. Pokud jde o řetězec kloubně spojených segmentů, stupně volnosti se sčítají. Celkový stupeň volnosti daného řetězce se nazývá mobilita řetězce. Čím větší je mobilita řetězce, tím více variant pohybů uvnitř řetězce má systém k dispozici (Dvořák, 2005a).

Pokud dítě během motorického vývoje zvládne aktivity v opoře, tedy v CKC, mohou se začít uplatňovat pohyby v OKC. Nejprve je tedy aktivitou CKC vytvořeno punctum fixum, které je zajištěno tíhovou silou. Celková hmotnost tělních segmentů, které představují punctum fixum, musí být větší než hmotnost segmentu (segmentů), které vystupují jako punctum mobile. Pokud se jedná o chůzi, jde o fixaci stojné končetiny vůči končetině švihové (Dvořák, 2005b).

Segmenty lidského těla pracují v OKC v proximodistálním sledu, pokud se jedná o pohyb například ve smyslu hodů nebo kopů. Cílem těchto pohybů je udělení rychlosti distálním segmentům. Rychlost pohybu distálního segmentu závisí na rychlosti pohybu segmentu proximálního a na jejich vzájemné interakci. Proximální segmenty také zrychlují nebo zpomalují pohyb distálních segmentů. Příkladem je švihová fáze chůze, ve které dochází ke zrychlení distálních segmentů při zpomalení segmentů proximálních (McMullen & Uhl, 2000; Vařeka & Vařeková, 2009).

V CKC je stabilita proximálních segmentů závislá na stabilitě segmentů distálních. Příkladem je stoj na nerovném povrchu nebo labilní plošině, kdy nestabilita v oblasti nohy může snížit schopnost stabilizovat trup a tím zvýšit riziko zranění nebo pádu (Graham, Costigan, Sadler, & Stevenson, 2011).

2.3.1 Využití kinematických řetězců v rehabilitaci

Efektivního pohybu lze dosáhnout pouze za předpokladu kloubní stability. Tedy při pohybu v CKC. Ve vývoji jedince je fáze vytvoření posturálních synergií v CKC podmínkou pro další motorický rozvoj. Zvládnutí cvičení v CKC je tedy nezbytné pro to, aby mohl být příslušný segment součástí i OKC (Dvořák, 2005b).

Z neurofyziologického pohledu je pohyb v OKC založen na aktivaci jednoho svalu nebo svalové skupiny při pohybu v jednom kloubu. Pohyb v CKC zahrnuje současný pohyb více kloubů, který je řízen ko-kontrakcí synergistických a antagonistických svalových skupin. Terapeut by měl pečlivě vybrat vhodnou formu terapie, protože každá má svůj specifický význam (Mayer et al., 2003).

V terapii po operaci ACL se využívá cvičení převážně v CKC nebo v kombinaci CKC a OKC. Cvičení v CKC je zaměřeno na aktivaci zejména m. quadriceps femoris z důvodu zvýšení svalové síly, zlepšení koordinace a propiocepce. Je také bezpečnější pro femoropatelní skloubení. Při cvičení v CKC dochází k redukci anteriorního posunu tibie,

nižšímu napětí ACL, lepší svalové ko-kontrakci flexorové a extenzorové svalové skupiny v oblasti kolenního kloubu a lepší stabilizaci kloubu. Cvičení v OKC způsobuje vznik mnohem větší stříhové síly a vyššího napětí ACL zvláště při pohybu do extenze během posledních 45°. Přesto je také součástí rehabilitačního programu zejména u těch pacientů, u kterých lze očekávat vyšší, například sportovní zátěž (Beutler, Cooper, Kirkendall, & Garrett, 2002; Dvořák, 2005b; Glass, Waddell, & Hoogenboom, 2010).

Při izometrické kontrakci m. quadriceps femoris v CKC dochází k souběžné aktivitě všech částí svalu. Na základě použití EMG bylo zjištěno, že v OKC se jednotlivé hlavy svalu zapojují s určitou latencí, kdy se jako první aktivuje m. rectus femoris, jako poslední příčná vlákna m. vastus medialis. Při kontrakci příčných vláken m. vastus medialis v CKC bylo dosaženo druhé největší amplitudy (hned po m. vastus lateralis). Cvičení v CKC zajišťuje optimální podmínky při zatížení femoropatelního skloubení, kdy dochází ke koordinované aktivitě jednotlivých částí m. quadriceps femoris (Stensdotter, Hodges, Mellor, Sundelin, & Häger-Ross, 2003).

Beutler et al. (2002) upřednostňuje cvičení v CKC. Považuje dřepy na jedné dolní končetině a výstupy na bednu při terapii po operaci ACL za efektivní prostředek k posílení m. quadriceps femoris. Tímto způsobem je dosažena maximální volní svalová kontrakce, která nastává v rozsahu, ve kterém nehrozí anteriorní posun tibie tahem m. quadriceps femoris ($96 \pm 16^\circ$ flexe ve dřepu, $83 \pm 12^\circ$ flexe při výstupu na bednu).

V časně pooperační fázi je pacient instruován k izometrickému cvičení m. quadriceps femoris v rámci CKC v semiflektované pozici (kolem 15° flexe) kolenního kloubu. Mm. vasti mají v této pozici maximální stabilizační vliv na patellu, nedochází k protažení štěpu a lze také využít stabilizační funkce m. gastrocnemius. Ideální využití této pozice je cvičení s overballem vloženým pod kolenní kloub. Aktivním tlakem paty do podložky a tlakem kolenního kloubu do overballu je dosaženo zapojení hamstringů, primárních svalových stabilizátorů kolenního kloubu. Cvičení v CKC je součástí všech fází rehabilitačního programu, postupně se však zvyšuje náročnost. Využívá se facilitace stabilizační kontrakce zavěšené dolní končetiny na TerapiMasteru, aplikace krokových fází na Posturomedu nebo kombinace senzomotorických pomůcek v rámci neuromuskulárního tréninku. V pooperační fázi (3. – 6. týden) je možno postupně použít i cvičení v OKC. Pro minimální tenzi v oblasti štěpu je vhodné volit rozsah pohybu v kolenním kloubu od maximální flexe po 40° flexe. Zde je však kladen důraz na důsledné respektování bolestivosti (Smékal, Kalina, & Urban, 2006).

Mikkelsen, Werner a Eriksson (2000) uvádějí, že izokinetický trénink m. quadriceps femoris v OKC, se kterým se začne 6 týdnů po operaci v rozsahu 90-40° flexe v kolenním kloubu, nevede k poškození štěpu. Upřednostňují však kombinaci cvičení v CKC a OKC před samotným cvičením v CKC z důvodu dosažení větší síly m. quadriceps femoris a rychlejšího návratu ke sportovní aktivitě.

Terapie ramenního kloubu s využitím CKC uplatňuje fyziologické pohybové vzory působením na neuromuskulární systém. Nejde tedy o izolovaný pohyb nebo aktivaci jednotlivých svalů, ale o pohyb funkční. Příkladem může být technika propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), která zahrnuje prvky CKC. Proximální konec řetězce je fixován tíhovou silou trupu pacienta, distální konec je uchopen terapeutem. Řetězec tak pokračuje segmenty jeho vlastního těla a je fixován k podložce. Jednu větev CKC tedy tvoří ošetřovaná končetina pacienta, druhou větev tvoří tělo terapeuta. Prostřednictvím manuálního kontaktu, vedení pohybu nebo kladením odporu napomáhá terapeut obnovení normálních pohybových vzorů a poskytuje pacientovi zrakovou, sluchovou nebo taktilní zpětnou vazbu (McMullen & Uhl, 2000; Dvořák, 2005b).

Distální konec řetězce může být také fixován na pevné podložce nebo v pozdější fázi terapie na labilní plošině. Nutné je však posturální nastavení těla pacienta tak, aby byl ramenní kloub v centrovaném postavení a umožnil tak optimální zapojení svalů pletence ramenního. Na začátku terapie síla tlaku končetiny do podložky nepřesahuje 60-100 N, v průběhu terapie se postupně zvyšuje do 1/3 až 1/2 celkové hmotnosti těla. Cílem je dosažení koordinovaného pohybu bez kompenzací a přechod od statického CKC k dynamickému OKC (Bastlová, Krobot, Míková, Skoumal, & Friewald, 2004; McMullen & Uhl, 2000).

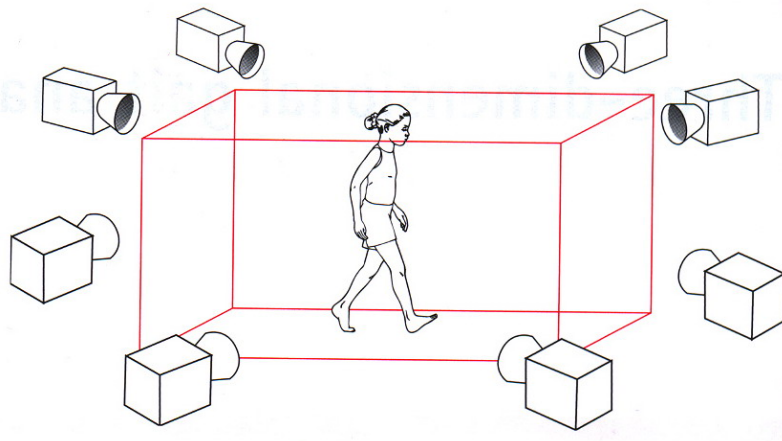
Reflexní lokomoce je záležitost pohybu v CKC, kdy jsou řetězce uzavřeny mezi body opory. Nastavením těla do výchozí polohy je vytvořena specifická propioceptivní stimulace a dochází k ovlivnění stupňů volnosti příslušných segmentů. Tím je určeno, jaká svalová souhra v řetězci bude tlakovou stimulací facilitována. Při reflexní lokomoci mají řídicí význam segmenty osového orgánu. Chovají se jako společný rám kinematických smyček, které jsou uzavřeny mezi místy opory i kinematických řetězců, které jsou ve stejný okamžik otevřeny (Dvořák, 2005b).

Pohybem v CKC se také vyznačuje terapeutické lezení. Je to pohybová aktivita v kvadrupedálním zkříženém vzoru, která vyžaduje koordinovanou aktivitu končetin a svalů trupu. Při lezení dochází ke kombinaci opěrné a cílené motoriky a k integraci taktilních, vestibulárních, propioceptivních i zrakových informací. Pohyb ve vertikále proti gravitaci klade zvýšené nároky na udržení rovnováhy, stabilizační, koordinační a kondiční schopnosti

leze, proto má velký přínos pro rozvoj obratnosti, koordinace, prostorové orientace, rovnovážných reakcí a svalové síly. Některé kliniky v zahraničí nabízejí terapeutické lezení jako součást komplexního rehabilitačního programu u široké škály diagnóz. Lezení může být využito u neurologických pacientů (roztřesená skleróza, hemiparéza, kvadruparéza), v oblasti ortopedických indikací (vadné držení těla, chronické bolesti zad, skolióza), při léčbě chronické instability kloubů (pooperační a posttraumatické stavy), u revmatologických nebo degenerativních onemocnění páteře, u mentálně hendikepovaných pacientů, u pacientů se sensorickými poruchami i poruchami chování (Francová, Pavlů, & Pánek, 2006).

2.4 3D Kinematická analýza chůze

Pomocí kinematických metod sledujeme pohyb bez ohledu na příčiny (síly), které ho způsobují. Označením bodů na těle probanda a určením jejich souřadnic můžeme při kinematické analýze chůze vypočítat délku segmentů a velikost úhlu mezi nimi. Stanovením polohy bodu v závislosti na čase lze postupně odvodit další kinematické veličiny (rychlost, zrychlení, ...). Při použití videozáznamu pro analýzu pohybu se každý trojrozměrný předmět zobrazí na dvojrozměrný obraz. Z jednoho záznamového zařízení lze získat pouze rovinné (2D) souřadnice, proto musí být pro prostorovou analýzu pohybu použit záznam nejméně ze dvou kamer. Prostorové souřadnice bodu pak získáme transformací rovinných souřadnic. Pro 3D kinematickou analýzu chůze se zpravidla používá šest a více kamer, které jsou rozmístěny tak, že každá značka na těle probanda je po celou dobu viditelná na záznamu alespoň ze dvou kamer (Obrázek 12) (Janura & Zahálka, 2004; Kirtley, 2006; Svoboda & Janura, 2010).

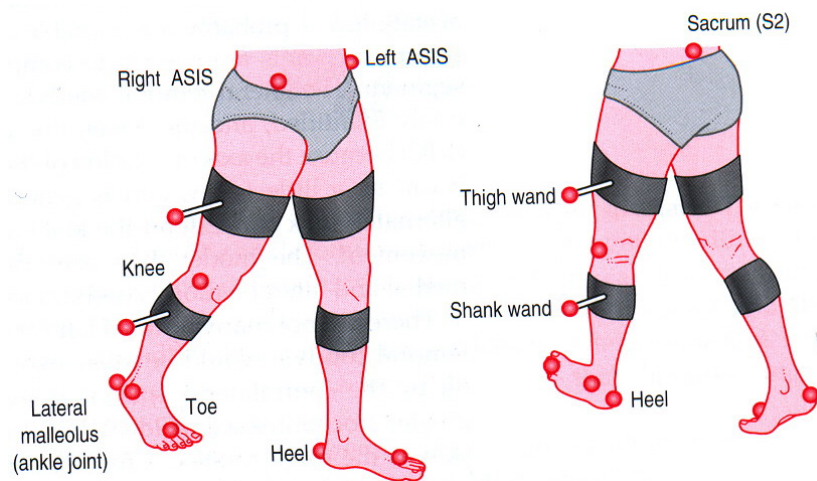


Obrázek 12. Rozmístění kamer pro 3D kinematickou analýzu chůze (Kirtley, 2006, 54).

2.4.1 Označení segmentu

K definování polohy segmentu jsou u rovinné 2D analýzy nutné dvě značky, u prostorové 3D analýzy jsou potřeba tři značky (Kirtley, 2006). Vzhledem k typu použitého systému a podle způsobu řešení dané úlohy lze značky rozdělit na pasivní a aktivní. Aktivní značky vysílají signál, který je zaznamenán speciálními kamerami, u pasivních značek se využívá jejich kontrastního povrchu (Svoboda & Janura, 2010).

Podle Modified Helen Hayes modelu (Obrázek 13) jsou značky umístěny na těchto bodech pánve a dolních končetin: spina iliaca anterior superior (levá i pravá), os sacrum v úrovni 2. křížového obratle, epicondylus lateralis femoris, malleolus lateralis, oblast mezi hlavičkou 2. a 3. metatarzu a calcaneus. Poslední dvě značky by měly být ve stejné výšce. Dále jsou na stehně a bérce umístěny značky pro výpočet rotace segmentů. Jsou upevněny na tyčince, která je kolmo k povrchu segmentu tak, aby značky neležely v jedné přímce s krajními značkami segmentu (Kirtley, 2006). Výhodou Helen Hayes modelu je jednoduchá a rychlá aplikace a tím vhodnější využití i u dětských pacientů (Sutherland, 2002).



Obrázek 13. Umístění značek podle Modified Helen Hayes modelu (Kirtley, 2006, 55).

Umístění značky na segment je ovlivněno řadou faktorů, ke kterým musíme přihlížet při realizaci měření. Problémem s umístěním značky může být například množství podkožního tuku, které brání palpaci daného bodu. Značky také mohou změnit polohu vzhledem k bodu na kosti vlivem posunu měkkých tkání v průběhu pohybu. Záleží však na charakteru prováděného pohybu a vlastnostech měkkých tkání, které jsou u jednotlivých probandů odlišné. Dalším problémem je hodnocení pohybu v oblasti nohy. Ta se skládá z 26 kostí a na každou z nich nelze umístit značku. Kůže na noze je velmi pohyblivá a při měření se tak zvyšuje pravděpodobnost vzniku chyb (Baker, 2006; Janura & Zahálka, 2004; Kirtley, 2006; Svoboda & Janura, 2010).

2.4.2 Kalibrace

Kalibrace při analýze záznamu pohybu slouží k určení závislostí mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji, získanými na záznamu. Rozlišuje se kalibrace kamery (určení jejich polohy, orientace, optických a elektronických vlastností) a kalibrace snímaného prostoru, jehož podstatou je nasnímání kalibračních bodů ze všech kamer. Kalibrace systému obvykle netrvá déle jak minutu. Získané rovinné souřadnice jsou procesem transformace převedeny do skutečných prostorových souřadnic bodu (Baker, 2006; Janura & Zahálka, 2004).

2.4.3 Vyhodnocení záznamu

Pro získání souřadnic zkoumaných bodů je nutné zjistit jejich polohu na záznamu. To lze provést manuálně nebo s pomocí automatického systému. Aktivní značky emitují elektromagnetické vlnění, jejich poloha je tedy systémem vyhodnocena na základě signálu, který je zachycen přijímačem. Polohu pasivních značek systém vyhledává pomocí předchozích snímků a určuje geometrický střed kontrastní plochy značky. Nevýhodou však může být, že kamera nasnímá i jiné světelné podněty z vnějšího prostředí (Janura & Zahálka, 2004; Whittle, 1997).

2.4.4 Optoelektronické systémy

Zařízení, která přinesla výrazný kvalitativní posun při kinematické analýze pohybu, jsou optoelektronické systémy (např. systém Vicon MX, který jsme využili v naší práci) (Obrázek 14). Tyto systémy, které využívají optické senzory pro určení souřadnic bodů, umožňují komplexní hodnocení pohybu jednotlivých segmentů lidského těla při chůzi. Výhodou optoelektronických systémů je automatické hodnocení polohy kontrastních značek v prostoru s vysokou přesností, nevýhodou je omezená možnost jejich použití mimo laboratorní podmínky kvůli rušivým vlivům. Nelze je tedy využít k analýze chůze během všedních denních činností člověka v jeho přirozeném prostředí. Jedinec podstupuje měření chůze na stanoveném místě v danou dobu (Simon, 2004; Svoboda & Janura, 2010).

Kinematická analýza chůze napomáhá v rehabilitaci při diagnostice, stanovení závažnosti onemocnění nebo zranění a sledování účinku terapie. Je to však metoda, která „pouze“ popisuje pohyb segmentů při chůzi, ale neslouží pro vysvětlení, proč dochází ke změnám chůze (Baker, 2006; Svoboda & Janura, 2010).



Obrázek 14. Kamera systému Vicon MX
(<http://www.axis3d.com.tw/product3.php?id=379&type=hardware>).

Laboratoře pro kinematickou analýzu chůze se začaly v zahraničí budovat nejčastěji v rámci nemocnic. V prvním období byla analýza chůze prováděna zejména u pacientů s dětskou mozkovou obrnou před a po ortopedické operaci. Nyní má analýza uplatnění u všech diagnóz, u kterých dochází k poruše chůze. Fakultní nemocnice Brno je dosud jediná nemocnice v České republice, která má svou laboratoř pro analýzu chůze. Problémem většího rozšíření do ostatních nemocnic nebo zdravotnických zařízení jsou vysoké pořizovací náklady těchto systémů (Sutherland, 2002; Svoboda & Janura, 2010).

3 Cíle a výzkumné otázky

3.1 Hlavní cíl

Cílem diplomové práce bylo zhodnocení pohybu kinematického řetězce dolní končetiny s využitím 3D kinematické analýzy chůze.

3.2 Dílčí cíle

1. Aplikovat použití optoelektronického systému na analýzu chůze, minimalizovat možnosti vzniku chyb.
2. Analyzovat úhlové parametry segmentů dolní končetiny v průběhu krokového cyklu.
3. Určit vztahy mezi segmenty dolní končetiny v rámci otevřeného a uzavřeného kinematického řetězce.

3.3 Výzkumné otázky

V₁: Jaká je těsnost vztahů mezi sousedními segmenty dolní končetiny v průběhu stejné fáze krokového cyklu?

V₂: Jaká je těsnost vztahů mezi sousedními segmenty dolní končetiny v průběhu švihové fáze krokového cyklu?

V₃: Jak se mění těsnost vztahů mezi segmenty dolní končetiny s přihlédnutím k rostoucí vzdálenosti od daného kloubu?

4 Metodika výzkumu

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo 32 probandů (studenti FTK UP Olomouc) mužského pohlaví (průměrný věk $22,6 \pm 2,4$ let, výška $181,6 \pm 5,9$ cm, hmotnost $78,1 \pm 8,7$ kg). Na základě ankety, která předcházela zahájení měření, byli z výzkumu vyloučeni jedinci se strukturální poruchou nebo po traumatech páteře, pánve a dolních končetin, s postižením centrálního/periferního nervového systému, s duševním onemocněním nebo smyslovým postižením (kromě osob s korekcí zrakové vady) (Příloha 1).

Etická komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky (Příloha 2).

4.2 Použité technické zařízení

Pro 3D kinematickou analýzu chůze byl použit systém Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, Spojené království). Kolem dráhy o délce 5 m bylo rozmístěno 7 infračervených kamer (typ T10, rozlišení 1 MGpix, frekvence 200 Hz).

Před samotným měřením byla provedena kalibrace systému. Kalibrace kamer byla provedena pomocí kalibrační hůlky (Wand) a kalibračního rámečku (L-frame) pro určení počátku souřadného systému. Po spuštění kalibrace vyšetřující pohyboval kalibrační hůlkou v prostoru mezi kamerami, kde mělo probíhat snímání chůze. Rozsvícení zelené kontrolky na kamerách signalizovalo, že byl získán dostatek dat potřebných ke kalibraci. Systém na základě výpočtu provedl kalibraci každé kamery. Postavení takto kalibrovaných kamer se již nesmělo v průběhu měření měnit.

Data z měření byla získána pomocí softwaru Vicon Nexus 1.0. Zpracování dat bylo provedeno v programu Vicon Polygon Authoring Tool, který umožňuje vytvářet, editovat a exportovat výstupy z měření a vytvářet prezentace výsledků.

4.3 Průběh měření

Měření probíhalo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Před samotným měřením byl proband seznámen s účelem a průběhem měření a podepsal informovaný souhlas s anonymním použitím údajů pro vědeckou práci (Příloha 3).

Proband byl ve spodním prádle, bez obuvi. Nejprve byly změřeny antropometrické parametry: tělesná výška, hmotnost, funkční délka dolních končetin, šířka hlezenního kloubu, kolenního kloubu, ramenního kloubu, loketního kloubu, zápěstí a dlaně. Na vybraná, anatomicky definovaná místa bylo pomocí oboustranné lepicí pásky připevněno 35 reflexních značek podle modelu PlugInGait FullBody.

NÁZEV ZNAČKY	POLOHA ZNAČKY
LFHD, RFHD	čelo
LBHD, RBHD	temeno
C7	processus spinosus C7
T10	processus spinosus Th10
CLAV	fossa jugularis
STRN	processus xiphoideus
RBAK	bod na lopatce – pouze k orientaci modelu
LSHO, RSHO	acromion
LELB, RELB	epicondylus lateralis humeri
LWRA, RWRA	processus styloideus radii
LWRB, RWRB	processus styloideus ulnae
LFIN, RFIN	proximální konec 3. prstu
LASI, RASI	spina iliaca anterior superior
LPSI, RPSI	spina iliaca posterior superior
LTHI, RTHI	trochanter major femoris
LKNE, RKNE	epicondylus lateralis femoris
LTIB, RTIB	tibie
LANK, RANK	malleolus lateralis
LHEE, RHEE	calcaneus
LTOE, RTOE	hlavička I. metatarzu

Po připevnění reflexních značek byla provedena statická kalibrace modelu, kdy byl proband nasnímán při stoje po dobu 30 s, aby mohl software přiřadit k označeným bodům segmenty, které byly pomocí těchto bodů určeny. Následně byl proband vyzván k chůzi přirozenou rychlostí. Vlastnímu měření předcházelo několik cvičných pokusů mimo silové plošiny. Poté následoval záznam chůze přes silové plošiny. Ty byly použity z důvodu možnosti určení krokového cyklu a jeho jednotlivých fází. U každého probanda bylo nasnímáno minimálně 6 pokusů prováděných rychlostí v rozmezí 1,36-1,52 m.s⁻¹, která byla na základě dřívějších studií určena jako „normální“ rychlost chůze u této skupiny populace.

4.4 Zpracování dat

Pro určení neutrálního postavení jednotlivých segmentů byl u každého jedince zpracován jeden pokus stoje s dobou trvání 30 s, po kterém následovalo vyhodnocení šesti pokusů přirozené chůze řízenou rychlostí. K určení závislostí mezi segmenty dolních končetin a pánve byly použity hodnoty úhlů naměřené na konci každé fáze krokového cyklu. Získaná data byla exportována do programu Vicon Polygon, který umožňuje prezentaci výsledků pomocí grafů, číselné hodnoty byly zpracovány v programu Microsoft Office Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA). Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu Statistica 10.0 (Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Pro určení závislostí mezi měřenými parametry byla použita korelační analýza (Pearsonův korelační koeficient), síla korelační závislosti byla určena s využitím údajů publikovaných Cohenem (1988) (Tabulka 1). Statisticky významné hodnoty byly stanoveny na hladině $p < 0,05$.

Tabulka 1. Interpretace síly korelační závislosti dle korelačního koeficientu

Typ	r
Velmi slabá	0,00 – 0,09
Slabá	0,09 – 0,29
Střední	0,30 – 0,49
Silná	0,50 – 1,00

5 Výsledky

5.1 Výzkumná otázka 1

Jaká je těsnost vztahů mezi sousedními segmenty dolní končetiny v průběhu stejné fáze krokového cyklu?

Výsledné hodnoty korelační analýzy pro sousední segmenty dolní končetiny v průběhu stejné fáze krokového cyklu jsou uvedeny v Příloze 4.

Tabulka 2. Významné závislosti mezi sousedními klouby dolní končetiny v průběhu stejné fáze krokového cyklu v sagitální rovině

osa x	IC	LR	MST	TST	PSW
LDK	K-H	A-K	A-K, K-H	K-H, H-P	K-H
PDK	K-H, H-P	K-H, H-P	A-K, K-H, H-P	K-H, H-P	K-H
obě DKK	K-H		A-K, K-H	K-H, H-P	K-H

Legenda: IC – initial contact, LR – loading response, MST – midstance, TST – terminal stance, PSW – preswing, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, DKK – dolní končetiny, K-H – kolenní kloub-kyčelní kloub, A-K – hlezenní kloub-kolenní kloub, H-P – kyčelní kloub-pánev

Hlezenní kloub – kolenním kloub

Pro LDK existuje středně silná závislost ve fázi LR. Pro obě DKK je silná závislost ve fázi MST.

Kolenní kloub – kyčelní kloub

Mezi těmito klouby je ve fázi IC silná závislost pro PDK, pro LDK je závislost středně silná. Ve fázi LR je silná závislost pro PDK. V ostatních fázích (MST, TST a PSW) jsme našli silnou závislost pro obě DKK.

Kyčelní kloub – pánev

Mezi kyčelním kloubem PDK a pánví je středně silná závislost ve fázi IC, LR a MST. Mezi kyčelními klouby obou DKK a polohou pánve je středně silná závislost ve fázi TST.

Tabulka 3. Významné závislosti mezi sousedními klouby dolní končetiny v průběhu stojné fáze krokového cyklu ve frontální rovině

osa y	IC	LR	MST	TST	PSW
LDK		H-P	H-P	H-P	H-P
PDK				H-P	H-P
obě DKK				H-P	H-P

Legenda: IC – initial contact, LR – loading response, MST – midstance, TST – terminal stance, PSW – preswing, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, DKK – dolní končetiny, H-P – kyčelní kloub-pánev

V této rovině jsme našli středně silnou závislost mezi kyčelním kloubem LDK a polohou pánve ve fázi LR a MST. Pro obě DKK je tato závislost silná ve fázi TST. Ve fázi PSW je silná závislost mezi kyčelním kloubem LDK a polohou pánve, na kontralaterální straně je středně silná závislost.

Tabulka 4. Významné závislosti mezi sousedními klouby dolní končetiny v průběhu stojné fáze krokového cyklu v transverzální rovině

osa z	IC	LR	MST	TST	PSW
LDK	A-K, K-H	K-H	A-K, K-H	A-K, K-H	A-K, K-H
PDK	K-H	K-H	A-K, K-H	A-K, K-H	A-K, K-H
obě DKK	K-H	K-H	A-K, K-H	A-K, K-H	A-K, K-H

Legenda: IC – initial contact, LR – loading response, MST – midstance, TST – terminal stance, PSW – preswing, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, DKK – dolní končetiny, K-H – kolenní kloub-kyčelní kloub, A-K – hlezenní kloub-kolenní kloub

Hlezenní kloub – kolenním kloub

Mezi těmito klouby LDK existuje středně silná závislost ve fázi IC. Pro obě DKK je středně silná závislost ve fázi MST, TST a PSW.

Kolenní kloub – kyčelní kloub

Pro obě DKK jsme našli významnou závislost ve všech fázích. Pro PDK je ve všech fázích závislost silná, pro LDK je závislost silná ve fázi IC, TST a PSW, středně silná ve fázi LR a MST.

Kyčelní kloub – pánev

Mezi kyčelním kloubem a pánví jsme v této rovině nenalezli významnou závislost pro žádnou ze sledovaných končetin.

5.2 Výzkumná otázka 2

Jaká je těsnost vztahů mezi sousedními segmenty dolní končetiny v průběhu švihové fáze krokového cyklu?

Výsledné hodnoty korelační analýzy pro sousední segmenty dolní končetiny v průběhu švihové fáze krokového cyklu jsou uvedeny v Příloze 5.

Tabulka 5. Významné závislosti mezi sousedními klouby dolní končetiny v průběhu švihové fáze krokového cyklu v sagitální rovině

osa x	IS	MSW	TSW
LDK		K-H	K-H
PDK	K-H, H-P	A-K, K-H	A-K, K-H
obě DKK		K-H	K-H

Legenda: IS – initial swing, MSW – midswing, TSW – terminal swing, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, DKK – dolní končetiny, K-H – kolenní kloub-kyčelní kloub, A-K – hlezenní kloub-kolenní kloub, H-P – kyčelní kloub-pánev

Hlezenní kloub – kolenní kloub

Mezi těmito klouby PDK existuje středně silná závislost ve fázi MSW a silná závislost ve fázi TSW.

Kolenní kloub – kyčelní kloub

Nalezli jsme silnou závislost pro PDK ve všech fázích. Pro LDK je silná závislost ve fázi MSW a středně silná ve fázi TSW.

Kyčelní kloub – pánev

Mezi kyčelním kloubem PDK a polohou pánve existuje středně silná závislost pouze ve fázi IS.

Tabulka 6. Vztahy mezi sousedními klouby dolní končetiny v průběhu švihové fáze krokového cyklu ve frontální rovině

osa y	IS	MSW	TSW
LDK	H-P	H-P	K-H
PDK			
obě DKK			

Legenda: IS – initial swing, MSW – midswing, TSW – terminal swing, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, DKK – dolní končetiny, K-H – kolenní kloub-kyčelní kloub, H-P – kyčelní kloub-pánev

Pro frontální rovinu jsme našli významnou závislost pouze pro LDK, kdy mezi kyčelním kloubem a polohou pánve existuje středně silná závislost ve fázi IS a MSW, mezi kolenním a kyčelním kloubem je středně silná závislost ve fázi TSW.

Tabulka 7. Významné závislosti mezi sousedními klouby dolní končetiny v průběhu švihové fáze krokového cyklu v transverzální rovině

osa z	IS	MSW	TSW
LDK	K-H	K-H	K-H
PDK	A-K, K-H	A-K, K-H	K-H, H-P
obě DKK	K-H	K-H	K-H

Legenda: IS – initial swing, MSW – midswing, TSW – terminal swing, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, DKK – dolní končetiny, K-H – kolenní kloub-kyčelní kloub, A-K – hlezenní kloub-kolenní kloub, H-P – kyčelní kloub-pánev

Hlezenní kloub – kolenním kloub

Mezi těmito klouby existuje silná závislost ve fázi IS a středně silná závislost ve fázi MSW pro PDK.

Kolenní kloub – kyčelní kloub

Pro obě DKK je silná závislost ve fázi MSW a TSW. Ve fázi IS je závislost pro LDK středně silná, pro PDK je závislost silná.

Kyčelní kloub – pánev

Mezi kyčelním kloubem PDK a polohou pánve existuje středně silná závislost pouze ve fázi TSW.

5.3 Výzkumná otázka 3

Jak se mění těsnost vztahů mezi segmenty dolní končetiny s přihlédnutím k rostoucí vzdálenosti od daného kloubu?

Výsledné hodnoty korelační analýzy pro segmenty dolní končetiny v průběhu krokového cyklu jsou uvedeny v Příloze 4 a v Příloze 5.

Tabulka 8. Významné závislosti mezi nesousedními klouby dolní končetiny v průběhu krokového cyklu v sagitální rovině

osa x	IC	LR	MST	TST	PSW	IS	MSW	TSW
LDK							A-P	
PDK	A-H, A-P					A-P	A-H, A-P	A-H
obě DKK							A-P	

Legenda: IC – initial contact, LR – loading response, MST – midstance, TST – terminal stance, PSW – preswing, IS – initial swing, MSW – midswing, TSW – terminal swing, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, DKK – dolní končetiny, A-P – hlezenní kloub-pánev, A-H – hlezenní kloub-kyčelní kloub

Hlezenní kloub – kyčelní kloub

Mezi těmito klouby jsme našli významnou závislost pouze pro PDK, kdy je středně silná závislost ve fázi IC a silná závislost ve fázi MSW a TSW.

Hlezenní kloub – pánev

Mezi hlezenním kloubem PDK a pánví existuje středně silná závislost ve fázi IC a IS, pro obě DKK je středně silná závislost ve fázi MSW.

Kolenní kloub – pánev

Mezi kolenním kloubem a polohou pánve jsme v sagitální rovině nenašli významnou závislost pro žádnou ze sledovaných končetin.

Ve frontální rovině však existuje pouze jediná významná závislost (středně silná) právě mezi kolenním kloubem PDK a polohou pánve ve fázi IC.

Tabulka 9. Významné závislosti mezi nesousedními klouby dolní končetiny v průběhu krokového cyklu v transverzální rovině

osa z	IC	LR	MST	TST	PSW	IS	MSW	TSW
LDK	A-H	A-H	A-H	A-H		A-H	A-H	A-H
PDK	A-H		A-H				A-P	A-H, A-P
obě DKK	A-H		A-H					A-H

Legenda: IC – initial contact, LR – loading response, MST – midstance, TST – terminal stance, PSW – preswing, IS – initial swing, MSW – midswing, TSW – terminal swing, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, DKK – dolní končetiny, A-P – hlezenní kloub-pánev, A-H – hlezenní kloub-kyčelní kloub

Hlezenní kloub – kyčelní kloub

Pro LDK existuje silná závislost ve fázi IC, LR, MST a TSW, středně silná závislost je ve fázi TST, IS a MSW. Pro PDK jsme našli silnou závislost ve fázi TSW, středně silnou závislost ve fázi IC a MST.

Hlezenní kloub – pánev

Mezi hlezenním kloubem PDK a polohou pánve existuje středně silná závislost ve fázi MSW a silná závislost ve fázi TSW.

Kolenní kloub – pánev

Mezi kolenním kloubem a polohou pánve jsme v této rovině nenalezli významnou závislost pro žádnou ze sledovaných končetin.

6 Diskuze

Na začátku této práce jsme předpokládali, že významné závislosti mezi změnami v poloze pánve a kloubů dolní končetiny budou patrné hlavně ve stojné fázi krokového cyklu. Vzhledem k charakteru CKC, kdy změna postavení jednoho kloubu vede ke změně postavení v ostatních kloubech (Vařeka, 2002). Z výsledků však vyplývají významné závislosti mezi polohou pánve a úhly v kloubech dolní končetiny i v průběhu švihové fáze krokového cyklu. Pro některé dvojice segmentů (kyčelní kloub – pánev, hlezenní kloub – pánev v transverzální rovině; kolenní kloub – kyčelní kloub ve frontální rovině) jsme našli významnou závislost pouze ve švihové fázi krokového cyklu.

Stejně jako pro horní končetiny, i pro dolní končetiny byla prokázána lateralizace funkcí. Při chůzi obě dolní končetiny provádí stejné pohyby, u jedné dolní končetiny je však převaha funkce stabilizační (brzdící), u druhé dolní končetiny převažuje funkce dynamická (zrychlující) (Vařeka, 2001). Seeley, Umberger a Shapiro (2008) testovali opěrnou a dynamickou funkci dolních končetin při chůzi podle vertikální a anteroposteriorní složky reakční síly podložky. Při chůzi přirozenou rychlostí se rozdílná funkce dolních končetin neprokázala. Dle našich výsledků jsou patrné stranové rozdíly, lateralita však nebyla u probandů testována. Posouzení jejího vlivu na sledované vztahy bude řešena v další studii. Pouze v jediném případě, mezi kolenním a kyčelním kloubem v transverzální rovině, existuje významná závislost v každé fázi u obou dolních končetin. Je to také jediný případ, kdy jsme našli významnou závislost mezi uvedenými klouby v celém průběhu krokového cyklu. V rámci jedné roviny byly v některých případech nalezeny významné závislosti mezi klouby pouze na jedné dolní končetině. V sagitální rovině se to týká dvojice segmentů kyčelní kloub – pánev a hlezenní kloub – kyčelní kloub, ve frontální rovině jsou to dvojice kolenní kloub – kyčelní kloub a kolenní kloub – pánev, v transverzální rovině je to kyčelní kloub – pánev a hlezenní kloub – pánev. Asymetrie při chůzi není známkou patologie, ale pouze rozdílnou funkcí dolních končetin. Ve vztahu asymetrie a laterality při chůzi je nutné brát v úvahu biomechanické a neuropsychologické hledisko a také problematiku řízení pohybu (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Pokud se však jedná o patologii, například vlivem dysfunkce jediného kloubu dolní končetiny, může být při chůzi porušen koordinovaný pohyb jak postižené, tak i nepostižené dolní končetiny. Podle Chiu, Lu a Chou (2010) změni dysfunkce kyčelního kloubu mobilitu pánve a tím i koordinaci segmentů nepostižené dolní končetiny při chůzi. U jedinců s jednostrannou artrózou kyčelního kloubu byl v době před operací narušen vztah mezi

kyčelním a kolenním kloubem a mezi kolenním a hlezenním kloubem v sagitální rovině ve stejné fázi krokového cyklu. Významné zlepšení koordinace mezi kyčelním a kolenním kloubem obou dolních končetin a mezi kolenním a hlezenním kloubem operované dolní končetiny nastalo 16 týdnů po operaci. Výsledné parametry však nejsou shodné s parametry kontrolní skupiny zdravých probandů. Dle Bennett et al. (2008) nedosáhnou pacienti koordinovaného vzoru chůze zdravého jedince ani deset let po operaci kyčelního kloubu.

McMullen a Uhl (2000) uvádí, že segmenty lidského těla pracují v OKC v proximodistálním sledu. Při zpomalení proximálního segmentu pokračuje vlivem setrvačnosti pohyb distálního segmentu. Rychlost pohybu distálního segmentu tedy závisí na rychlosti pohybu segmentu proximálního a na jejich vzájemné interakci. Již ve fázi PSW začíná svou aktivitu m. iliopsoas (m. rectus femoris), jehož silná kontrakce ve fázi IS způsobí flexi v kyčelním kloubu a zrychlí pohyb dolní končetiny. Ve fázi PSW a IS je také aktivní m. tibialis anterior, který provede dorzální flexi hlezenního kloubu, noha se tak nedostává do kontaktu se zemí. Na konci švihové fáze je aktivitou hamstringů a m. gluteus maximus zpomalován pohyb dolní končetiny. Dolní končetina se připravuje na kontakt se zemí. M. quadriceps femoris kontroluje extenzi v kolenním kloubu, m. tibialis anterior znovu nabývá na aktivitě, aby držel hlezenní kloub v neutrálním postavení (Bovi, Rabuffetti, Mazzoleni, & Ferrarin, 2011; Nymark, Balmer, Melis, Lemaire, & Millar, 2005; Ricamato & Hidler, 2005; Rose & Gamble, 2006).

Dle Shemmell et al. (2007) existuje vztah mezi hlezenním, kolenním a kyčelním kloubem v průběhu švihové fáze krokového cyklu v sagitální rovině. Podle našich výsledků je v sagitální rovině patrná významná závislost v celém průběhu švihové fáze mezi kolenním a kyčelním kloubem. Mezi hlezenním a kolenním kloubem a mezi hlezenním a kyčelním kloubem jsme našli významnou závislost ve fázi MSW a TSW. Jakmile je na konci MSW dosažen vrchol flexe v kyčelním kloubu, začíná extenze v kolenním kloubu, hlezenní kloub se dostává do neutrálního postavení. Ve fázi TSW se flexe v kyčelním kloubu mírně zmenší, kolenní kloub se z plné extenze lehce flektuje a také v hlezenním kloubu nastane mírná plantární flexe (Perry, 1992). Mezi hlezenním a kyčelním kloubem je navíc významná závislost ve fázi IC, vztah mezi těmito klouby je tedy patrný i na začátku stejné fáze.

Stejně jako ve švihové fázi, tak i v celém průběhu stejné fáze krokového cyklu existuje významná závislost mezi kolenním a kyčelním kloubem v sagitální rovině. Mezi hlezenním a kolenním kloubem jsme v této rovině našli významnou závislost ve fázi LR a MST. Podstatou může být průběh flexe v kolenním kloubu ve stejné fázi krokového cyklu.

Dle Rose a Gamble (2006) má tento pohyb dva důvody. Prvním je zpomalení pohybu těla, druhým je snížení vertikálního vychýlení těžiště ve chvíli, kdy je přenášeno přes opěrnou končetinu. Důležitou roli také hraje svalová aktivita. Ve fázi LR dochází k flexi kolenního kloubu excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Současně nastává plantární flexe v hlezenním kloubu excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior. Pohyb těla je tímto zpomalován. Vrcholu flexe dosahuje kolenní kloub na začátku MST. Jakmile je noha položena celou plochou na zemi, začíná extenze v kolenním kloubu a dorzální flexe v hlezenním kloubu (Bovi, Rabuffetti, Mazzoleni, & Ferrarin, 2011; Nymark, Balmer, Melis, Lemaire, & Millar, 2005; Ricamato & Hidler, 2005; Rose & Gamble, 2006).

V sagitální rovině jsme našli vztahy také mezi polohou pánve a klouby dolní končetiny. Dle Perry (1992) souvisí pohyb pánve s pohybem kyčelního kloubu. Na konci stejné fáze, kdy je kyčelní kloub v extenzi, je pánev v anteverzi. Na začátku švihové fáze je spolu s flexí kyčelního kloubu pánev klopena směrem do retroverze. Podle výsledků naší práce existuje významná závislost mezi polohou pánve a úhlem v kyčelním kloubu ve fázi IS, tedy při flexi kyčelního kloubu, která je v této fázi rychlá a dynamická.

Ve frontální rovině jsme našli významnou závislost mezi polohou pánve a kyčelním kloubem ve fázi LR, MST, TST, PSW, IS, MSW, TSW. Tento vztah by se dal popsat podle druhého determinantu chůze. Jakmile je ve fázi PSW přenesena hmotnost na kontralaterální končetinu, dochází k úklonu pánve na stranu odlehčené dolní končetiny a k relativní abdukci v kyčelním kloubu. Úklon pánve způsobí, že se těžiště nedostane tak vysoko při přechodu přes stojnou končetinu. Tento stav trvá do poloviny fáze MSW, poté se pánev vrací do neutrálního postavení. Aby však k úklonu pánve došlo, je nutná současná flexe v kyčelním i kolenním kloubu a dorzální flexe v hlezenním kloubu odlehčené končetiny. Ve stejné fázi krokového cyklu nastává vlivem úklonu pánve addukce v kyčelním kloubu opěrné dolní končetiny. Postavení pánve je ve frontální rovině kontrolováno napětím abduktorů kyčelního kloubu stejné končetiny (m. gluteus medius, minimus a m. tensor fasciae latae) (Rose & Gamble, 2006; Whittle, 2007). Významná závislost mezi polohou pánve a kyčelním kloubem tedy existuje ve všech fázích, kromě fáze IC. Ve fázi IC, jako jediné z celého krokového cyklu, jsme však našli významnou závislost mezi polohou pánve a kolenním kloubem. Je tedy pravděpodobné, že vztahy mezi polohou pánve a uvedenými klouby na sebe v průběhu krokového cyklu navazují.

Mezi kolenním a kyčelním kloubem jsme stejně jako v sagitální, i v transverzální rovině našli významnou závislost ve všech fázích krokového cyklu. Mezi hlezenním a kolenním kloubem existuje v této rovině významná závislost ve fázi IC, MST, TST, PSW,

IS a MSW, mezi hlezenním a kyčelním kloubem jsme našli významnou závislost ve všech fázích kromě PSW. Dle Perry (1992) je femur ve fázi IC v mírné zevní rotaci oproti tibii. Během fáze LR vzroste vnitřní rotace tibie, femur rotuje o něco pomaleji. Na konci této fáze dosahují tibie i femur vrcholu vnitřní rotace. Ve fázi TST dochází s extenzí kolenního kloubu k zevní rotaci tibie. Během fáze PSW, kdy začíná flexe v kolenním kloubu, rotuje femur zevně, tibie vnitřně. Na konci švihové fáze se s extenzí kolenního kloubu rotace změní. Rotace nohy zřejmě souvisí s šikmým průběhem bimaleolární osy hlezenního kloubu.

Mezi polohou pánve a kyčelním kloubem jsme našli v této rovině významnou závislost pouze ve fázi TSW. Rotace pánve je spíše spojována s flexí a extenzí kyčelního kloubu. Ve fázi IC je pánev rotována ventrálně. V průběhu stojné fáze, s extenzí kyčelního kloubu, pánev rotuje dorzálně až do počátečního kontaktu druhostranné končetiny. V průběhu švihové fáze nastává opačná situace (Perry, 1992).

Podle výsledků této práce existují významné závislosti jak mezi sousedními, tak i mezi nesousedními segmenty. Například vztah hlezenního kloubu se sousedním kolenním kloubem a nesousedním kyčelním kloubem je v transverzální rovině patrný téměř v celém průběhu krokového cyklu. Podle Koláře (2007) tvoří noha základní oporu vzpřímeného držení těla, jejíž svalové předpětí, opěrné body a tvar klenby vytvářejí aferentní impulzy do CNS. Lidská noha a její klenba je srovnatelná s páteří, její stabilizace si vyžaduje automatickou svalovou činnost. Největší aktivita v rovnovážném postoji je ve svalech ovládající chodidlo a prstce (Lewit & Lepšíková, 2008). V CKC je stabilita proximálních segmentů závislá na stabilitě segmentů distálních (Graham, Costigan, Sadler, & Stevenson, 2011). Funkce nohy je tedy spojována s oporou. Dle našich výsledků je významná závislost mezi hlezenním a kyčelním kloubem patrná zejména ve švihové fázi krokového cyklu v sagitální rovině. Také významná závislost mezi polohou pánve a hlezenním kloubem existuje hlavně ve švihové fázi v sagitální i transverzální rovině. Noha jako koncový článek kinematického řetězce dolní končetiny je tedy stejně důležitá pro koordinovaný pohyb v průběhu švihové fáze krokového cyklu.

Mezi limity studie lze zařadit omezené vyšetření probanda, které se vztahovalo pouze k vyplnění ankety o zdravotním stavu a na změření antropometrických parametrů. Kineziologický rozbor by nám poskytl informace i o možném vlivu dalších segmentů, například o tvaru páteře a jeho vztahu k pánevnímu pletenci. Vyšetření lateralit by mohlo objasnit stranové rozdíly nalezených vztahů. Noha byla v této studii brána jako rigidní celek, její pohyb tedy nelze podrobněji popsat.

7 Závěr

- V průběhu stojné fáze krokového cyklu, tedy při pohybu uzavřeného kinematického řetězce, se v sagitální rovině nejvíce uplatňuje významná závislost mezi kolenním a kyčelním kloubem. Existuje ve všech fázích krokového cyklu a kromě fáze zatěžování, vždy na obou dolních končetinách. S výjimkou fáze předšvihů, je v této rovině tato závislost významná také mezi polohou pánve a kyčelním kloubem, pouze však na pravé dolní končetině.
- Ve frontální rovině je nejvíce frekventovaná významná závislost mezi polohou pánve a kyčelním kloubem.
- V transverzální rovině se nejvíce uplatňuje významná závislost mezi kolenním a kyčelním kloubem. Existuje v celém průběhu stojné fáze, vždy na obou dolních končetinách. V této rovině jsme našli významnou závislost mezi dvojicemi segmentů hlezenní kloub – kolenní kloub a hlezenní kloub – kyčelní kloub (s výjimkou fáze zatěžování pro první dvojici a fáze předšvihů pro druhou dvojici) v celém průběhu stojné fáze.
- V průběhu švihové fáze krokového cyklu, při pohybu otevřeného kinematického řetězce, je v sagitální rovině nejčastější významná závislost mezi kolenním a kyčelním kloubem. Existuje ve všech fázích a kromě fáze počátečního švihu, je patrná vždy na obou dolních končetinách.
- Ve frontální rovině se ve všech fázích uplatňuje významná závislost mezi polohou pánve a kyčelním kloubem, pouze však na levé dolní končetině.
- V transverzální rovině existuje významná závislost mezi kolenním a kyčelním kloubem v celém průběhu švihové fáze, vždy na obou dolních končetinách. V této rovině jsme ve všech fázích našli významnou závislost také mezi hlezenním a kyčelním kloubem, pro obě dolní končetiny však pouze ve fázi konečného švihu.
- Významnou závislost mezi nesousedními segmenty (hlezenní kloub – kyčelní kloub, hlezenní kloub – pánev) jsme našli převážně při pohybu otevřeného kinematického řetězce.

Tato práce se zabývá vztahy mezi polohou pánve a segmentů dolní končetiny v průběhu krokového cyklu. Při chůzi však dochází i k pohybu trupu, horních končetin a hlavy. Pro komplexní zhodnocení pohybu lidského těla při chůzi by bylo zajímavé zaměřit se také na pohyb ostatních segmentů a pro pochopení stranových rozdílů provést vyšetření laterality.

8 Souhrn

Teoretické část diplomové práce obsahuje poznatky o kineziologii pánve a kloubů dolní končetiny, o chůzi a jednotlivých fázích krokového cyklu, problematice kinematických řetězců a 3D kinematické analýze chůze. Ve výzkumné části jsme použili 3D kinematickou analýzu chůze pro získání úhlových parametrů segmentů dolní končetiny, pomocí kterých jsme určili vztahy mezi segmenty v rámci otevřeného a uzavřeného kinematického řetězce. Výzkumný soubor tvořilo 32 zdravých jedinců (studenti Fakulty tělesné kultury) mužského pohlaví (věk $22,6 \pm 2,4$ let, výška $181,6 \pm 5,9$ cm, hmotnost $78,1 \pm 8,7$ kg). Analýza chůze byla provedena s využitím optoelektronického systému Vicon MX. U každého jedince bylo nasnímáno a vyhodnoceno 6 pokusů chůze přes silové plošiny, které byly použity pro určení jednotlivých fází krokového cyklu. Rychlost chůze byla v rozmezí $1,36-1,52 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Měřenými parametry byly hodnoty úhlů v daných kloubech získané na konci každé fáze krokového cyklu. Pro určení závislostí mezi měřenými parametry byla použita korelační analýza (Pearsonův korelační koeficient). Při pohybu uzavřeného kinematického řetězce jsme našli významnou závislost ve všech fázích krokového cyklu mezi kolenním a kyčelním kloubem v sagitální rovině. Téměř v celém průběhu stejné fáze existuje v sagitální a frontální rovině významná závislost mezi polohou pánve a kyčelním kloubem. V transverzální rovině existuje významná závislost ve všech fázích krokového cyklu mezi kolenním a kyčelním kloubem. V této rovině jsme našli významnou závislost téměř v celém průběhu stejné fáze také mezi hlezenním a kolenním kloubem a mezi hlezenním a kyčelním kloubem. Při pohybu otevřeného kinematického řetězce existuje významná závislost ve všech fázích krokového cyklu mezi kolenním a kyčelním kloubem v sagitální rovině, mezi polohou pánve a kyčelním kloubem ve frontální rovině a mezi dvojicí segmentů kolenní kloub – kyčelní kloub a hlezenní kloub – kyčelní kloub v transverzální rovině. Pro pohyb otevřeného kinematického řetězce existuje významná závislost převážně mezi nesousedními dvojicemi segmentů (hlezenní kloub – kyčelní kloub, hlezenní kloub – pánev). Zmíněné významné závislosti se vztahují alespoň k jedné dolní končetině.

9 Summary

The theoretical part of the master thesis contains information about kinesiology of the pelvis and lower limb joints, about the walk and the individual phases of the gait cycle, kinematic chains issues and 3D kinematic gait analysis. We used the 3D kinematic gait analysis to obtain the angular parameters of the lower limb segments in the research part of the thesis, by which we determined the relationships between the segments in open and closed kinematic chain. The study group consisted of 32 healthy male individuals (students of the Faculty of physical culture) (age 22.6 ± 2.4 years, high 181.6 ± 5.9 cm, weight 78.1 ± 8.7 kg). Gait analysis was performed using optoelectronic Vicon MX system. 6 walking attempts were scanned and evaluated on the force platform, which were used to determine the individual phases of the gait cycle. Walking speed was in the range of $1.36 - 1.52 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Parameters of interest were the angles in the relevant joints obtained at the end of the each phase of the gait cycle. Correlation analysis (Pearson correlation coefficient) was used to determine the relationships between the measured parameters. We found a significant relationship in all phases of the gait cycle between the knee and hip joint in the sagittal plane during the motion of the closed kinematic chain. There is a significant correlation between the position of the pelvis and hip joint throughout almost the whole stance phase in the sagittal and frontal planes. There is a significant correlation in all phases of the gait cycle between the knee and hip joint in the transverse plane. We also found a significant relationship between the ankle and the knee and the ankle and hip joint throughout almost the whole stance phase in this plane. There is a significant relationship in all phases of the gait cycle between the knee and hip joint in the sagittal plane, between the position of the pelvis and hip joint in the frontal plane and between the pair of the segments knee joint – hip joint and ankle joint – hip joint in the transverse plane during the motion of the open kinematic chain. There is a significant relationship between the non-adjacent pairs of the segments (ankle joint – hip joint, ankle joint – pelvis) in the motion of the open kinematic chain. Aforesaid significant relationships are related to at least one lower limb.

10 Referenční seznam

- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3:4. Retrieved 10. 11. 2011 from the World Wide Web: <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/4>
- Bastlová, P., Krobot, A., Míková, M., Skoumal, P., & Friewald, J. (2004). Strategie rehabilitace po frakturách proximálního humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 3-18.
- Bennett, D., Humphreys, L., O'Brien, S., Kelly, C., Orr, J. F., & Beverland, D. E. (2008). Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients – A large scale, long-term follow-up study. *Gait & Posture*, 28, 194-200.
- Beutler, A. I., Cooper, L. W., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). Electromyographic analysis of single-leg, closed chain exercises: Implications for rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 13-18.
- Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., & Ferrarin, M. (2011). A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. *Gait & Posture*, 33,6-13.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. (4th ed.). New York: Academic Press.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- Dvořák, R. (2005a). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 12-17.
- Dvořák, R. (2005b). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 18-22.
- Dylevský, I. (2009a). *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton.
- Dylevský, I. (2009b). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Francová, J., Pavlů, D., & Pánek, D. (2006). Možnosti využití terapeutického lezení ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 29-37.
- Glass, R., Waddel, J., & Hoogenboom, B. (2010). The effects of open versus closed kinetic chain exercises on patients with ACL deficient or reconstructed knees: A systematic review. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 5(2), 74-84.
- Graham, R. B., Costigan, P. A., Sadler, E. M., & Stevenson, J. M. (2011). Local dynamic stability of the lifting kinematic chain. *Gait & Posture*, 34, 561-563.

- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Wolters Kluwer; Lippincott Williams & Wilkins.
- Chao, E. Y. S., & Calahan, T. D. (1990). Kinematics and kinetics of normal gait. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 45-63). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Chiu, S.-L., Lu, T.-W., & Chou, L.-S. (2010). Altered inter-joint coordination during walking in patients with total hip arthroplasty. *Gait & Posture*, 32, 656-660.
- Janura, M. (2004). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka* [Učební texty]. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of the joints. Volume 2, Lower limb*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kapandji, I. A. (2008). *The physiology of the joints. Volume 3, The spinal column, pelvic girdle and head*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 3-17.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99-104.
- Mayer, F., Schlumberger, A., van Cingel, R., Henrotin, Y., Laube, W., & Schmidtbleicher, D. (2003). Training and testing in open versus closed kinetic chain. *Isokinetics and Exercise Science*, 11, 181-187.
- McMullen, J., & Uhl, T. L. (2000). A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. *Journal of Athletic training*, 35(3), 329-337.
- Mikkelsen, C., Werner, S., Ericsson, E. (2002). Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8, 337-342
- Nymark, J. R., Balmer, S. J., Melis, E. H., Lemaire, E. D., & Millar, S. (2005). Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42(4), 523-534.

- Page, P., Frank, C. C., & Lardner, R. (2010). *Assessment and treatment of muscle imbalance: The Janda approach*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- Pauch, Z. (1997). Analýza parkinsonské chůze jako východisko pro reedukaci lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 103-105.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis. Normal and pathological function*. USA: McGraw – Hill.
- Ricamato, A. L., & Hidler, J. M. (2005). Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 384-392.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12, 34-45.
- Saibene, F., & Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European journal of applied physiology*, 88, 297-316.
- Seeley, M. K., Umberger, B. R., & Shapiro, R. (2008). A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait & Posture*, 28, 24-28.
- Shemmell, J., Johansson, J., Porra, V., Gottlieb, G. L., Thomas, J. S., & Corcos, D. M. (2007). Control of interjoint coordination during the swing phase of normal gait at different speeds. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4:10. Retrieved 28.11. 2012 from the World Wide Web:
<http://www.jneuroengrehab.com/content/pdf/1743-0003-4-10.pdf>
- Simon, S. R. (2004). Quantification of human motion: gait analysis – benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*, 37, 1869-1880.
- Smékal, D., Kalina, R., & Urban, J. (2006). Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca*, 73(6), 421-428.
- Smidt, G. L. (1990). *Gait in rehabilitation*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Stensdotter, A. K., Hodges, P. W., Mellor, R., Sundelin, G., & Häger-Ross, C. (2003). Quadriceps activation in closed and in open kinetic chain exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(12), 2043-2047.
- Sutherland, D. H. (2002). The evolution of clinical gait analysis. Part II Kinematics. *Gait & Posture*, 16, 159-179.
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 26-31.

- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 92-98.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-129.
- 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: Univerzita Palackého.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.
- Wyatt, M. P. (1990). Gait in children. In G. L. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 157-183). Edinburgh: Churchill Livingstone.

11 Přílohy

Příloha 1 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. vada 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.Scheurman).
- 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 dřeně, vadné držení těla, deformace páteře, bolesti v zádech, jiné:

ANO – jaké

NE

12. Prodělal jste zlomeniny kostí?:

ANO – jaké

NE

13. Jiné úrazy:

ANO

NE

14. Operace:

ANO – jaké

NE

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

Příloha 2 Souhlas etické komise



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 31.10.2011 byl projekt diplomové práce autorky
Bc. Gabriely Kubešové

s názvem

Hodnocení pohybu kinematického řetězce dolní končetiny při chůzi

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 47/2011

dne: 11.11.2011.

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 3 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

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

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

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

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

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

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

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřeného touto studií:

Příloha 4 Výsledné hodnoty korelační analýzy pro segmenty dolní končetiny v průběhu stojné fáze krokového cyklu

osa x	IC				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,3398	,3814	,3636	
		p=,061	p=,034	p=,044	
Knee	,2480		,6866	,0949	
	p=,171		p=,000	p=,612	
Hip	,2042	,4384		,4033	
	p=,262	p=,012		p=,024	
Pelvis	,2873	-,2832	,1520		
	p=,111	p=,116	p=,406		

Legenda: osa x – sagitální rovina, IC – fáze počátečního kontaktu, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa x	LR				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,3161	,1740	,2655	
		p=,078	p=,341	p=,142	
Knee	,4899		,5360	,0036	
	p=,004		p=,002	p=,984	
Hip	,0815	,3195		,3872	
	p=,657	p=,075		p=,029	
Pelvis	,0387	-,2229	,2417		
	p=,833	p=,220	p=,183		

Legenda: osa x – sagitální rovina, LR – fáze zatěžování, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa x	MST				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,5211	,2444	,2917	
		p=,002	p=,178	p=,105	
Knee	,5393		,7234	,2484	
	p=,001		p=,000	p=,170	
Hip	,1993	,6340		,4339	
	p=,274	p=,000		p=,013	
Pelvis	,0064	,0586	,2800		
	p=,972	p=,750	p=,121		

Legenda: osa x – sagitální rovina, MST – fáze mezistoje, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa x	TST				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,1677	,1297	,0203	
		p=,359	p=,479	p=,912	
Knee	,2334		,6859	,2220	
	p=,199		p=,000	p=,222	
Hip	,0107	,5452		,4861	
	p=,954	p=,001		p=,005	
Pelvis	-,1335	-,0158	,3579		
	p=,466	p=,932	p=,044		

Legenda: osa x – sagitální rovina, TST – fáze konečného stoje, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa x	PSW				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,1529	-,1868	,3475	
		p=,403	p=,306	p=,051	
Knee	-,2033		,7173	,0544	
	p=,264		p=,000	p=,767	
Hip	-,0222	,5148		,3064	
	p=,904	p=,003		p=,088	
Pelvis	,0726	,0554	,4222		
	p=,051	p=,767	p=,088		

Legenda: osa x – sagitální rovina, PSW – fáze předšvihů, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa y	IC				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,1162	-,0991	,0911	
		p=,534	p=,596	p=,626	
Knee	-,1526		-,3444	-,3596	
	p=,404		p=,058	p=,047	
Hip	,1599	-,2353		,0384	
	p=,382	p=,195		p=,838	
Pelvis	,0475	-,2734	,3010		
	p=,796	p=,130	p=,094		

Legenda: osa y – frontální rovina, IC – fáze počátečního kontaktu, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa y	LR				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,1065	,1960	,0088	
		p=,562	p=,282	p=,962	
Knee	-,0838		-,0689	-,3458	
	p=,648		p=,708	p=,053	
Hip	,1769	-,0236		,1867	
	p=,333	p=,898		p=,306	
Pelvis	,1222	-,1354	,4252		
	p=,505	p=,460	p=,015		

Legenda: osa y – frontální rovina, LR – fáze zatěžování, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa y	MST				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,1921	,2285	-,3054	
		p=,292	p=,208	p=,089	
Knee	-,1445		,0040	-,2266	
	p=,430		p=,982	p=,212	
Hip	,1359	-,2373		,1505	
	p=,458	p=,191		p=,411	
Pelvis	-,0181	-,0750	,4808		
	p=,922	p=,683	p=,005		

Legenda: osa y – frontální rovina, MST – fáze mezistojie, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa y	TST				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,2882	-,2282	,0759	
		p=,110	p=,209	p=,680	
Knee	,1879		,0158	,0820	
	p=,303		p=,932	p=,656	
Hip	-,0841	-,2637		,5524	
	p=,647	p=,145		p=,001	
Pelvis	-,1082	-,1392	,5329		
	p=,556	p=,447	p=,002		

Legenda: osa y – frontální rovina, TST – fáze konečného stoje, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa y	PSW				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,1858	,0496	-,1977	
		p=,309	p=,787	p=,278	
Knee	-,1544		,0188	,1745	
	p=,399		p=,919	p=,339	
Hip	,0378	-,2350		,4133	
	p=,837	p=,195		p=,019	
Pelvis	,0199	,2038	,5513		
	p=,914	p=,263	p=,001		

Legenda: osa y – frontální rovina, PSW – fáze předšvihů, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa z	IC				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,1656	-,4810	,3289	
		p=,373	p=,006	p=,071	
Knee	-,3759		-,6368	-,1961	
	p=,034		p=,000	p=,290	
Hip	-,5437	-,5046		-,3004	
	p=,001	p=,003		p=,101	
Pelvis	-,1288	-,1134	,0361		
	p=,482	p=,536	p=,844		

Legenda: osa z – transverzální rovina, IC – fáze počátečního kontaktu, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa z	LR				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,3188	-,2945	,2904	
		p=,075	p=,102	p=,107	
Knee	-,3214		-,6418	-,2067	
	p=,073		p=,000	p=,256	
Hip	-,5372	-,4646		-,2311	
	p=,002	p=,007		p=,203	
Pelvis	-,1397	-,1767	,0218		
	p=,446	p=,333	p=,906		

Legenda: osa z – transverzální rovina, LR – fáze zatěžování, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa z	MST				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,3712	-,3953	,2679	
		p=,036	p=,025	p=,138	
Knee	-,4384		-,5988	-,1868	
	p=,012		p=,000	p=,306	
Hip	-,5064	-,4882		-,1691	
	p=,003	p=,005		p=,355	
Pelvis	-,1904	-,0819	,0932		
	p=,297	p=,656	p=,612		

Legenda: osa z – transverzální rovina, MST – fáze mezistojie, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa z	TST				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,4526	-,3052	-,1458	
		p=,009	p=,089	p=,426	
Knee	-,4627		-,5909	-,0512	
	p=,008		p=,000	p=,781	
Hip	-,4348	-,5284		,0405	
	p=,013	p=,002		p=,826	
Pelvis	-,3326	-,0815	,2126		
	p=,063	p=,657	p=,243		

Legenda: osa z – transverzální rovina, TST – fáze konečného stoje, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa z	PSW				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,4205	-,0471	-,1147	
		p=,017	p=,798	p=,532	
Knee	-,4129		-,5828	,0782	
	p=,019		p=,000	p=,671	
Hip	-,2951	-,5512		,0602	
	p=,101	p=,001		p=,743	
Pelvis	-,2020	-,1830	,2770		
	p=,268	p=,316	p=,125		

Legenda: osa z – transverzální rovina, PSW – fáze předšvihů, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

Příloha 5 Výsledné hodnoty korelační analýzy pro segmenty dolní končetiny v průběhu švihové fáze krokového cyklu

osa x	IS				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,1774	,2260	,4337	
		p=,331	p=,214	p=,013	
Knee	-,2237		,5764	-,0382	
	p=,218		p=,001	p=,835	
Hip	,1554	,2318		,3954	
	p=,396	p=,202		p=,025	
Pelvis	,3378	-,1920	,1800		
	p=,059	p=,293	p=,324		

Legenda: osa x – sagitální rovina, IS – fáze počátečního švihů, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa x	MSW				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,4423	,5005	,4099	
		p=,011	p=,004	p=,020	
Knee	,3184		,8785	,1196	
	p=,076		p=,000	p=,514	
Hip	,2468	,8661		,2712	
	p=,173	p=,000		p=,133	
Pelvis	,3825	,2412	,1518		
	p=,031	p=,184	p=,407		

Legenda: osa x – sagitální rovina, MSW – fáze mezišvihů, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa x	TSW				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,5122	,5383	,3307	
		p=,003	p=,002	p=,069	
Knee	,2642		,8463	,0205	
	p=,144		p=,000	p=,913	
Hip	,3234	,4355		,2294	
	p=,071	p=,013		p=,214	
Pelvis	,0069	-,0895	,1674		
	p=,970	p=,626	p=,360		

Legenda: osa x – sagitální rovina, TSW – fáze konečného švihů, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa y	IS				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,0671	,0737	-,1290	
		p=,715	p=,688	p=,482	
Knee	-,0679		-,1697	-,0968	
	p=,712		p=,353	p=,598	
Hip	,2205	-,1211		,1156	
	p=,225	p=,509		p=,529	
Pelvis	,2321	,0258	,4161		
	p=,201	p=,888	p=,018		

Legenda: osa y – frontální rovina, IS – fáze počátečního švihu, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa y	MSW				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,0726	-,0171	,2652	
		p=,693	p=,926	p=,142	
Knee	-,0869		-,0137	-,2181	
	p=,636		p=,941	p=,230	
Hip	,1467	,0305		-,0266	
	p=,423	p=,868		p=,885	
Pelvis	,2030	,1204	,4298		
	p=,265	p=,511	p=,014		

Legenda: osa y – frontální rovina, MSW – fáze mezišvihu, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa y	TSW				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		,1487	-,0415	,1600	
		p=,433	p=,828	p=,398	
Knee	-,1903		-,0613	-,2063	
	p=,305		p=,748	p=,274	
Hip	,1081	-,4000		-,1062	
	p=,563	p=,026		p=,576	
Pelvis	,0714	-,2389	,3281		
	p=,703	p=,196	p=,072		

Legenda: osa y – frontální rovina, TSW – fáze konečného švihu, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa z	IS				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,5379	,1608	,2344	
		p=,001	p=,379	p=,197	
Knee	-,1611		-,6245	,0911	
	p=,378		p=,000	p=,620	
Hip	-,4005	-,4555		-,1486	
	p=,023	p=,009		p=,417	
Pelvis	-,3054	-,0224	,1587		
	p=,089	p=,903	p=,386		

Legenda: osa z – transverzální rovina, IS – fáze počátečního švihu, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa z	MSW				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,4799	-,1832	,4912	
		p=,005	p=,316	p=,004	
Knee	-,2746		-,5792	-,0819	
	p=,128		p=,001	p=,656	
Hip	-,4690	-,5280		-,2420	
	p=,007	p=,002		p=,182	
Pelvis	-,2794	-,0862	,1998		
	p=,122	p=,639	p=,273		

Legenda: osa z – transverzální rovina, MSW – fáze mezišvihů, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev

osa z	TSW				
LDK \ PDK	Ankle	Knee	Hip	Pelvis	
Ankle		-,2562	-,5046	,5833	
		p=,172	p=,004	p=,001	
Knee	-,2581		-,5366	-,1423	
	p=,161		p=,002	p=,453	
Hip	-,6322	-,5033		-,4358	
	p=,000	p=,004		p=,016	
Pelvis	-,1789	,1810	-,1015		
	p=,335	p=,330	p=,587		

Legenda: osa z – transverzální rovina, TSW – fáze konečného švihů, LDK – levá dolní končetina, PDK – pravá dolní končetina, Ankle – hlezenní kloub, Knee – kolenní kloub, Hip – kyčelní kloub, Pelvis – pánev