

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV ÚNAVY NA KINEMATICKÉ A DYNAMICKÉ PARAMETRY CHŮZE

Diplomová práce

(bakalářská)

Autor: Karel Jakubál

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D

Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Karel Jakubál

Název bakalářské práce: Vliv únavy na kinematické a dynamické parametry chůze

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby bakalářské práce: 2013

Abstrakt: Tato bakalářská práce se zabývá vlivem únavy na kinematické a dynamické parametry chůze. Teoretická část je zaměřena na svalovou únavu a metody měření tohoto typu únavy. Dále je zaměřena na teoretické poznatky o chůzi, krokovém cyklu a kinematice chůze. V experimentální části jsou analyzovány úhlové parametry krokového cyklu na dolních končetinách a pánvi. Měření se zúčastnil jeden zdravý proband. Úhlové parametry byly naměřeny pomocí systému VICON před a po třicetiminutovém únavovém protokolu pro hlezenní kloub, který zahrnoval opakované výpony na špičky při stoji. Z výsledku měření vyplývá, že svalová únava může ovlivnit úhlové parametry dolních končetin a pánve v průběhu chůze.

Klíčová slova: svalová únava, chůze, krokový cyklus, analýza chůze

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Author's name and surname: Karel Jakubál

Title of the bachelor's thesis: The influence of fatigue on kinematic and dynamic gait parameters

Department: Department of Natural Science in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D

The year of presentation: 2013

Abstract: The bachelor's thesis deals with the influence of fatigue on kinematic and dynamic gait parameters. The theoretical part is focused on muscle fatigue and methods of muscle fatigue measurement. Furthermore, it is focused on the theoretical findings about gait, gait cycle and gait kinematics. In the experimental part angular parameters of gait cycle in lower extremities and pelvis are analyzed. One healthy proband participated in the measurement. Angular parameters were measured using the VICON system before and after thirty-minute fatigue protocol for ankle joint, which included repeated moves into tip-toe position from standing position. Measurement results show that muscle fatigue can affect angular parameters of lower extremities and pelvis during gait.

Key words: muscle fatigue, gait, gait cycle, gait analysis

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

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D a uvedl všechny literární a odborné zdroje v referenčním seznamu a dodržoval zásady odborné etiky.

V Olomouci, dne 11. 7. 2013

.....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování bakalářské práce.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 CÍL	10
3 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ.....	11
3.1 Únava.....	11
3.1.1 Svalová únava.....	11
3.1.1.1 Metody měření svalové únavy.....	14
3.1.1.1.1 Nástroje a postupy pro měření síly / energie	16
3.1.1.1.2 Techniky a postupy pro hodnocení nervosvalových mechanismů únavy	19
3.1.1.1.3 Zaznamenávání síly	20
3.1.1.1.4 EMG záznam	21
3.1.1.1.5 Techniky pro hodnocení metabolických mechanismů únavy	21
3.1.1.2 Buněčné mechanismy únavy kosterního svalstva.....	22
3.1.1.2.1 Změny metabolismu během únavy.....	22
3.1.1.2.2 Změny v produkci síly během únavy	22
3.1.1.2.3 Změny v koncentraci volných myoplazmatických Ca^{2+} iontů během únavy	23
3.2 Chůze.....	23
3.2.1 Ontogenetický vývoj chůze	24
3.2.2 Energetika chůze.....	25
3.2.3 Krokový cyklus.....	25
3.2.3.1 Dělení krokového cyklu.....	26
3.2.3.1.1 Podrobné dělení fází krokového cyklu	30
3.2.4 Kinematika chůze	37
3.2.4.1 Kinematika hlezenního kloubu	37
3.2.4.2 Kinematika kolenního kloubu	39
3.2.4.3 Kinematika kyčelního kloubu.....	40
3.2.4.4 Kinematika pánve	41

4. METODIKA.....	42
4.1 Charakteristika probanda.....	42
4.2. Metoda měření.....	42
4.2.1. 3D kinematická analýza chůze	42
4.3 Příprava probanda.....	43
4.4 Měřené úhlové parametry segmentů.....	44
4.5 Průběh měření.....	44
4.5.1 Kinematická analýza chůze	45
4.5.2 Únavový protokol.....	45
5 VÝSLEDKY	46
5.1 Úhlové parametry v hlezenním kloubu	46
5.1.1 Sagitální rovina.....	46
5.1.2 Frontální rovina	47
5.1.3 Transverzální rovina	48
5.2 Úhlové parametry v kolenním kloubu.....	48
5.2.1 Sagitální rovina.....	48
5.2.2 Frontální rovina	50
5.2.3 Transverzální rovina	50
5.3 Úhlové parametry v kyčelním kloubu	51
5.3.1 Sagitální rovina.....	51
5.3.2 Frontální rovina	52
5.3.3 Transverzální rovina	53
5.4 Úhlové parametry pánve.....	53
5.4.1 Sagitální rovina.....	53
5.4.2 Frontální rovina	54
5.4.3 Transverzální rovina	55
6 DISKUZE.....	56

7 ZÁVĚR.....	58
8 SOUHRN	59
9 SUMMARY	60
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	61

1 ÚVOD

Únava je stav organismu, se kterým se každý člověk setkává doslova každý den. Náplní této bakalářské práce není popsat všechny typy únavy, které se v organismu vyskytují. Hlavní pozornost zde bude věnována svalové únavě a záležitostem s ní související. Velká část této práce je také zaměřena na shrnutí teoretických poznatků o chůzi.

Nejběžnější způsob lokomoce u člověka je chůze. Lidskou chůzi tvoří složitý, koordinovaný sled pohybů, do kterých jsou zahrnuty horní i dolní končetiny (Véle, 2006).

V této bakalářské práci je dále zaměřena pozornost na chůzi ovlivněnou svalovou únavou. Je zde provedena pilotní studie, které se zúčastnil jeden zdravý proband, který byl vystaven únavovému protokolu.

Motivací pro vytvoření této bakalářské práce bylo přehledné a srozumitelné vyčlenění důležitých informací z široké problematiky vlivu svalové únavy na chůzi. Dále pak aktivní spolupráce na experimentálním měření vlivu únavy na úhlové parametry dolních končetin během chůze a v neposlední řadě bylo motivací i získání zkušeností v oblasti výzkumu a vyhodnocování naměřených dat.

2 CÍL

Hlavním cílem bakalářské práce je přehledné shrnutí teoretických poznatků o svalové únavě a jejímu možnému vlivu na chůzi. Dílčím cílem bylo provedení měření za účelem zjištění, zda svalová únava zaměřená na hlezenní kloub může ovlivnit úhlové parametry dolních končetin a pánve během chůze.

3 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

3.1 Únava

Havlíčková, (2003) dělí únavu na psychickou a fyzickou. Dále ji člení na patologickou a fyziologickou, místní a celkovou, chronickou a akutní.

V této práci bude hlavní pozornost zaměřena na svalovou únavu fyzickou, akutní a fyziologickou.

Únava je velmi častý jev, se kterým se setkáváme doslova každý den. Termín únava má nejméně dva významy. Jednak vyjadřuje zkušenosti a subjektivní pocity jedince, jednak objektivní změny registrované při tělesné zátěži intenzivnějšího charakteru. Celý jev je v úzkém spojení nejen s tělesnou zátěží, ale i s mentální a psychosenzorickou aktivitou. Po ukončení těchto aktivit únava různě rychle mizí. (Máček et al., 2011; Scherrer, 1995).

Vznik únavy u člověka nacházíme hlavně ze dvou příčin. Jedná se buď o následek vznikající během svalové nebo psychosenzorické činnosti nebo se jedná čistě o únavu mentální. Vzniknout může samozřejmě i kombinací obou. V současnosti je známo více o prvním typu únavy, je častěji zkoumán a je i snadněji přístupný výzkumným metodám. Taktéž je i mnoho informací o příznacích doprovázejících výkonnostní pokles. Mechanismy ovlivňující pohybovou aktivitu jsou v současné době ve fyziologii a biochemii intenzivně studovány a to umožňuje porovnávání subjektivních pocitů jedince a objektivních nálezů (Scherrer, 1995).

Při zkoumání únavy se můžeme zaměřit na převládající faktory v centrálním nervovém systému, nervosvalovém přenosu, nebo svalu jako takovém. Pojmeme centrální únava můžeme označit predominantní faktory v centrálním nervovém systému, kdežto faktory únavy převládající v nervosvalovém přenosu nebo ve svalu lze označit jako únavu periferní (Williams & Ratel, 2009).

3.1.1 Svalová únava

Únavu lze chápat jako pojem do jisté míry variabilní. Z toho důvodu se mohou definice různých autorů v určitých věcech lišit. Ovšem je důležité nacházet sjednocující prvky, bez kterých by se pozorování a měření únavy stalo obtížným. Variabilitu definice

pojmu můžeme vysvětlit tím, že únava zaujímá vícečetné role a mechanismy, které mohou operovat na mnoha úrovních a to již od CNS až po vlastní svalové vlákno.

Williams & Ratel (2009) nachází v řadě definic tři sjednocující názory:

1. Je přítomen úpadek v jednom nebo více biologických systémech.
2. Úpadek je zvrátitelný.
3. Úpadek může, ale nemusí nastat před tím, než dojde k pozorovatelnému provedení nebo selhání úkonu.

První bod většinou pojednává o snížení síly a rychlosti, nebo schopnosti biologického systému obvykle vztažené ke svalové výkonnosti. Druhý bod, zvrátitelnost, odlišuje únavu od vzniklých zranění nebo nemocí, kdy svalová výkonnost může být narušena po určitý čas, nebo výrazně oslabena. V posledním bodě bychom měli vzít v úvahu, že pokles výkonu je často pozorovatelný během maximálního úsilí v porovnání s únavou, která může být postupně nabyta během prodlouženého cvičebního úkonu.

Další termíny často zaměnitelné s únavou jsou vyčerpání a slabost. Tyto dva termíny však popisují odlišné funkce a neměly by se používány jako synonymum únavy.

Vyčerpání vypovídá o momentě v čase, kdy očekávaná úroveň síly nemůže být zachována. Únava definována jako úbytek maximální síly svalu se odlišuje od vyčerpání tím, že při únavě je možné pozorování během submaximálních úrovní bez znatelného vlivu na výkon. Tato záměna pojmů je částečně způsobena negativními důsledky často spojovanými s únavou. Důsledky únavy by nicméně měly být také vnímány z pozitivního nebo ochranného hlediska, jako když tělo např. zabraňuje metabolické krizi a šetří tak integritu svalových vláken. Na únavu jako takovou může být nahlíženo jako na důsledek jednoho nebo několika mechanismů chránících před selháním v organismu, který volá po střídmosti před vznikem poškození.

Slabost, která často vyústí v pozorovatelné snížení síly nebo vzniku energie, je příznačnější pro udržování malé síly nebo energie po delší dobu a je nezávislá na cvičení. Slabost může nastat v důsledku trvalé atrofie svalů nabyté v průběhu stárnutí. Za těchto okolností je neschopnost oddálit svalovou únavu během úkolu, který vyžaduje maximální sílu či energii snížena. Zajímavé je zjištění, že vzhledem k maximální síle nebo energii, atrofovaný sval vykazuje vyšší odolnost proti únavě. Ačkoliv mechanismy tohoto

pozorování nejsou zcela jasné, předpokládá se, že faktory za to zodpovědné jsou zvýšení hustoty kapilár, koncentrace mitochondriálních a metabolických enzymů a změny v typu svalových vláken (Williams & Ratel, 2009).

Další pojem související s únavou je plasticita. Tento termín je obzvláště důležitý v rehabilitaci, kde únava je projevem plasticity, která upravuje kontraktilní vlastnosti, aby se zlepšila účinnost kontrakce (Sergeant, 1994).

Dle Máčka (2011) je svalová činnost považována za prvotní příčinu únavy kterou lze definovat jako úbytek výkonnosti a neschopnost pokračovat v další práci. Příznaky únavy, které vzniknou během zátěže, však po jejím ukončení a následném zotavení mizí.

Bernášková (2008) in Rokyta et al. (2008) definuje svalovou únavu jako stav vyvolaný silnou a dlouhou nebo opakovanou svalovou kontrakcí. Stupeň únavy odpovídá zvýšené hladině kyseliny mléčné, úbytku zásob glykogenu, změně prokrvení a sníženému úbytku pH ve tkáni. Než dojde k úplnému vyčerpání a případnému poškození svalu, nastupuje svalová únava jako signál pro přerušování práce. Tento signál ovšem má poměrně velkou rezervu, takže při dalším pokračování v práci se sice zvyšuje míra svalové únavy, ale ještě nedojde k poškození svalu. Zvyšování odolnosti proti svalové únavě lze docílit tréninkem, při kterém se metabolismus svalu postupně přizpůsobuje zvýšené zátěži.

Je známo, že únava může být způsobena mnoha odlišnými mechanismy v rozmezí od akumulace metabolitů uvnitř svalových vláken až do generace neadekvátního motorického příkazu v kůře motorického centra a že není globální mechanismus zodpovědný za svalovou únavu. Jinými slovy mechanismy, které způsobují únavu, jsou specifické pro prováděné činnosti. Rozvoj svalové únavy je obvykle kvantifikován jako úbytek maximální síly nebo energetické kapacity svalu což znamená, že submaximální kontrakce může nadále trvat i při počátcích svalové únavy. Jsou dokonce důkazy, že trvání některých trvalých úkonů není limitováno únavou hlavních svalů (Enoka & Duchateau, 2008).

Svalová únava, zdá se může poukazovat na motorický deficit, vnímání nebo pokles mentálních funkcí, lze popsat postupné snižování svalové kapacity svalu nebo koncový bod trvalé činnosti a může být měřena jako snížení síly uvnitř svalu, změna v elektromyografické aktivitě, nebo jako vyčerpání kontraktilní funkce. Takové široké použití je problematické, protože únava v této souvislosti může zahrnovat několik jevů,

kteřé jsou kařždý dŮsledkem rŮznŮch fyziologickŮch mechanismŮ, coř sniřuje pravdŮpodobnost, ře pŮičinu svalovŮ Ůnavy lze identifikovat. Pro vyhnutŮ tŮto limitaci se vŮtřina vyřetřovatelŮ odvolává na konkrŮtnejří definici svalovŮ Ůnavy jako sniřeni schopnosti svalu produkovat sílu nebo energii, pŮi námahovŮ Ůinnosti a nemořnosti Ůkol dlouhodobŮ udržet.

ZásadnŮm rysem tŮto definice je rozliřeni mezi svalovou Ůnavu a schopnosti pokračovat v Ůinnosti. Proto Ůnava svalŮ není bodem selhání Ůinnosti, nebo okamřikem, kdy se svaly jiř vyčerpaly. SvalovŮ Ůnava je spŮře Ůbytek maximální síly nebo energie, kterou jsou zapojenŮ svaly schopny vyprodukovat a postupnŮ se vyvŮjí brzy po nŮstupu trvalŮ fyzické aktivity. BŮřnŮ protokol pouřitŮ pro kvantifikaci vŮvoje svalovŮ Ůnavy je pŮerušit unavujŮcí cviĉeni s krátkými maximálními kontrakcemi (vŮdomŮ nebo elektricky vyvolanŮ) a odhadnout pokles maximální silovŮ kapacity (Enoka & Duchateau, 2008).

Enoka a Duchateau (2008) se ve svŮ práci radŮji neř na globální mechanismus svalovŮ Ůnavy, o nŮmř tvrdŮ, ře neexistuje, zamŮřují a zpracovávají kauzální mechanismy specifické pro jednotlivŮ Ůkoly, které jsou zodpovŮdnŮ za Ůnavu. Díky kritice k experimentálními pŮístupŮm zamŮřujŮcimi se na identifikaci mechanismŮ, které limitují selhání Ůkolu, bylo prezentováno nŮkolik dŮkazŮ, které zdŮraznily pŮispŮeni dŮřve podceňovanŮ faktorŮ. Tyto faktory zahrnují synergistickou, antagonistickou a posturální svalovou aktivitu, jako limitujŮcí Ůinitel vŮkonnosti v celŮ řadŮ pohybovŮch aktivit. VŮsledky byly shromářdŮny pomocí manipulace s protokoly studií o ŮnavŮ, jako je pŮerušeni ŮnavovŮho cviĉeni a to jak pŮi krátkŮ maximální volní kontrakci, tak pŮi elektricky simulovanŮ kontrakci, nebo jako mŮřeni Ůbytku maximálního vŮkonu svalu ihned po unavujŮcí Ůinnosti. Je zcela zřejmŮ, ře pro objasnŮni limitujŮcimi faktorŮ unavujŮcí svalovŮ Ůinnosti je dŮležitŮ nejen to, která definice Ůnavy je akceptována ale i souvisejŮcí metodiky vĉetnŮ protokolu.

3.1.1.1 Metody mŮřeni svalovŮ Ůnavy

Maffiuletti a Bendahan (2009) uvádŮjí, ře pokud je Ůnava definována jako svalovou aktivitou vyvolanŮ sniřeni vŮkonu svalu, tak se pŮi vŮĉisleni svalovŮ Ůnavy obecnŮ pouřívají dva odliřnŮ mŮřící modely. První model se skládá z kvantifikace Ůbytku vŮkonu

během skutečné činnosti (obvykle maximální intenzity) jako je cyklistika nebo běh, kde pokles dynamického výkonu lze přičíst snížení síly a/nebo rychlosti. Druhý model je založen na hodnocení maximální izometrické síly generující kapacity před a ihned po provedení úkonu, pro popsání poklesu statického svalového výkonu.

Jelikož únava znamená úbytek svalové síly nebo energie indukovaný cvičením, všechny modely únavy s sebou nesou dvě následující komponenty: navození únavy a kvantifikace únavy. A proto, dva důležité faktory, které by měly být určující při vytváření studie o únavě, jsou typ prováděného úkonu navozující únavu a metody měření únavy, jež zahrnují typ a načasování měření. Rovněž by se mělo zvážit i vyšetření nervosvalových a metabolických mechanismů únavy (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

Maffiuletti & Bendahan (2009) poukazuje na tyto důležité faktory při definování modelu únavy:

Typ úkonu vyvolávající únavu (navození únavy)

Reálný

- V terénu
- V laboratorních podmínkách

Simulovaný

- V terénu
- V laboratorních podmínkách

Metody měření únavy (kvantifikace únavy)

Typ měření

- Svalová síla
- Svalová energie
- Ostatní proměnné (práce, rychlost, poloha, čas do vyčerpání)

Načasování měření

Během měření

- Dvě měření (počáteční vs. konečná síla / energie): index únavy
- Vícečetné měření (pokles síly / energie): časový průběh únavy

Před a po úkonu

- Dvě měření (před vs. ihned po ukončení úkonu): index únavy

- Vícečetné měření (před, ihned po ukončení a minuty hodiny nebo dny po ukončení úkonu: zotavení z únavy)

Mechanismy únavy (fyziologické změny)

- Nervosvalové techniky
- Metabolické techniky

3.1.1.1.1 Nástroje a postupy pro měření síly / energie

Jak již bylo výše uvedeno, jsou používány dva modely k posuzování úbytku výkonu při svalové aktivitě a to ztráta mechanické energie během dynamického cvičení vs. ztráta izometrické síly jako před až po úkonový koeficient (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

Úbytek mechanické energie můžeme kvantifikovat krátkým maximálním úkonem celého těla, horní části těla nebo pouze části dolní, kdy je dynamická kontrakce prováděna jen několika svaly hlavně v podmínkách uzavřeného řetězce. Maximální energie je dosaženo během několika sekund a postupný pokles je následně pozorován. Tyto svalové akce jsou velmi podobné těm, které zaznamenáváme během sportu, práce nebo při běžných denních aktivitách (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

Ovšem nejčastěji používanou metodou pro posuzování poklesu síly jednotlivých svalových skupin se z technických důvodů (standardní podmínky, vysoká reliabilita) stalo izometrické testování v otevřeném řetězci. Nicméně úbytek maximální energie svalu je větší než úbytek maximální izometrické síly a proto se považuje za vhodnější, pro měření úbytku maximální energie svalu, použít dynamické cvičení. Energetické hodnocení nám rovněž může poskytnout více informací v porovnání s izometrickou silou, protože významné změny v metabolických procesech podílejících se na uvolňování a využití energie jsou snadněji detekovatelné při svalovém zkrácení (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

Maffiuletti & Bendahan (2009) uvádí, že laboratorní testy měřící únavu na cyklistických ergometrech jsou velmi často využívány pro možnost kombinování a hodnocení kardiopulmonálních funkcí, krevního tlaku nebo hladiny laktátu v krvi. Pro měření energie při jízdě na kole proti odporu mohou být použity různé druhy ergometrů jako třením brzděné (Obrázek 1), vzduchem brzděné (Obrázek 2), elektromagneticky brzděné (Obrázek 3), ale i mobilní systémy, které je možno upevnit na vlastní kolo (Obrázek 4).



Obrázek 1 Ergometr Monark
(Anonymous, 2013a)



Obrázek 2 Ergometr Repeco (Anonymous,
2013b)



Obrázek 3 Ergometr Lode
(Anonymous, 2012)



Obrázek 4 Ergometr Powertap
(Anonymous, 2013c)

Bishop, Spencer, Duffield & Lawrence (2001) uvádějí dva vhodné testy pro posouzení únavy během bicyklové ergometrie. První je třicet sekundový Wingate test, druhý je RSE (repeated-sprint exercise) test (šesti sekundové maximální sprinty každých třicet sekund).

Již po řadu let jsou na trhu dostupné i bezmotorové běžecké pásy (Obrázek 5) vybavené snímačem síly (tenzometrickým siloměrem), které nabízí možnost RSE testování při použití běhu jako testovacího modelu. Rychlost běžeckého pásu je obvykle kvantifikována pomocí pružinových generátorů nebo reflexních optických spínačů. Proto může být horizontální energie pro průměrná a okamžitá data vypočtena jako součin síly a rychlosti. Za těchto podmínek bylo dokázáno, že měřítko rychlosti je spolehlivější než měřítko energie a síly a použití průměrných dat dále zvyšuje spolehlivost v porovnání s okamžitými hodnotami. Nicméně spolehlivost indexu únavy pro RSE na bezmotorovém běžeckém pásu je stále nedostatečná (Tong, Bell, Ball & Winter, 2001).



Obrázek 5 Bezmotorový běžecký pás
Woodway Curve™ (Anonymous, 2013d)

Pro hodnocení únavy jsou na trhu dostupné i sportovně specifické veslovací ergometry, které obecně poskytují on-line zpětnou vazbu o parametrech jako je rychlost tempa a výkon. Tyto ergometry mohou být nejčastěji třením bržděné, nebo vzduchem bržděné. Nejčastěji používané (Obrázek 6) jsou ergometry bržděné větrem (Maffioletti & Bendahan, 2009).



Obrázek 6 Veslovací ergometr Concept 2 (Anonymous, 2013e)

V další řadě jsou pro platné měření momentu síly svalu, práce nebo výkonu komerčně dostupné izokinetické dynamometry, které nabízejí možnost testování svalové únavy hlavně v podmínkách otevřeného ale i uzavřeného kinematického řetězce. Izokinetická únava je často kvantifikována jako procentuální pokles v gravitaci korigovaném maximálním silovém momentu, nebo jako průměrná práce (která bere v potaz rozsah pohybu) po určitém počtu opakování (obvykle 20-50) dokončená poměrně rychlou koncentrickou rychlostí (obvykle 180° s^{-1}). Podle nedávné studie se ukazuje, že lineární sklon k poklesu v momentu síly nebo pracovní výkon přes sérii unavujících kontrakcí je lepší ukazatel než index únavy, pokud jde o test-retest reliabilitu. Nicméně reliabilita izokinetických indexů únavy je nižší než u absolutních parametrů obdobných u běhu a bicyklové ergometrie (Maffiuletti, Bizzini, Desbrosses, Babault & Munzinger 2007).

3.1.1.1.2 Techniky a postupy pro hodnocení nervosvalových mechanismů únavy

V této části bude pozornost zaměřena na to, jak může být prospěšné při vyšetřování centrální a periferní únavy povrchové EMG a záznam svalové síly získaný před a ihned po úkonu.

Klasický přístup se skládá z uskutečnění série volních a stimulovaných kontrakcí agonistických a antagonistických svalů za doprovodu záznamu svalové síly a EMG. Je nezbytné, aby tyto série měření byly kompletní neprodleně po skončení (během 1-2 minut) unavujícího úkonu a celkově nepřesáhly 5-10 minut. Měření také mohou být provedeny

během úkonu krátkým přerušením pro zjištění časového průběhu změn a/nebo hodiny nebo dny po ukončení unavujícího cvičení pro vyšetření procesu zotavení (používané zejména u studií o svalovém poškození). Takové nervosvalové hodnocení poskytuje určité důkazy centrální a periferní alternace vyvolané cvičením v závislosti na lokalizaci v nervosvalovém systému (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

Centrální únavu zde můžeme definovat jako progresivní snížení volní svalové aktivity během úkonu (aktivační selhání), které může být vyvolané v důsledku mechanismů na supraspinální a/nebo spinální úrovni. (Gandevia, 2001).

Oproti tomu, periferní únava je vyvolána změnami na nervosvalové ploténce nebo distálně od ní a může zahrnovat selhání přenosu a/nebo kontrakce (selhání excitačně-kontrakčního spojení, Maffiuletti & Bendahan, 2009).

3.1.1.1.3 Zaznamenávání síly

Izometrická svalová síla, hodnocená pomocí siloměrů nebo izokinetických přístrojů, je nejčastěji používaný parametr ve studiích o svalové únavě. Síla maximální izometrické volní kontrakce (MVC) se považuje za metodu první volby a nejpřímochařejší způsob hodnocení únavy, protože výsledkem je integrovaný výsledek z celkového řetězce nervosvalových událostí. Obvykle je použita velmi krátká (3-5 s) akce k posouzení této proměnné, kde síly maximální izometrické volní kontrakce je dosaženo 400-600 milisekund po počátku kontrakce a ustálená úroveň (plató) je vidět v následující periodě. Kromě toho, elektrické nebo magnetické stimuly dostatečně překrývající plató MVC umožňují vyšetřování maximální vyvolané síly, nebo naopak aktivačního selhání svalu (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

Aktivační selhání svalu může být měřeno použitím záškubové interpolace během maximální izometrické volní kontrakce, kde jeden (nebo více) submaximálních stimulů je dopraveno na motorické axony inervující sval a jsou srovnávány volní vs. evokované svalové výstupy. Submaximalitu stimulace by měla být měřena použitím intenzity trvale vyšší (20-50 %) než je intenzita vyvolávající maximální M vlnu (sloučený akční potenciál svalu) a maximální záškub (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

3.1.1.1.4 EMG záznam

Elektromyografie (EMG) je zaznamenávání elektrických signálů, které jsou odeslány z motoneuronů do svalových vláken (akční potenciál) kde se šíří podél sarkolemy, nebo také z nervosvalové ploténky až do konců svalových vláken (Enoka, 2008).

Povrchová elektromyografie je metoda používaná k analýze svalových podmínek během klidu či funkční aktivity. Je to technika pro zachycení a měření elektrické aktivity a změny elektrického potenciálu svalu a umožňuje vyšetřování svalových synergií i svalové převahy ve specifických pohybových vzorcích. Je to často používaná metoda k určení produkce svalové síly a pro analýzu svalové únavy. (Fukuda et al., 2010).

Klasická konfigurace pro povrchové EMG celého svalu spočívá v použití dvou malých elektrod umístěných mezi inervační zónu a šlachový úpon (bipolární), může být i použita pouze jedna elektroda (monopolární), nebo celá řada nebo síť elektrod (multipolární). V povrchovém EMG se odráží centrální i periferní nervosvalové vlastnosti, neboť hlavní charakteristiky, jako je amplituda a energetické spektrum, závisí na vlastnostech membrány svalového vlákna a na načasování akčních potenciálů motorické jednotky (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

Další technika pro detekci centrálních změn v důsledku únavy je EMG amplituda získaná během maximální izometrické volní kontrakce (protiklad záškrubkové interpolace). K tomu aby se vyloučily periferní změny z výkladu dat a mohl být zjištěn index centrálního aktivačního selhání, průměrné nebo RMS (Root Mean Square, vyjadřuje úroveň fyziologických aktivit v motorické jednotce během kontrakce) EMG může být vyjádřeno ve vztahu k velikosti nebo povrchu M vlny získané supramaximální nervovou stimulací (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

3.1.1.1.5 Techniky pro hodnocení metabolických mechanismů únavy

Již přes třicet let je dostupná možnost *in vivo* pozorování fosforových metabolitů díky ^{31}P magnetické rezonanční spektroskopii (^{31}P MRS). Tato metoda otevřela slibné příležitosti pro porozumění svalové energetiky *in vivo* za striktně neinvazivních podmínek. Vyšetřování svalové energetiky může poskytnout nejen zajímavé informace týkající se patologie a metabolických změn spojených s tréninkem, ale také informace o tom, k čemu

dochází za normálních podmínek během svalové kontrakce z hlediska rovnováhy mezi výrobou a spotřebou energie (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

Měření fosforylovaných sloučenin koncentrovaných v živých buňkách není snadné. Takové metody jako je perkutánní biopsie a freeze clamping představují limitace zejména v souvislosti se změnou anatomické integrity a částečnou degradací fosforylovaných metabolitů během extrakce a analýzy. Navíc nemůže být provedeno opakované měření na stejném svalu. Oproti těmto metodám, ^{31}P MRS nabízí příležitost neinvazivního, průběžného, vysoce časově rozlišeného měření koncentrace fosforylovaných sloučenin, podílejících se na svalové energetice. Zjištění také naznačují srovnatelné výsledky při přímých biochemických měřeních a měřeních provedených ^{31}P MRS (Maffiuletti & Bendahan, 2009).

3.1.1.2 Buněčné mechanismy únavy kosterního svalstva

3.1.1.2.1 Změny metabolismu během únavy

Při vysoké intenzitě cvičení se výrazně zvyšuje spotřeba energie v kosterních svalových vláknech. Ve skutečnosti může spotřeba energie výrazně překročit aerobní kapacitu buněk a to hlavně u rychlých svalových vláken. Velká část spotřebovaného adenosintrifosfátu (ATP) je pak vyrobena anaerobním metabolismem, který zahrnuje tvorbu laktátu a štěpení kreatinfosfátu (PCr). Při intenzivním cvičení, které vyžaduje anaerobní metabolismus, nastává únava mnohem rychleji, než u cvičení nižší intenzity u kterého převládá aerobní metabolismus (Pedersen, Nielsen, Lamb & Stephenson, 2004; Westerbald & Allen, 2009).

3.1.1.2.2 Změny v produkci síly během únavy

Během většiny cvičení je produkce síly na submaximální úrovni a proto se při zhoršené výkonnosti nemusí nutně projevit i snížení schopnosti generovat sílu. Experimenty mohou být navrženy tak, aby k maximálním kontrakcím docházelo v pravidelných intervalech v průběhu submaximálního cvičení. Touto cestou může být studován časový průběh změn v sílu vytvářející kapacitě. Experimenty s elektricky stimulovanými svaly nebo svalovými buňkami často využívají stimulační režimy s maximálními kontrakcemi. Často se například používá únavový protokol s krátkými

tetanickými kontrakcemi, které se opakují v pravidelných intervalech (Westerbald & Allen, 2009).

Během únavy vyvolané krátkými, opakovanými, tetanickými kontrakcemi byl v rychlých svalových vláknech (typ II) pozorován charakteristický svalový vzorec. Zpočátku se v tomto vzorci vyskytuje rychlý pokles v tetanické síle o 10-20%, poté následuje perioda s relativně konstantní silou tetanické kontrakce a nakonec je přítomen rychlý pokles síly. Při rané únavě je pokles síly způsoben zhoršením myofibrilární funkce, zatímco pokles síly při pozdní únavě je především z důvodu snížení uvolňování Ca^{2+} iontů sarkoplazmatického retikula (SR Ca^{2+} , Westerblad, Allen, Bruton, Andrade & Lännergren, 1998).

Pomalá svalová vlákna, v porovnání s rychlými, vykazují menší změny v produkci síly během většiny typů opakujících se tetanických stimulací. Jinými slovy, pomalá svalová vlákna jsou mnohem odolnější vůči únavě, než svalová vlákna rychlá. To může být vysvětleno vyšší schopností pomalých svalových vláken využívat aerobní metabolismus, nebo také tím, že spotřeba ATP u pomalých svalových vláken je nižší než u rychlých (Westerbald & Allen, 2009).

3.1.1.2.3 Změny v koncentraci volných myoplazmatických Ca^{2+} iontů během únavy

Produkce síly ve svalových vláknech také závisí na akčním potenciálu, který spouští uvolňování Ca^{2+} iontů ze sarkoplazmatického retikula. To závisí na koordinované činnosti akčního potenciálu v povrchové membráně a t-tubulech, na aktivaci dihydropyridinových receptorů (DHPR) a ryanodinových receptorů (RyR) a také na aktivitě a zásobě Ca^{2+} iontů v sarkoplazmatickém retikulu (Pedersen et al., 2004; Westerbald & Allen, 2009).

3.2 Chůze

Chůze je jeden z druhů lokomoce, což je pohyb z místa na místo (Gage, 1991). Dle Véleho (1997) a Perry (1992) je chůze individuální, zautomatizovaný, složitý úkon, který je ovlivňován subkortikálně i z periferie. Důležitý je mechanismus přenosu zátěže mezi švihovou a stojnou končetinou. Při chůzi je důležitý pohyb kloubů horních a dolních končetin i celé páteře.

Dle Smidta (1990) je chůze významná potřeba každého člověka, patřící do běžných denních aktivit a zároveň je to jedna z nejčastějších motorických činností člověka.

Zemánková (2007) popisuje chůzi jako děj mimovolní, podvědomý, stereotypní, plastický a přizpůsobivý. Tento děj je složen ze sledu pohybů posuvných i rotačních, kde základem jsou dolní končetiny a pánev, páteř, horní končetiny i hlava.

Mezi základní předpoklady nutné pro chůzi dle Gage (1991) řadíme stabilitu ve stojné fázi, která je narušována polohou těžiště ležící vysoko nad bází opory a neustále se měnící pozicí tělních segmentů při chůzi. Dalšími předpoklady pro chůzi je progresse těla směrem vpřed a zachování energie.

Perry a Burnfield (2010) uvádí, že mechanismus, přesnost, koordinace, rychlost a přizpůsobivost chůze může ovlivnit onemocnění nebo trauma (Perry & Burnfield, 2010).

Schmidt (1990) tvrdí, že výzkum chůze je důležitý z několika hledisek, mezi které řadí jednoznačné objasnění stupně a typu abnormality chůze, dále pro prevenci, zmírnění nebo úpravu patologií a abnormalit, měření stupně a rozsahu odchylky od normy, přesné určení změn v chůzovém mechanismu, zhodnocení klinického závěru ve srovnání s počátečním poškozením.

Dle Dungla et al. (2005) má chůze u každého jedince optimální rychlost s minimálním energetickým výdejem, s jemnými variacemi a je závislá na věku a pohlaví jedince.

3.2.1 Ontogenetický vývoj chůze

Dle Vojty a Peterse (1995) a Koláře (2009) během ontogenetického vývoje probíhá vzpřímení nejprve v poloze na břiše a na zádech. Pro přípravu pro bipedální koordinovaný pohyb se považují rotační mechanismy při napřímené páteři. Zkřížený vzor se objevuje ve 4. - 5. měsíci, kdy má dítě na břiše oporu o loket a kontralaterální koleno. Dále v 5. měsíci

je se objevuje úchop přes střední rovinu, poté v 7 měsíci otočení na bok. V této době se v poloze na břiše začíná diferencovat kročná a opěrná funkce dolní končetiny.

Se zvyšujícím se věkem se rychlost chůze zvyšuje, avšak kadence se naopak s přibývajícím věkem snižuje. Mezi 21 a 80 rokem života nastávají jen minimální, nebo žádné změny v rytmitičtě. K redukci pohybu dochází nejčastěji u lidí po 65 roce života a to v rovině frontální, sagitální i transverzální (Smidt, 1990).

U dospělého jedince se chůze označuje jako vzpřímený bipedální cyklus. Správně provedená chůze vzniká nejen správným zapojením vrozených reflexů, ale z velké části se jedná o proces vzniklý na základě učení (Valmassy, 1996).

3.2.2 Energetika chůze

Sovová, Zapletalová a Cipryanová (2008) popisují, že množství energie spotřebované při chůzi je ovlivňováno řadou činitelů, např. pohlavím, hmotností, věkem jedince, vzdáleností, kterou ujde, typem a rychlostí chůze. Významným faktorem ovlivňujícím chůzi jsou přírodní podmínky a to zejména typ povrchu terénu, stoupání, povětrnostní podmínky, teplota vzduchu a další.

3.2.3 Krokový cyklus

Za základní jednotku chůze lze označit krokový cyklus, jinými slovy také dvojkrok. Výsledná délka dvou kroků tedy určuje délku každého dvojkroku. Dvojkrok je zahájen při kontaktu chodidla s podložkou a ukončen opětovným dopadem chodidla té samé končetiny (Gross, 2005).

Véle (2006) a Kirtley (2006) popisují dva úseky uvnitř krokového cyklu a to krok a dvojkrok. Krok lze popsat jako děj, trvající od kontaktu jedné paty s podložkou, po kontakt paty kontralaterálního chodidla. Trvání dvojkroku vymezují dva po sobě jdoucí kontakty paty stejné končetiny.

Janura, Porada & Zahálka (2007) uvádějí tyto základní časoprostorové parametry krokového cyklu:

- Délka kroku- vzdálenost mezi patami (nejčastěji) při fázi dvojí opory
- Délka dvojkroku- vzdálenost dvou po sobě jdoucích kontaktů chodidla stejné končetiny
- Rytmus chůze- počet kroků za minutu
- Šířka kroku- vzdálenost mezi chodidly, měří se od středů pat
- Úhel chodidla- měří se ve stupních
- Rychlost- nejčastěji v metrech za sekundu

Whittle (2007) udává tyto hlavní parametry krokového cyklu:

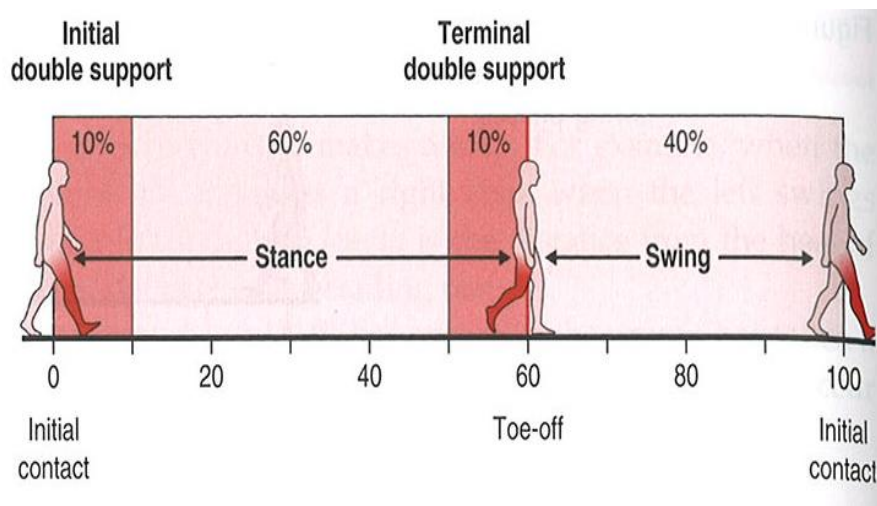
- Doba krokového cyklu
- Rytmus
- Délka dvojkroku
- Rychlost

3.2.3.1 Dělení krokového cyklu

Krokový cyklus se obecně dělí na dvě fáze a to na fázi stojnou a fázi švihovou. Stojná fáze (stance phase) začíná počátečním kontaktem chodidla s opěrnou bází a trvá po celou dobu, během níž je končetina v kontaktu s podložkou. Je to statická fáze krokového cyklu, při které se přenáší hmotnost těla. Dynamickou fází krokového cyklu tvoří fáze švihová (swing phase). Chodidlo se v této fázi nachází ve vzduchu, což znemožňuje oporu o tuto končetinu a hmotnost celého těla je tedy přenesena na končetinu druhostrannou. Začátek švihové fáze nastává v okamžiku zvednutí chodidla od oporné báze (Perry & Burnfield, 2010).

Kontakt chodidla při stojné fázi se postupně rozšiřuje od paty na celou plantu a s pomocí klenby nožní se zajišťuje dynamická a spolehlivá opora. Později při této fázi nastává pohyb propulzní, při kterém se pomocí plantární flexe zvedá pata od podložky a končetina se připravuje na odraz. Propulzní část stojné fáze je zakončena odvinutím palce a nastává švihová fáze končetiny (Véle, 2006).

Období, při kterém se dotýkají opěrné báze obou končetin lze definovat jako fáze dvojí opory. Během této fáze se těžiště nalézá na nejnižší úrovni. Vyskytuje se dvakrát během krokového cyklu a to při počáteční a při konečné části stojné fáze. Díky této fázi lze odlišit běh od chůze, protože při běhu fáze dvojí opory chybí (Véle, 2006).



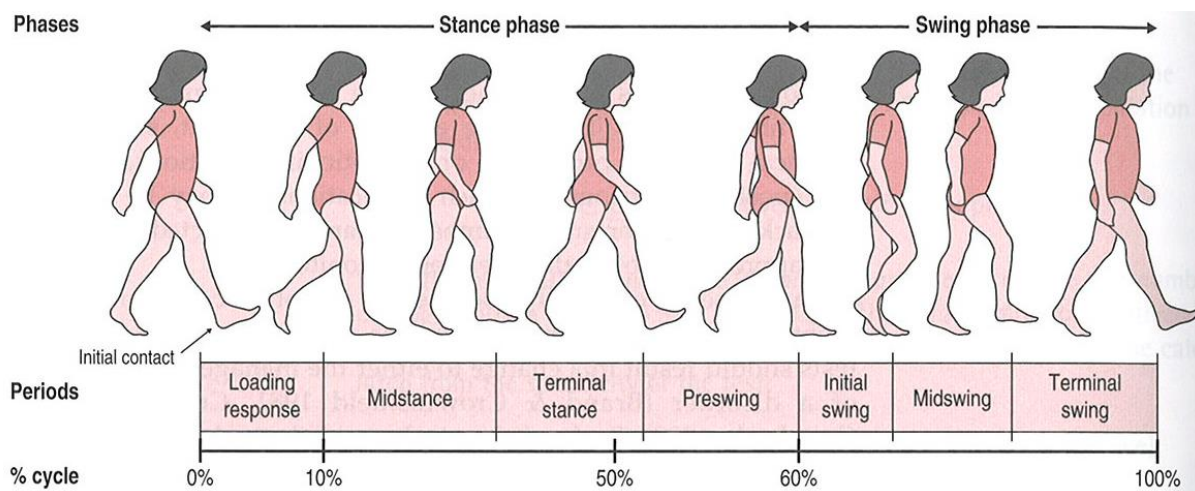
Obrázek 7 Znárodnění fází dvojí opory (Kirtley, 2006)

Stojná fáze obvykle zaujímá 60 % z celkového krokového cyklu a fáze švihová pak 40%. Přibližně 20% z celkového krokového cyklu tvoří trvání obou fází dvojí opory (Kirtley, 2006; Trew & Everett, 1997) Přesné trvání těchto intervalů krokového cyklu se však mění s rychlostí chůze. Při obvyklé rychlosti chůze (1,36 m/s) zaujímá stojná fáze 62 % a švihová 38 % a každá fáze dvojí opory zaujímá 12% krokového cyklu (Perry & Burnfield, 2010).

Dělení krokového cyklu dle Perry & Burnfielda (2010):

- Stojná fáze (stance phase)
 1. Initial contact (iniciální kontakt)
 2. Loading Response (stádium postupného zatěžování)
 3. Mid Stance (mezistoj)
 4. Terminal Stance (konečný stoj)
 5. Pre - Swing (předšvih)
- Švihová fáze (swing phase)
 6. Initial swing (počáteční švih) – odraz palce po úplné odlepení chodidla

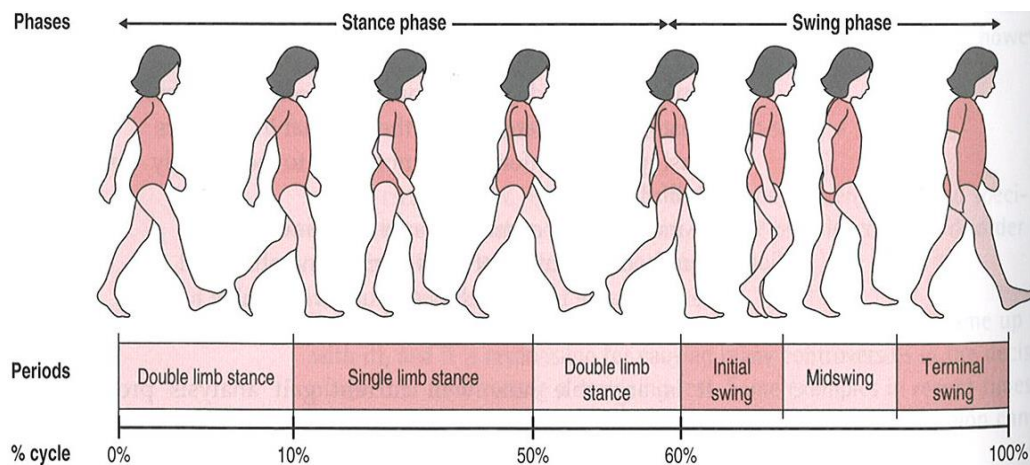
7. Mid swing (mezišvih) – úplné odlepení chodidla po vertikální postavení tibie
8. Terminal swing (konečný švih) - vertikální postavení tibie po dopad chodidla



Obrázek 8 Dělení krokového cyklu (Perry, 1992, in Kirtley, 2006)

Sutherland et al. (1988, in Kirtley 2006) a Gage (1991) rozdělují stojnou i švihovou fázi na tři části:

- Stojná fáze
 1. Initial double limb stance (počáteční dvojitá končetinová opora)
 2. Single limb stance (jednooporová fáze)
 3. second double limb stance (druhá dvojitá končetinová opora)
- Švihová fáze
 4. Initial swing (počáteční švih)
 5. Mid swing (mezišvih)
 6. Terminal swing (konečný švih)



Obrázek 9 Dělení krokového cyklu (Sutherland et al., 1988, in Kirtley, 2006)

Legenda k obrázku:

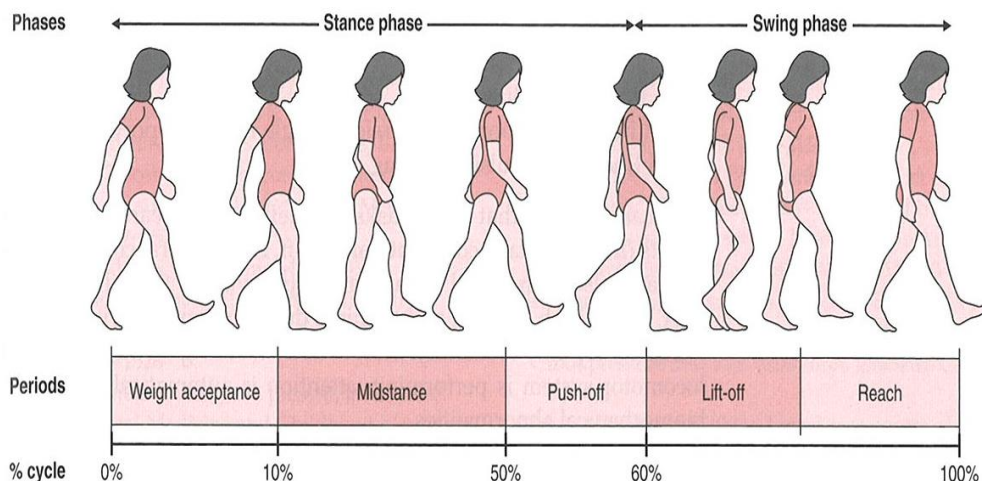
0 % - 10 %: počáteční dvojitá končetinová opora

10 % - 50 %: jednooporová fáze

50 % - 60 %: druhá dvojitá končetinová opora

Winter (1985, in Kirtley, 2006) klasifikuje krokový cyklus více z funkčního hlediska (Obrázek 10):

- Stojná fáze
 1. 0 % - 10 %: Weight acceptance (převzetí hmotnosti)
 2. 10 % - 50 %: Midstance (mezistoj)
 3. 50 % - 60 %: Push - off (odraz)
- Švihová fáze
 4. Lift - off (zvednutí)
 5. Reach (přesun dolní končetiny)



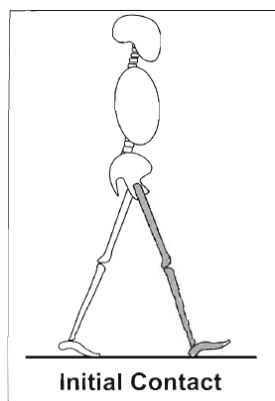
Obrázek 10 Dělení krokového cyklu (Winter, 1985, in Kirtley, 2006)

3.2.3.1.1 Podrobné dělení fází krokového cyklu

Perry & Burnfield (2010) a Whittle (2007) popisují jednotlivé fáze takto:

- Stojná fáze (stance phase)
 1. Initial contact (iniciální kontakt) - Interval : 0 % až 2 % krokového cyklu

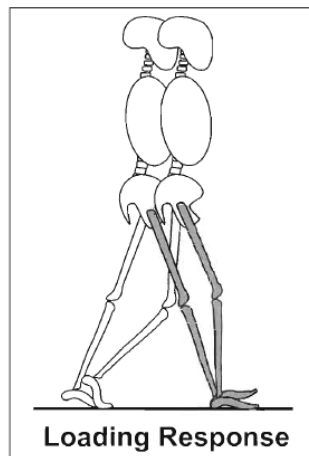
U normální chůze začíná nárazem paty o podložku, při které dochází k absorpci nárazu. Přední část nohy se nachází v lehké supinaci a pata v částečné inverzi. Kyčel je flektována, kolenní kloub se jeví téměř v plné extenzi (5° flexi) a kotník je v neutrální poloze. Při kontaktu paty s podložkou nastává počátek přenosu tělesné hmotnosti. Svaly vykonávající aktivitu při této fázi jsou musculus (m.) tibialis anterior pro udržení dorzální flexe, m. gluteus maximus a flexory kolene vyvíjející excentrickou kontrakci.



Obrázek 11 Iniciální kontakt (Perry & Burnfield, 2010)

2. Loading Response - Interval: 2 % až 12 % krokového cyklu

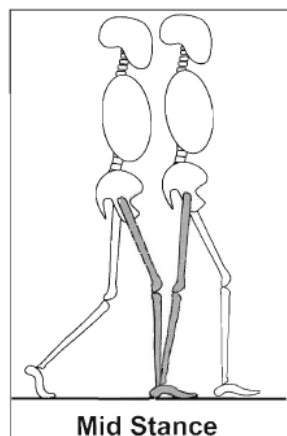
V této fázi je obsažena první část fáze dvojí opory. Váha těla je přesunuta na stojnou končetinu (přední končetinu). Koleno je flektováno pro absorbování zbytku nárazu, kotník přechází do plantární flexe a v kyčli nastává extenze. Gage (1991) popisuje svalovou aktivitu v této fázi u m. gluteus maximus et minimus, m. adductor magnus, u hamstringů a u m. tibialis anterior.



Obrázek 12 Loading Response (Perry & Burnfield, 2010)

3. Mid Stance (mezistoj) - Interval: 12 % až 31 % krokového cyklu

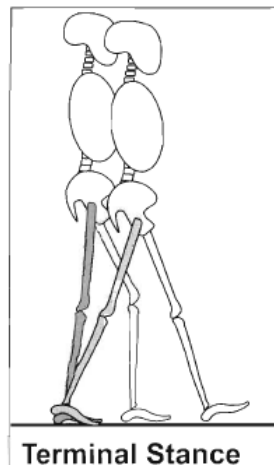
Tato část stojné fáze určuje období mezi odvinutím kontralaterálního palce a elevací homolaterální paty nad opornou bázi. Těžiště je v nejvyšší poloze. Gage (1991) popisuje svalovou aktivitu v této fázi u m. soleus, m. quadriceps femoris a m. gluteus maximus.



Obrázek 13 Mezistoj (Perry & Burnfield, 2010)

4. Terminal Stance (konečný stoj) - Interval: 31 % až 50 % krokového cyklu

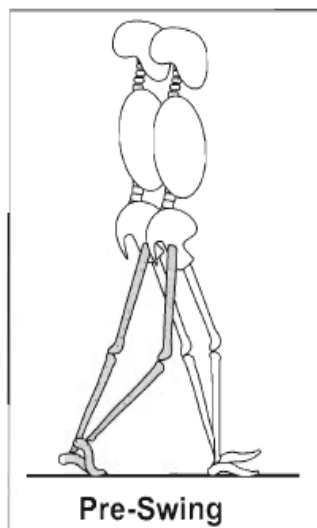
Začíná elevací paty stejné končetiny a pokračuje až do bodu kdy se kontralaterální noha dotkne podložky. V průběhu této fáze pokračuje progresse těla dopředu před stejné chodidlo, které je fixované. Gage (1991) popisuje svalovou aktivitu v této fázi u m. triceps surae, m. tibialis posterior, mm. peronei a dlouhých flexorů nožních.



Obrázek 14 Konečný stoj (Perry & Burnfield, 2010)

5. Pre - Swing (předšvih) – Interval: 50 % až 62 % krokového cyklu

Poslední část stejné fáze. V této části stejné fáze je zahrnuta i druhá fáze dvojí opory. Hmotnost těla je přenášena na druhou končetinu. Předšvih začíná v okamžiku kontaktu druhostranného chodidla s podložkou a končí odražením palce homolaterální končetiny. Důležitým dějem v této části je flexe v kolenním kloubu, která napomáhá přesunu končetiny vpřed. Gage (1991) popisuje svalovou aktivitu v této fázi u m. gastrocnemius (odemknutí kolenního kloubu), m. adductor longus (posun stehna vpřed), m. rectus femoris (flexe v kyčelním kloubu a zpomalení setrvačnosti bérce) a u plantárních flexorů.

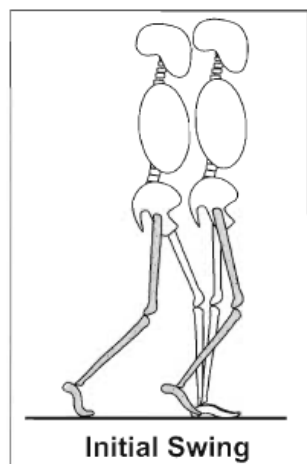


Obrázek 15 Předšvih (Perry & Burnfield, 2010)

○ Švihová fáze (swing phase)

6. Initial swing (počáteční švih) – Interval: 62 % až 75 % krokového cyklu

V počátečním švihu je zahrnuta první třetina švihové fáze. Tato část švihové fáze začíná v okamžiku zvednutí chodidla do vzduchu a končí, když švihová noha mívá nohu stojnou. Probíhá flexe v kyčelním i kolenním kloubu a dorzální flexe v kloubu hlezenním. Gage (1991) popisuje svalovou aktivitu v této fázi u m. iliacus, m. adductor longus, m. sartorius, m. gracilis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior a u dlouhých extenzorů prstů.

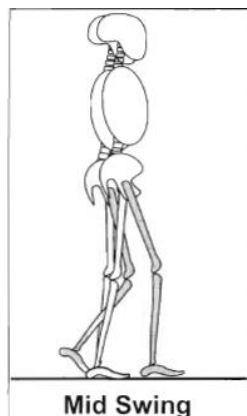


Obrázek 16 Počáteční švih (Perry & Burnfield, 2010)

7. Mid swing (mezišvih) – Interval: 75 % až 87 % krokového cyklu

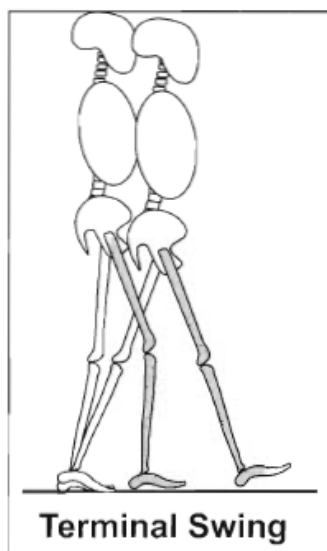
Začíná v okamžiku dosažení maximální flexe v kloubu kolenním a je ukončena při dosažení vertikální polohy bérce. Díky flexi v kloubu

kyčelním a dorzální flexi v kloubu kolenním je udržována švihová končetina nad opornou bází. Gage (1991) v této části švihové fáze popisuje pouze jeden aktivní sval a tím je m. tibialis anterior.



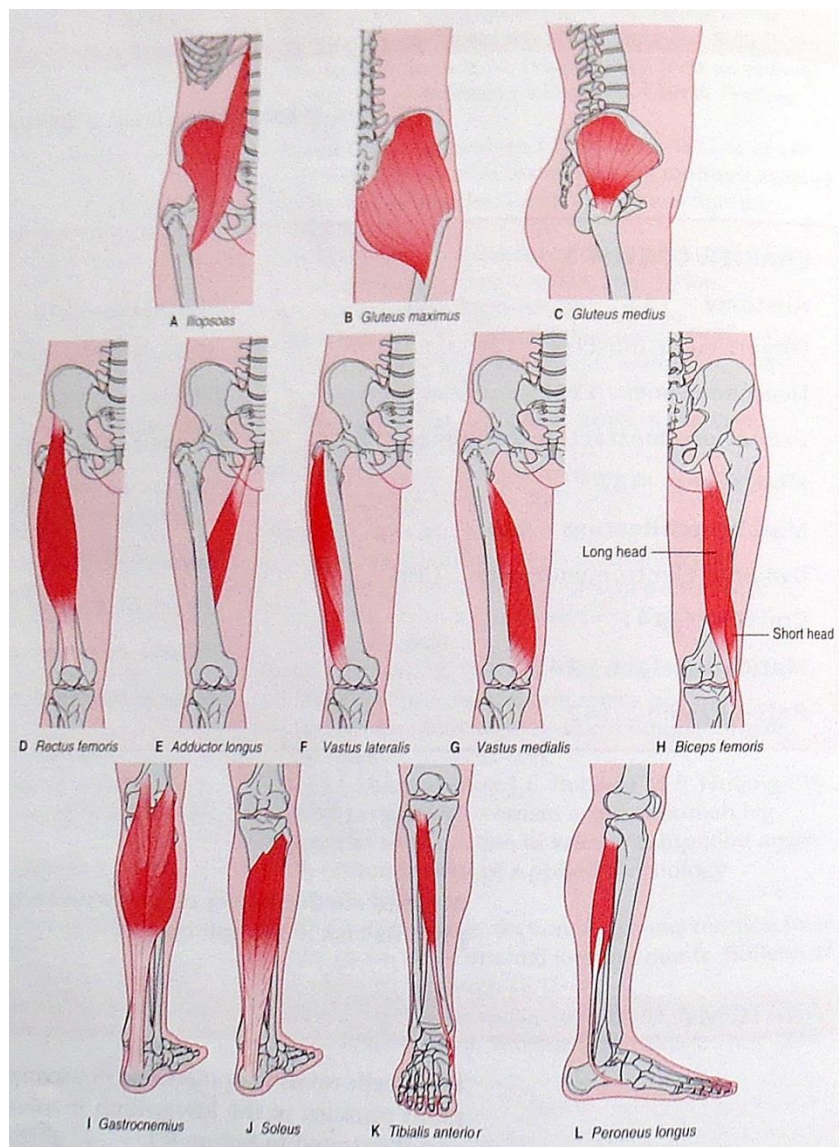
Obrázek 17 Mezišvih (Perry & Burnfield, 2010)

8. Terminal swing (konečný švih) – Interval: 87 % až 100 % krokového cyklu
Závěrečná část švihové fáze, která připravuje končetinu na kontakt nohy s opornou bází a následnou stojnou fází. Pohyb dolní končetiny je ukončen plnou extenzí v kolenním kloubu a fáze je zakončena dotykem nohy o podložku. Gage (1991) popisuje svalovou aktivitu v této fázi u hamstringů, m. quadriceps femoris a u m. tibialis anterior.



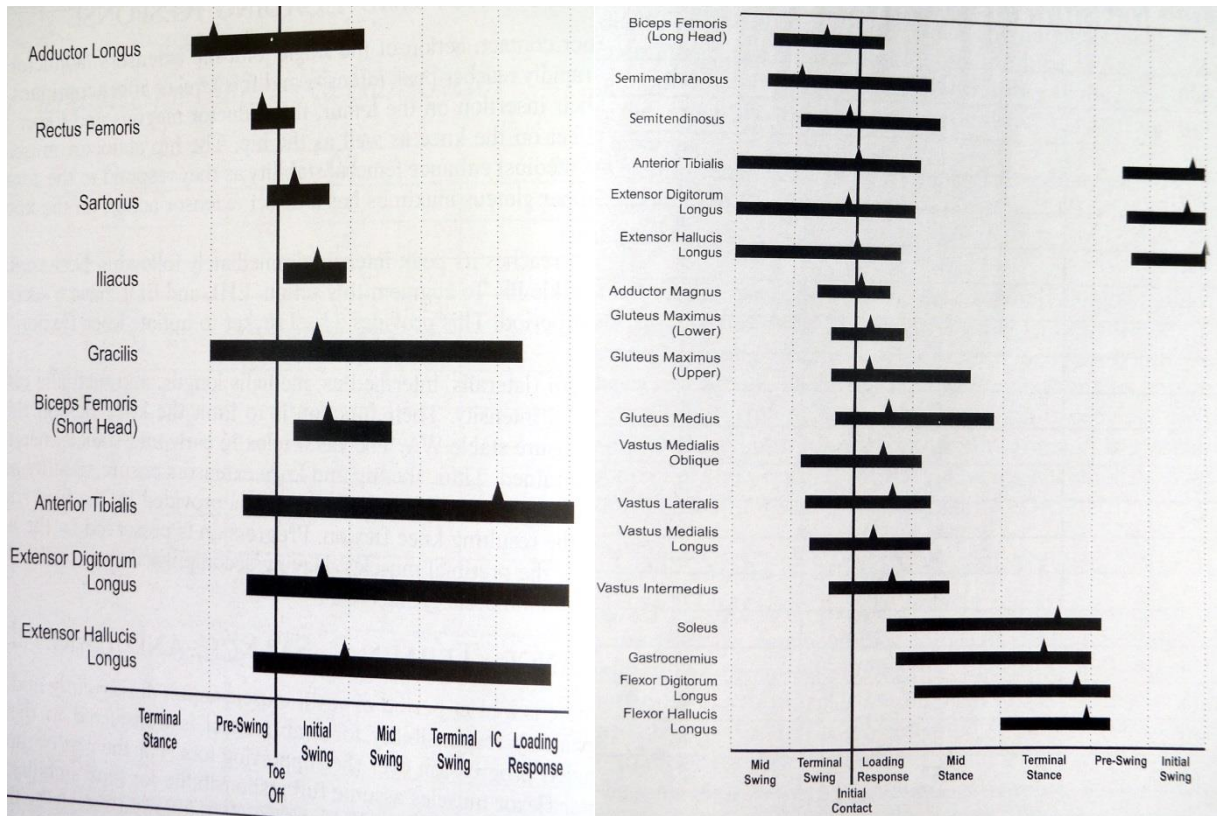
Obrázek 18 Konečný švih (Perry & Burnfield, 2010)

Správná svalová aktivita a koordinace je nezbytná pro bezchybné provedení chůze a proto zde budou pro názornost uvedeny na několika obrázcích hlavní svaly podílející se na chůzi a jejich zapojení v průběhu krokového cyklu:



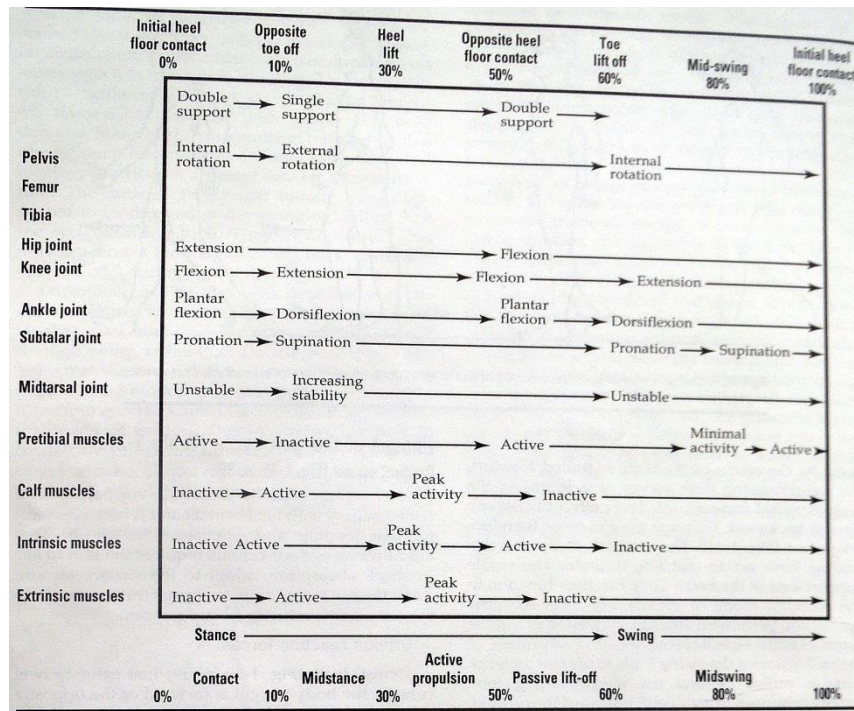
Obrázek 19 Hlavní svaly podílející se na chůzi (Kirtley 2006)

Legenda: A- Iliopsoas, B- Gluteus maximus, C- Gluteus medius, D- Rectus femoris, E- Adductor longus, F- Vastus lateralis, G- Vastus medialis, H- Biceps femoris, I- Gastrocnemius, J- Soleus, K- Tibialis anterior, L- Peroneus longus.



Obrázek 20 Zapojení svalů v průběhu švihové (vlevo) a stojné fáze (vpravo) dle Perry & Burnfielda (2010)

Obrázek 20 popisuje svalovou aktivitu a místo maximální aktivace během dvojkroku. Ve švihové fázi jsou po nejdélší dobu zapojeny svaly m. Adductor longus, m. Gracilis, m. Tibialis anterior, m. Extensor digitorum longus a m. Extensor hallucis longus. Ve stojné fázi jsou nejdéle zapojeny svaly m. Soleus, m. Gastrocnemius, m. Flexor digitorum longus a m. Gluteus medius.



Obrázek 21 Svalové zapojení v průběhu krokového cyklu (Valmassy, 1995)

Obrázek 21 popisuje pohyby segmentů během dvojkroku a dále míru aktivity vybraných svalů napříč krokovým cyklem

3.2.4 Kinematika chůze

3.2.4.1 Kinematika hlezenního kloubu

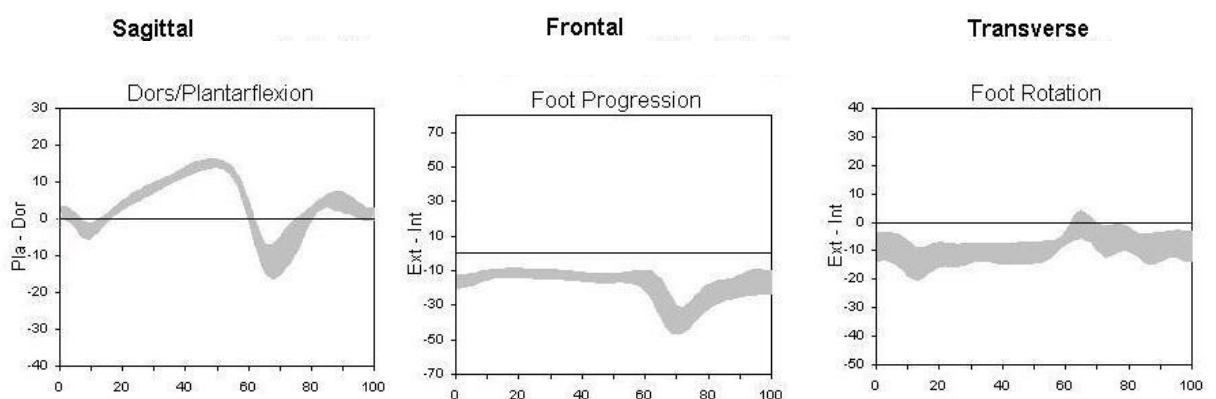
Na začátku krokového cyklu při iniciálním kontaktu je hlezenní kloub v neutrálním postavení (Perry & Burnfield, 2010).

Kaufman a Sutherland (2006) popisují během krokového cyklu u hlezenního kloubu tři zhoupnutí:

- První zhoupnutí - Jedná se o počáteční plantární flexi v krokovém cyklu (těsně po iniciálním kontaktu s podložkou) vzniklou působením reakční síly podložky. Bodem otáčení je pata.
- Druhé zhoupnutí – Tento děj probíhá s postupnou dorzální flexí během jednooporové fáze. Chodidlo je fixované k podložce a přenáší se přes něj hmotnost. Bodem otáčení je kotník.
- Třetí zhoupnutí - Plantární flexe na konci stojné fáze. Pata se odlepuje od podložky. Bodem otáčení je přednoží.

V průběhu krokového cyklu se v hlezenním kloubu uskuteční dvě plantární a dvě dorzální flexe. První plantární flexe se objeví ve fázi loading response krokového cyklu (3 % – 12 %). Při kontaktu celého chodidla s opornou bází se pozvolna zvyšuje dorzální flexe během mezistoje a přibližně v 48 % krokového cyklu (terminal stance) dosahuje svého maxima 10°. Po ukončení jednooporové fáze a započatí fáze dvojí opory nastává v hlezenním kloubu plantární flexe, která má své maximum 30° v konečné stojné fázi (pre - swing). Ihned po odlepení palce od podložky následuje v počáteční švihové fázi dorzální flexe a v 80% krokového cyklu (mid swing) se hlezenní kloub dostává opět do neutrálního postavení, které trvá až do konce dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010).

Další důležité pohyby jsou zevní rotace (everze) a vnitřní rotace (inverze). Tyto pohyby probíhají při stojné i švihové fázi v subtarsálním kloubu. Po kontaktu paty s podložkou a v části loading response krokového cyklu již je přítomná everze a na začátku části mid stance dosahuje everze přibližně 4° - 6°. Inverze nastává postupně při koncovém stoju a dosahuje největší velikosti na začátku fázi pre - swing, přibližně v 52 % krokového cyklu. Při švihové fázi, po odvinutí palce od oporné báze, se chodidlo dostává do everze a přesouvá se do dorzální flexe. V průběhu švihu se dorzální flexe snižuje až na úroveň neutrálního postavení a v posledních 20% dvojkroku se chodidlo opět přesouvá do inverze (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 22 Úhlové rozsahy v hlezenním kloubu při krokovém cyklu (Kranzl, 2013)

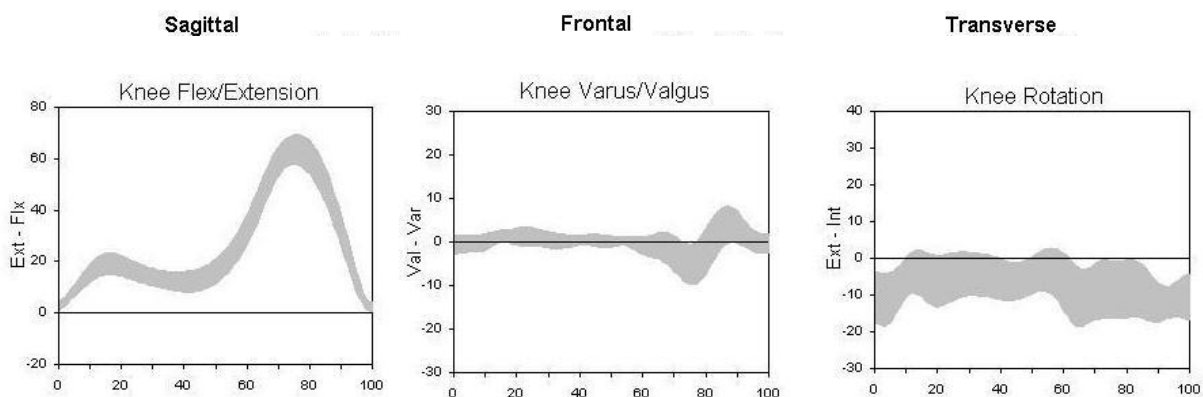
3.2.4.2 Kinematika kolenního kloubu

Funkce kolenního kloubu je v průběhu krokového cyklu důležitá především při absorpci nárazů, elevaci chodidla, při ukončování kroku a správném provedení stojné fáze. Při dvojkroku je normální rozsah pohybu v kolenním kloubu $0^\circ - 70^\circ$ a v jeho průběhu nastávají dvě flekční vlny (Kaufman & Sutherland, 2006).

První vlna je přítomna ve stojné fázi a druhá ve fázi švihové. Na začátku stoje se flekční hodnota zvyšuje až na své maximum 18° v 15 % krokového cyklu. Ve fázi mid stance se koleno dostává do extenze která je přítomna až do 40% krokového cyklu. Druhá flekční vlna nastupuje během fáze pre – swing a svého maxima dosáhne při 60 % – 70 % krokového cyklu. Poté kolenní kloub přechází opět plynule do extenze, která trvá až do ukončení dvojkroku (Perry & Burnfield, 2010).

V rovině frontální je přítomna abdukce (valgozita) při iniciálním kontaktu paty a dále také ve fázi postupného zatížení (3°). Během švihové fáze přechází koleno přes neutrální postavení až do addukce (varozity) 8° (Perry & Burnfield, 2010).

Koleno je při iniciálním kontaktu uzamčeno a femur je oproti tibiai v mírné zevní rotaci. Při fázi loading response femur rotuje vnitřně (7°) a tibia zevně. Během fáze terminálního stoje je koleno v zevní rotaci a extenzi a na konci stojné fáze nastává addukce, zevní rotace a flexe kolene. Na začátku švihové fáze je koleno rotováno vnitřně a na konci je v extenzi a zevní rotaci (Perry & Burnfield, 2010).



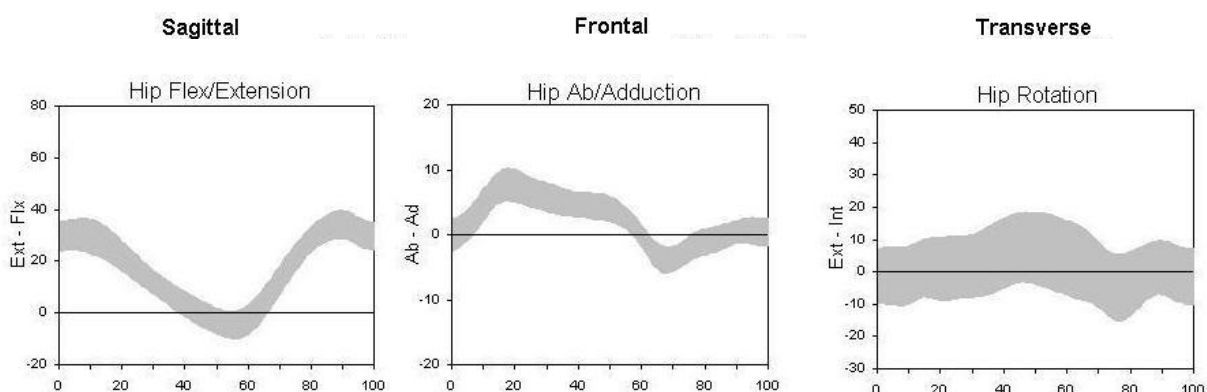
Obrázek 23 Úhlové rozsahy v kolenním kloubu při krokovém cyklu (Kranzl, 2013)

3.2.4.3 Kinematika kyčelního kloubu

Na začátku krokového cyklu je kyčelní kloub ve 20° flexi. Tato flexe je udržována i během loading response až do fáze mid stance, kdy začíná pohyb extenční. Neutálního postavení kyčel dosáhne ve fázi terminal stance. Největší extenze (15°) nastává na začátku předšvihové fáze, v okamžiku dotyku druhostranné paty s podložkou. Dále v předšvihové fázi probíhá flekční pohyb v kyčelním kloubu a na konci stejné fáze se kloub nachází opět v neutrálním postavení. V iniciální švihové a mezišvihové fázi se flexe nadále zvětšuje až do 25° a ve fázi konečného švihu se flexe lehce sníží (Perry & Burnfield, 2010).

Při iniciálním kontaktu chodidla je kyčel v neutrálním postavení. Addukce v kyčelním kloubu je přítomná již při fázi loading response, kde na konci této fáze dosahuje 10° maxima. Během stejné fáze se addukce postupně snižuje a neutrální polohy dosahuje v terminálním stoji. Na počátku švihové fáze přechází pohyb v kyčelním kloubu do abdukce a svého 5° maxima dosahuje krátce po odlepení palce od podložky v 65 % krokového cyklu. (Perry & Burnfield, 2010).

Z pohledu transverzální roviny je kyčelní kloub na začátku dvojkroku v neutrálním postavení. Vnitřní rotace (maximální) je přítomna během konečné fáze loading response. Na začátku švihové fáze během počátečního švihu je kyčel ve své maximální zevní rotaci. Celkový rozsah rotace stehna v transverzální rovině je 8°, nicméně po přičtení rotačního pohybu pánve (7,7°), se totální rotace v kyčelním kloubu zvýší na průměrnou hodnotu 15° (Perry & Burnfield, 2010).

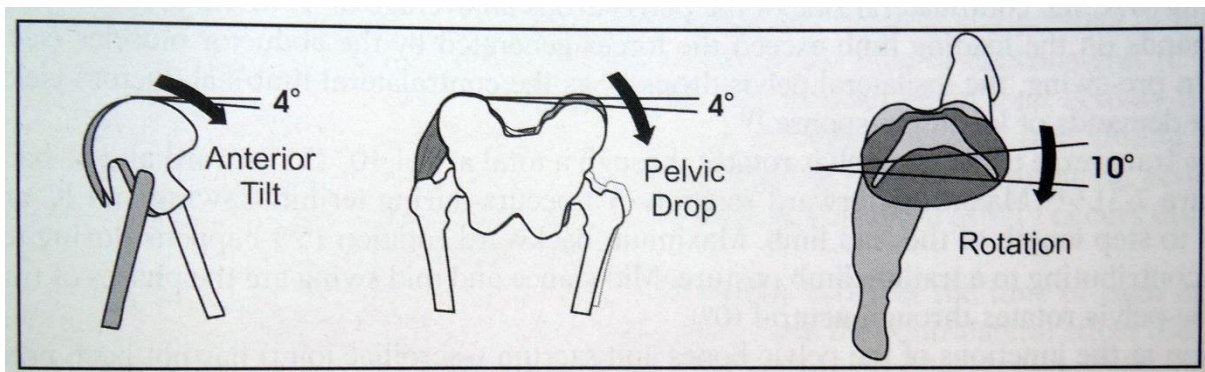


Obrázek 23 Úhlové rozsahy v kyčelním kloubu při krokovém cyklu (Kranzl, 2013)

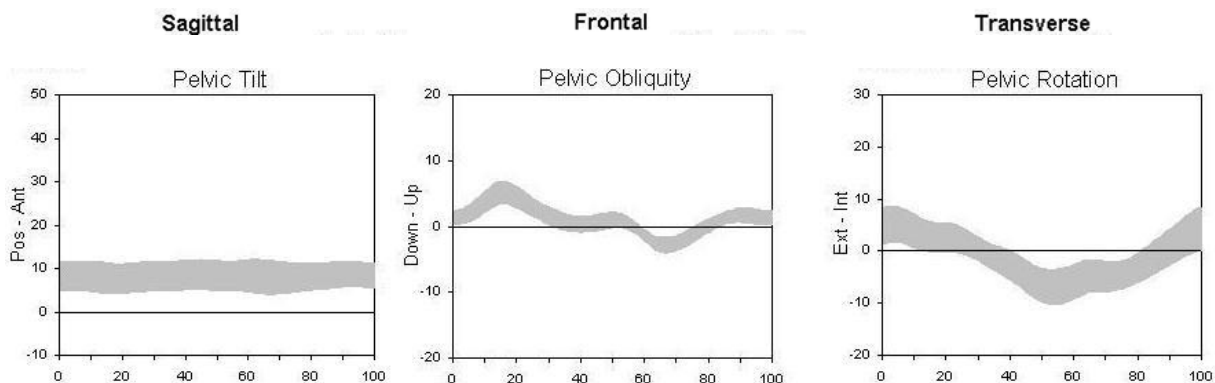
3.2.4.4 Kinematika pánve

Pánev se v sagitální rovině pohybuje 4° do antevertze a retrovertze, ve frontální rovině se jedná o 4° kaudální posun a v rovině transverzální pánev rotuje o 10° (Perry & Burnfield, 2010).

Obrázek 24 Pohyby pánve během chůze (Perry & Burnfield, 2010)



V sagitální rovině je přítomen anteriorní a posteriorní pohyb pánve a křivka těchto pohybu připomíná sinusoidu. Pánev dosahuje vrcholu antevertze ve fázi mid stance a terminal swing. Nejmenší antevertze je pak ve fázi loading response a ve fázi pre – swing. Ve frontální rovině způsobuje přenesení váhy na stojnou končetinu náklon pánve na kontralaterální straně. Vrchol křivky ve frontální rovině nastává při jednooporové stojné fázi a v témže okamžiku dojde k snížení pánve na opačné straně. V transverzální rovině je přítomna při chůzi celková rotace pánve 10° (5° zevní rotace a 5° rotace vnitřní). K maximální vnitřní rotaci (5°) dochází během terminálního švihů a iniciálního kontaktu, kdy se touto rotací společně s flexí v kyčelním kloubu ovlivňuje délka kroku. Vrcholu zevní rotace (5°) je dosaženo během fáze terminal stance. Ve fázích mid stance a mid swing pánev prochází neutrálním rotačním postavením 0° (Perry & Burnfield, 2010).



Obrázek 25 Úhlové rozsahy v pánvi při krokovém cyklu (Kranzl, 2013)

4. METODIKA

Součástí této bakalářské práce je biomechanické měření chůze, které bylo provedeno za účelem zhodnocení kinematických úhlových parametrů pánve a dolních končetin během krokového cyklu před a po únavovém protokolu. Měření proběhlo v biomechanické laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

4.1 Charakteristika probanda

Měření se zúčastnil jeden zdravý proband. U probanda nebyla zjištěna žádná porucha muskuloskeletálního systému, která by mohla ovlivnit průběh měření.

Pohlaví: Muž

Věk: 23

Hmotnost: 67 kg

Výška: 180 cm

Dále byla před vlastním měřením zjištěna délka dolních končetin a šířka kotníků a kolen. Tyto údaje byly využity pro tvorbu modelu v softwaru Vicon MX.

4.2. Metoda měření

4.2.1. 3D kinematická analýza chůze

K měření byl použit systém Vicon MX (Obrázek 26). Jedná se o optoelektronický systém využívající pro určení souřadnic bodů optické senzory (kamery). Pomocí 7 infračervených kamer byly sledovány kinematické parametry chůze v průběhu krokového cyklu. Sledované segmenty byly označeny reflexními značkami na určených místech.

Jako jeden ze základních modelů optoelektronického systému pro analýzu chůze člověka je využíván PlugInGait model pro pánev a dolní končetiny. V tomto modelu jsou zahrnuty vstupní a výstupní parametry. Mezi vstupní parametry se řadí soubor značek a antropometrické charakteristiky. Výstupní parametry zahrnují časoprostorové a úhlové parametry (Svoboda & Janura, 2010).



Obrázek 26 Kamera Vicon MX10, reflexní značky pro označení bodů a kalibrační zařízení (Janura et al., 2012)

4.3 Příprava probanda

Měření probanda proběhlo ve spodním prádle a bez obuvi. Segmenty sledované při kinematické analýze byly označeny reflexními značkami ve tvaru koule (Obrázek 26).

Označené body na dolních končetinách a pánvi:

- pravá a levá hlavička druhého metatarzu
- pravá a levá pata
- pravý a levý malleolus lateralis
- pravá a levá horní 1/3 bérce na laterální straně
- laterální kondyl femuru vpravo i vlevo
- pravý i levý trochanter major
- pravá a levá spina iliaca posterior superior
- pravá a levá spina iliaca anterior superior

4.4 Měřené úhlové parametry segmentů

Úhel v kloubu určujeme jako úhel mezi dvěma segmenty. Nulová hodnota úhlu je přítomna v základním anatomickém postoji (Janura et al., 2012).

V této bakalářské práci byla pozornost zaměřena na tyto typy pohybů pánve a dolní končetiny:

- **Kotník:** plantární a dorzální flexe (pohyby v sagitální rovině)
abdukce, addukce (pohyby v rovině frontální)
zevní a vnitřní rotace (pohyby v transverzální rovině)
- **Koleno:** flexe a extenze (sagitální rovina)
varozita a valgozita (frontální rovina)
zevní a vnitřní rotace (transverzální rovina)
- **Kyčel:** flexe a extenze (sagitální rovina)
abdukce, addukce (frontální rovina)
zevní rotace, vnitřní rotace (transverzální rovina)
- **Pánev:** náklon pánve do anteverze a retroverze (sagitální rovina)
úklon pánve do elevace a deprese (frontální rovina)
rotace pánve (transverzální rovina)

4.5 Průběh měření

Měření, které bylo provedeno za účelem získání dat pro tuto bakalářskou práci, je možno rozdělit na tři části:

1. kinematická analýza chůze před únavovým protokolem
2. vlastní únavový protokol
3. kinematická analýza chůze po ukončení únavového protokolu

4.5.1 Kinematická analýza chůze

Pro analýzu chůze před i po zátěžovém protokolu byl použit systém infračervených kamer (Vicon MX10). Tento systém byl pro snížení pravděpodobnosti výskytu chyb v měření kalibrován před započítím vlastního měření.

Měření před i po zátěžovém protokolu zahrnovalo tři pokusy, z nichž byl vybrán jeden pokus pro zpracování. Z těchto pokusů byl vybrán jeden krokový cyklus, který byl následně vyhodnocován. Frekvence chůze byla konstantní v celém průběhu chůze a byla kontrolována metronomem.

4.5.2 Únavový protokol

Tento protokol se skládal z opakovaných výponů na špičky při stoji bez obuvi. Frekvence výponů byla 0.5 Hz a byla kontrolována metronomem. Probandovi bylo pro zachování rovnováhy umožněno dotknout se svými horními končetinami blízkého opěradla židle a předejít tak možnému pádu nebo narušení protokolu. Trvání tohoto únavového protokolu bylo 30 minut. Ihned po ukončení únavového protokolu (do tří minut) byla provedena opětovná analýza chůze, aby se vyloučilo plné zotavení jedince z únavového protokolu.

5 VÝSLEDKY

Data byla zpracována a následně zanesena do grafů. Do grafů byly zaneseny úhlové parametry segmentů v průběhu krokového cyklu. Každý segment byl měřen v rovině sagitální, frontální i transverzální. Grafy jsou rozděleny podle roviny a podle kloubu, ve kterém byl pohyb sledován. Každý graf obsahuje čtyři barevně odlišené křivky. První dvě křivky znázorňují průběh úhlových parametrů v průběhu krokového cyklu na levé dolní končetině před a po třicetiminutovém únavovém protokolu. Zbylé dvě křivky znázorňují tyto změny na končetině pravé.

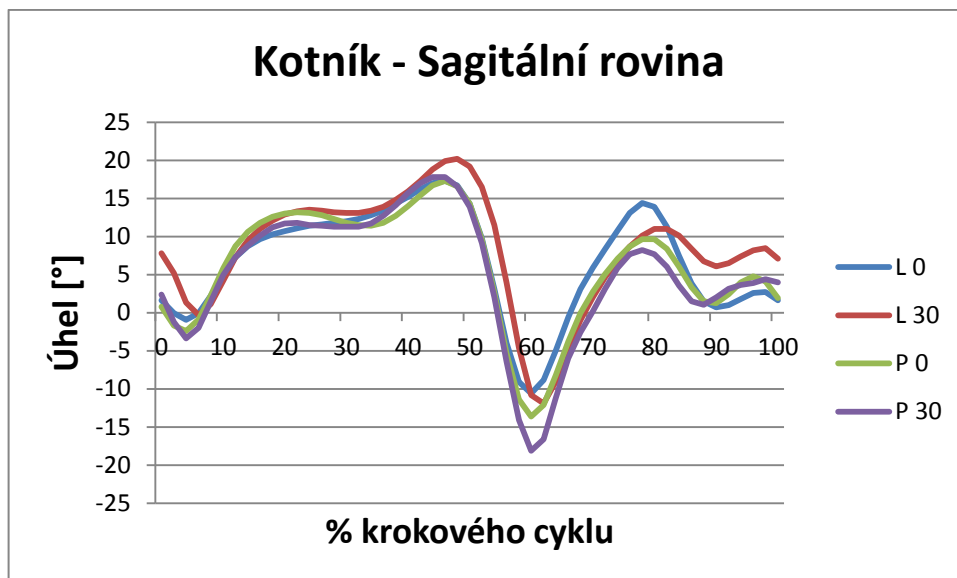
5.1 Úhlové parametry v hlezenním kloubu

5.1.1 Sagitální rovina (Graf 1)

V této rovině byl sledován pohyb v hlezenním kloubu do plantární (záporná stupnice) a dorzální (kladná stupnice) flexe.

Levý hlezenní kloub po absolvování únavového protokolu vykazuje o 5° větší dorzální flexi při iniciálním kontaktu chodidla na začátku stojné fáze oproti stejnému kloubu měřenému před únavovým protokolem. Následně tento kloub vykazuje pohyb do plantární flexe ve fázi loading response, který končí v oblasti nulového postavení. Přibližně ve 48 % krokového cyklu dosahuje levý hlezenní kloub svého maxima dorzální flexe a hlezenní kloub vystavený únavovému protokolu má toto své maximum o 2° větší. Na konci stojné fáze přechází levý kotník do plantární flexe a svého maxima dosahuje unavený i neunavený kotník přibližně v 11°. Následná dorzální flexe v levém kotníku dosahuje v mezišvihové fázi krokového cyklu svého maxima a kotník vystavený únavovému protokolu má v téhle chvíli své maximum o necelé čtyři stupně menší, než levý kotník měřený před únavovým protokolem. Křivka levého kotníku měřeného před únavovým protokolem se na konci krokového cyklu dostává téměř do nulového postavení a levý kotník vystavený únavovému protokolu končí dvojkrok v 7° dorzální flexi.

Výsledné uhlové parametry pravého hlezenního kloubu před a po únavovém protokolu se téměř neliší. Pouze na konci stojné fáze je přítomno 4° zvýšení plantární flexe u kotníku vystaveného únavovému protokolu oproti neunavenému kotníku.

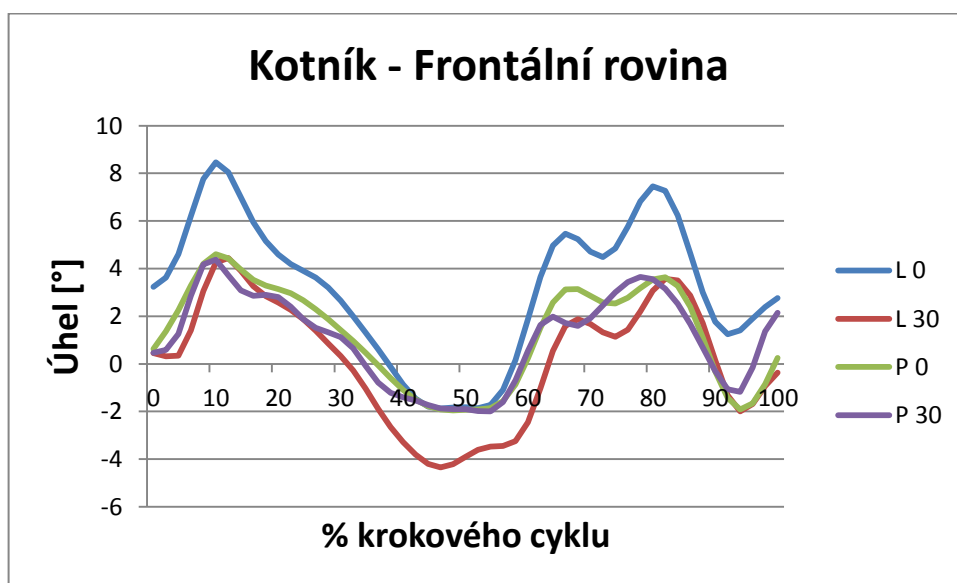


Graf 1 Znárodnění úhlových parametrů v hlezenním kloubu v sagitální rovině

5.1.2 Frontální rovina (Graf 2)

V této rovině byl sledován pohyb v hlezenním kloubu do abdukce (záporná stupnice) a addukce (kladná stupnice).

Křivky pro levý kotník jsou svým průběhem téměř identické, odlišují se od sebe pouze tím, že křivka neunaveného kotníku je v celém průběhu krokového cyklu o 2 – 4 stupně ve větší addukci. Obě křivky pro pravý kotník mají téměř stejný průběh a na rozdíl od křivek pro levý kotník nevykazují od sebe téměř žádné odchylky ve velikosti úhlů před a po zátěžovém protokolu.

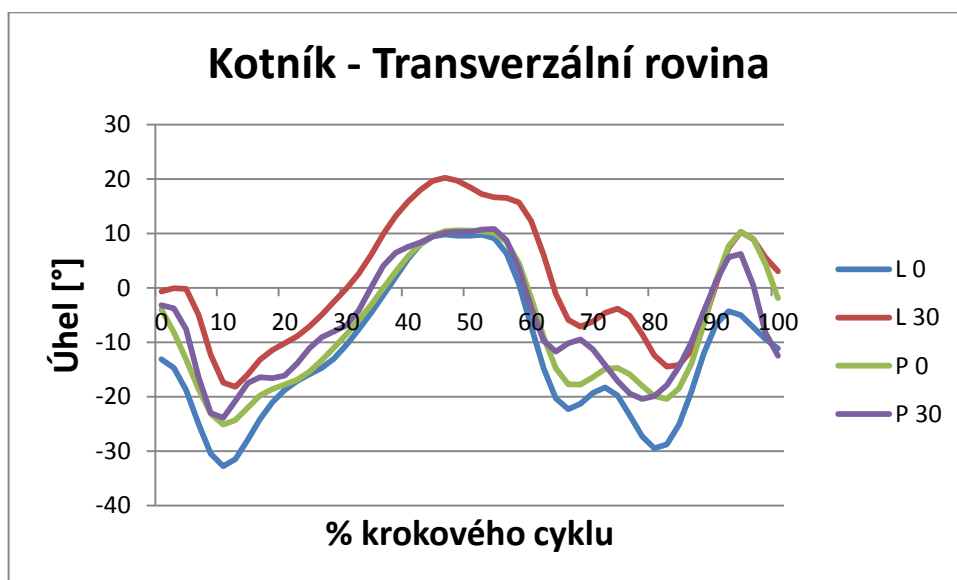


Graf 2 Znárodnění úhlových parametrů v hlezenním kloubu ve frontální rovině

5.1.3 Transverzální rovina (Graf 3)

V této rovině byl sledován pohyb v hlezenním kloubu do zevní rotace (záporná stupnice) a do vnitřní rotace (kladná stupnice).

Křivky pro levý kotník jsou si svým průběhem velmi podobné, odlišují se od sebe pouze tím, že křivka neunaveného kotníku je v celém průběhu krokového cyklu o 10 - 15 stupňů ve větší zevní rotaci, než křivka kotníku měřeného po únavovém protokolu. Obě křivky pro pravý kotník mají téměř stejný průběh a na rozdíl od křivek pro levý kotník, nevykazují mezi sebou téměř žádné odchylky ve velikostech úhlů před a po zátěžovém protokolu. Výraznější odchylku od sebe vykazují až v terminálním švihu krokového cyklu, kde je neunavený kotník o 6 – 10 stupňů ve větší zevní rotaci.



Graf 3 Znárodnění úhlových parametrů v hlezenním kloubu v transverzální rovině

5.2 Úhlové parametry v kolenním kloubu

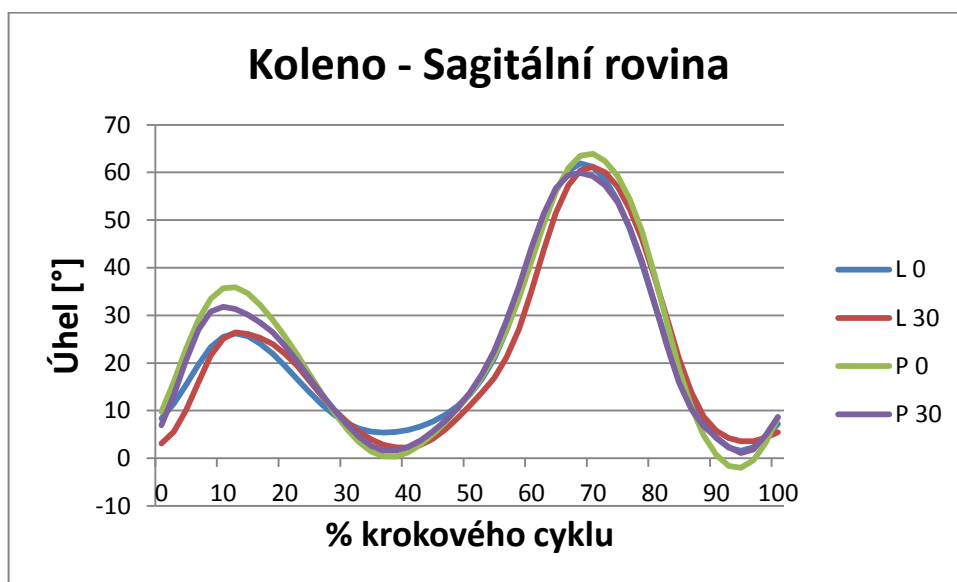
5.2.1 Sagitální rovina (Graf 4)

V této rovině byl sledován pohyb v kolenním kloubu do extenze (záporná stupnice) a flexe (kladná stupnice).

Levý kolenní kloub po absolvování únavového protokolu vykazuje na začátku krokového cyklu o 5° nižší flexi oproti stejnému kloubu měřenému před únavovým protokolem. V 15 % krokového cyklu, kde první fleční vlna dosahuje svého maxima, se

levý kolenní kloub, který absolvoval únavový protokol, nachází v 26° flexi a kloub měřený před únavovým protokolem dosahuje téměř stejné flexe. V terminálním stoju dosahuje křivka unaveného levého kolenního kloubu 2° flexe a křivka levého kolene neovlivněná únavovým protokolem dosahuje 5° flexe. Ve švihové fázi krokového cyklu se křivky levého kolenního kloubu téměř neliší.

Pravý kolenní kloub po absolvování únavového protokolu vykazuje na začátku krokového cyklu o 3° nižší flexi oproti stejnému kloubu měřenému před únavovým protokolem. V 12 % krokového cyklu se pravý kolenní kloub, který absolvoval únavový protokol, nachází v maximu první flekční vlny, a to v 32° flexi a kloub měřený před únavovým protokolem dosahuje flexe 36°. V terminálním stoju dosahuje křivka unaveného levého kolenního kloubu 2° flexe a křivka levého kolene neovlivněná únavovým protokolem dosahuje neutrálního postavení. Při druhé flekční vlně je velikost flexe kloubu po absolvování únavového protokolu 60° a flexe v kloubu neovlivněném únavou je 64°. Ve fázi konečného švihy (95 %) se křivka pravého kolenního kloubu neovlivněného únavovým protokolem nachází 2° v extenzi. Zbylé tři křivky jsou v 95 % krokového cyklu 1°-3° ve flexi. Všechny čtyři křivky zakončují krokový cyklus v rozmezí 5°-8° flexe.

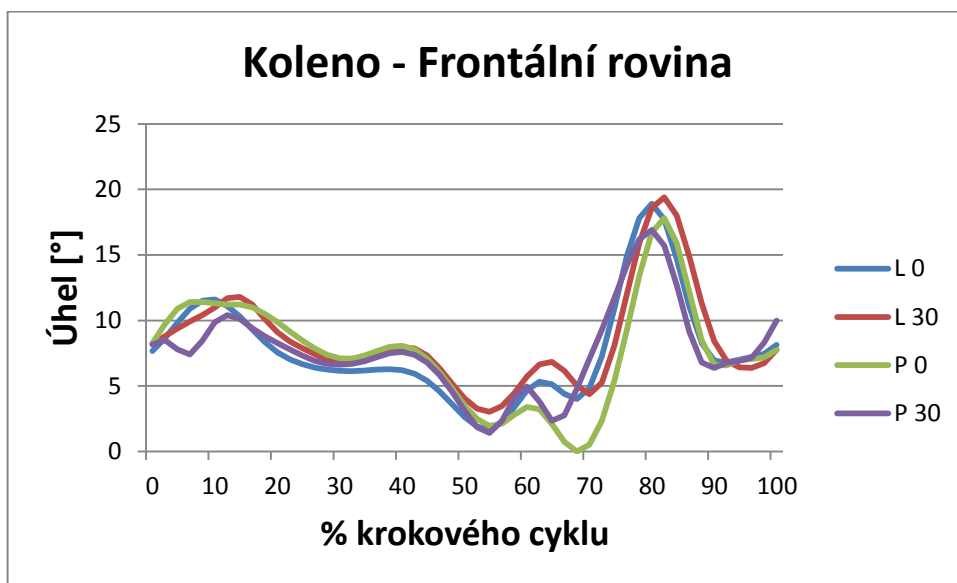


Graf 4 Znáornění úhlových parametrů v kolenním kloubu v sagitální rovině

5.2.2 Frontální rovina (Graf 5)

V této rovině byl sledován pohyb v kolenním kloubu do abdukce (záporná stupnice) a addukce (kladná stupnice).

Na začátku krokového cyklu se nacházejí všechny čtyři křivky v 8° addukci. Ve stojné a švihové fázi nejsou přítomny výrazné rozdíly v úhlových rozsazích pohybů před a po únavovém protokolu. Mírné rozdíly jsou nicméně patrné v 8 % krokového cyklu u pravého kolenního kloubu, kde je velikost addukce po únavovém protokolu 8° a u pravého kolene neovlivněného únavovým protokolem je tato addukce o 3° větší. Další mírný rozdíl je přítomen na začátku švihové fáze u pravého kolenního kloubu, kde je velikost addukce po únavovém protokolu 2°, a u pravého kolene neovlivněného únavovým protokolem dosahuje kolenní kloub nulového postavení.



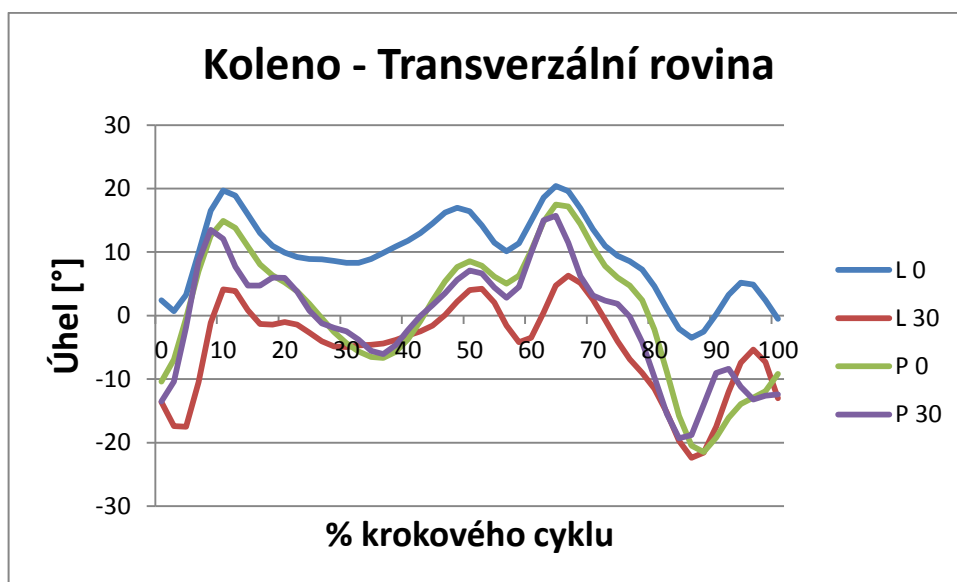
Graf 5 Znárodnění úhlových parametrů v kolenním kloubu ve frontální rovině

5.2.3 Transverzální rovina (Graf 6)

V této rovině byl sledován pohyb v kolenním kloubu do zevní rotace (záporná stupnice) a vnitřní rotace (kladná stupnice).

Křivky pro levý kolenní kloub jsou si svým průběhem velmi podobné, odlišují se od sebe nicméně rozdílem úhlové velikosti, která je u kolene neovlivněného únavovým protokolem větší o 12°-17° směrem do vnitřní rotace. Výsledné křivky vypadají tak, že kolenní kloub měřený před únavovým protokolem je téměř po celý krokový cyklus ve vnitřní rotaci, a kloub měřený po únavovém protokolu je naopak většinu času v rotaci zevní.

Křivky pro pravý kolenní kloub se v průběhu krokového cyklu liší pouze minimálně.



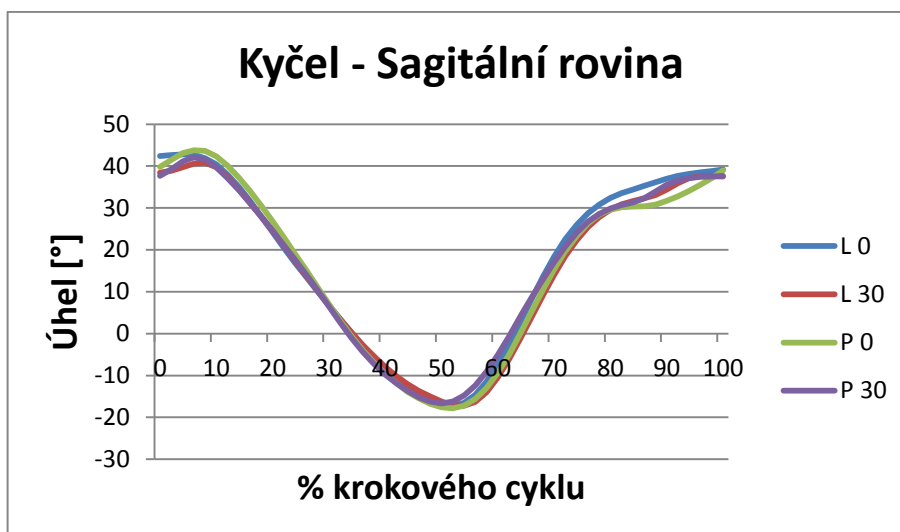
Graf 6 Znárodnění úhlových parametrů v kolenním kloubu v transverzální rovině

5.3 Úhlové parametry v kyčelním kloubu

5.3.1 Sagitální rovina (Graf 7)

V této rovině byl sledován pohyb do extenze (záporná stupnice) a flexe (kladná stupnice).

Všechny křivky měřené v této rovině mají téměř stejný průběh. Úhlové parametry mezi pravým a levým kyčelním kloubem a měřením před a po únavovém protokolu se odlišují jen minimálně.



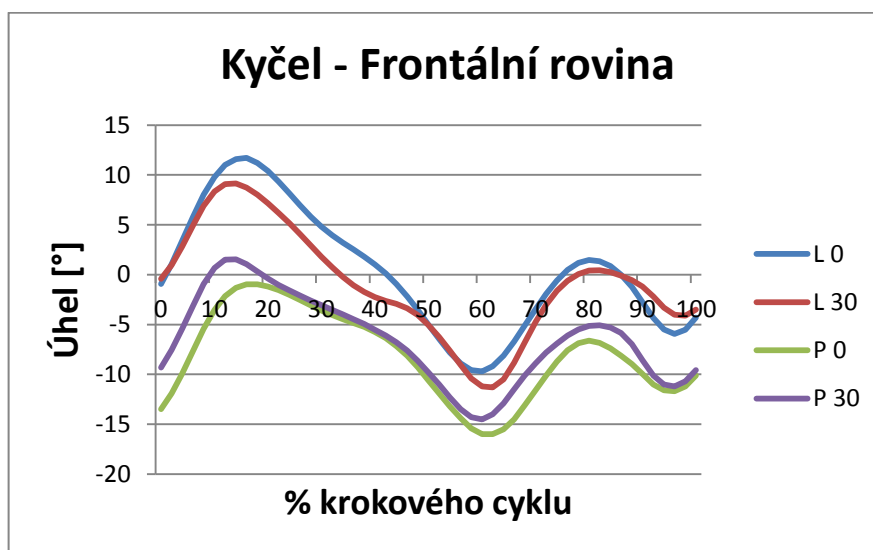
Graf 7 Znárodnění úhlových parametrů v kyčelním kloubu v sagitální rovině

5.3.2 Frontální rovina (Graf 8)

V této rovině byl sledován pohyb do abdukce (záporná stupnice) a addukce (kladná stupnice).

Křivky pro levý kyčelní kloub mají téměř stejný průběh a nevykazují výrazné rozdíly úhlových parametrů měřených před a po únavovém protokolu.

Křivky pro pravý kyčelní kloub mají taktéž téměř stejný průběh a úhlové parametry jak před, tak po únavovém protokolu. Pravý kyčelní kloub je téměř po celou dobu trvání krokového cyklu v abdukčním postavení.



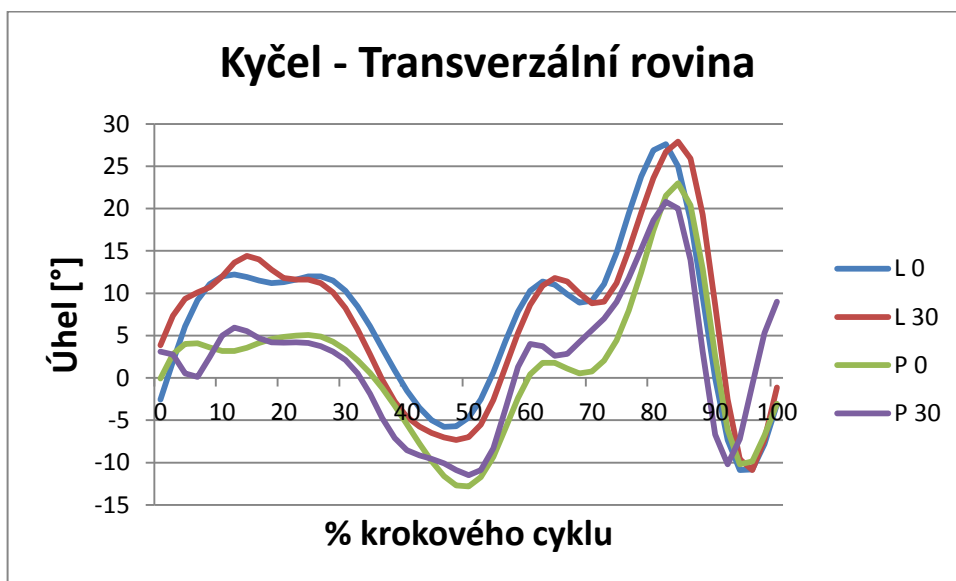
Graf 8 Znárodnění úhlových parametrů v kyčelním kloubu ve frontální rovině

5.3.3 Transverzální rovina (Graf 9)

V této rovině byl sledován pohyb do zevní rotace (záporná stupnice) a vnitřní rotace (kladná stupnice).

Křivky pro levý kyčelní kloub mají téměř stejný průběh a nevykazují výrazné rozdíly úhlových parametrů měřených před a po únavovém protokolu. Mírný rozdíl byl naměřen pouze na začátku krokového cyklu, kde kyčelní kloub neovlivněný únavovým protokolem dosahuje neutrálního postavení, a kyčelní kloub vystavený únavovému protokolu dosahuje na začátku dvojkroku 4° vnitřní rotace.

Křivky pravého kyčelního kloubu určující úhlové parametry před a po únavovém protokolu nevykazují výrazné odchylky. Pouze na konci švihové fáze je postavení kyčelního kloubu vystaveného únavovému protokolu 10° ve vnitřní rotaci oproti neutrálnímu postavení v kloubu, který neprodělal únavový protokol.



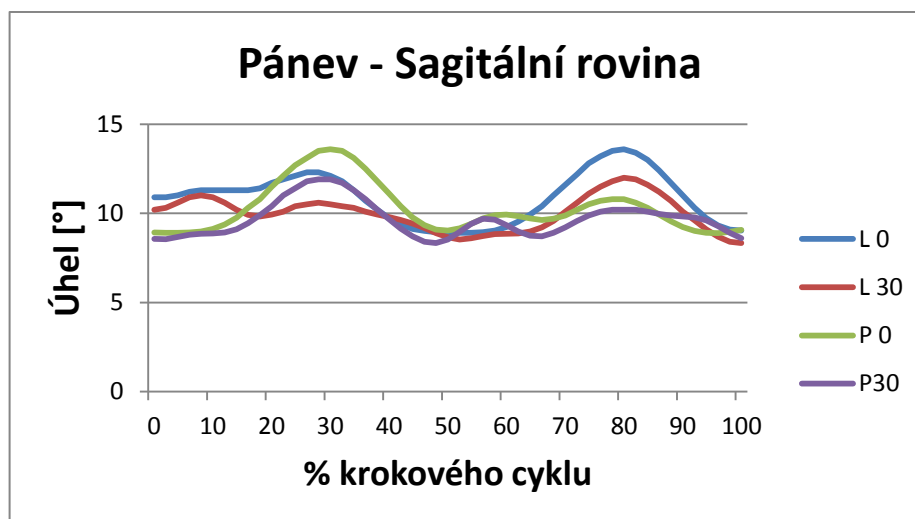
Graf 9 Znárodnění úhlových parametrů v kyčelním kloubu v transverzální rovině

5.4 Úhlové parametry pánve

5.4.1 Sagitální rovina (Graf 10)

V této rovině byl sledován pohyb do retroverze (záporná stupnice) a antevertze (kladná stupnice).

Největší rozdíl v úhlových parametrech před a po zátěžovém protokolu byl naměřen v třiceti a osmdesáti procentech krokového cyklu. Levá i pravá strana pánve měřená před únavovým protokolem dosahuje v 30 % krokového cyklu o 2° větší antevertze, než po únavovém protokolu. 2° rozdíl mezi antevertzí levé strany pánve před a po únavovém protokolu byl také naměřen v 80 % krokového cyklu.

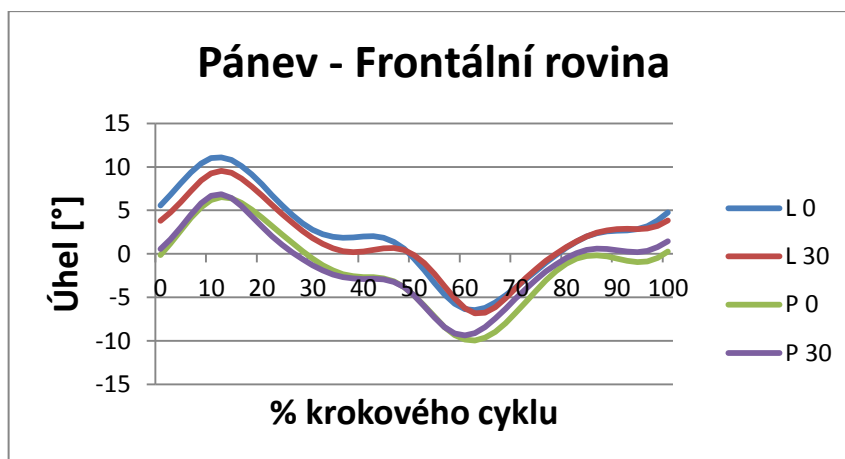


Graf 10 Znárodnění úhlových parametrů pánve v sagitální rovině

5.4.2 Frontální rovina (Graf 11)

V této rovině byla sledována deprese (záporná stupnice) a elevace (kladná stupnice) pánve.

V této rovině nevykazují křivky žádné výrazné rozdíly mezi měřeními provedeným před a po únavovém protokolu.



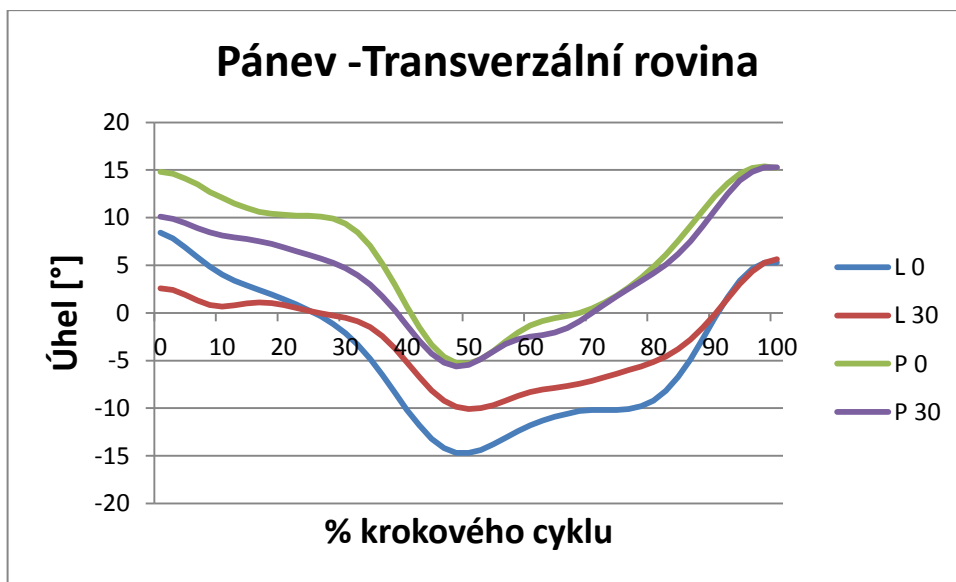
Graf 11 Znárodnění úhlových parametrů pánve ve frontální rovině

5.4.3 Transverzální rovina (Graf 12)

V této rovině byl sledován pohyb pánve do zevní rotace (záporná stupnice) a vnitřní rotace (kladná stupnice).

Křivka pro levou stranu pánve měřená před únavovým protokolem je na začátku krokového cyklu v 8° vnitřní rotaci. V 50 % krokového cyklu se levá strana pánve nachází v 15° zevní rotaci a na konci krokového cyklu se nachází v 5° vnitřní rotaci. Křivka pro levou stranu pánve měřená po absolvování únavového protokolu je na začátku krokového cyklu v 3° vnitřní rotaci. V 50 % krokového cyklu se levá strana pánve nachází v 10° zevní rotaci a na konci krokového cyklu se nachází v 5° vnitřní rotaci.

Křivka pro pravou stranu pánve měřená před únavovým protokolem je na začátku krokového cyklu v 15° vnitřní rotaci a křivka měřená po absolvování únavového protokolu je na počátku dvojkroku 10° ve vnitřní rotaci. Tento pětistupňový rozdíl přetrvává prvních 30 % krokového cyklu a poté jsou úhlové parametry naměřené před a po únavovém protokolu téměř stejné.



Graf 12 Znárodnění úhlových parametrů pánve v transverzální rovině

6 DISKUZE

Stereotyp chůze je značně individuální u každého jedince. Tyto stereotypy se vytváří v průběhu ontogeneze vlivem řetězení podmíněných a nepodmíněných reflexů. Tyto získané individuální pohybové stereotypy vykazují určitou míru plasticity. Na správném provedení stereotypu chůze se podílejí procesy probíhající v centrálním nervovém systému i stav periferního muskuloskeletálního systému (Lewit, 2003).

Svalová únava může tento stereotyp ovlivnit na mnoha úrovních. V této bakalářské práci byla zaměřena pozornost nejen na svalovou únavu a chůzi jako takovou, ale dále i na změny ve velikostech úhlových parametrů na dolních končetinách a pánvi za přítomnosti svalové únavy.

V našem experimentu jsme měřili a následně porovnávali změny v úhlových parametrech dolních končetin a pánve před a po únavovém protokolu v rovině sagitální, frontální i transverzální.

Z výsledků naměřených v této práci vyplývá, že únava může mít vliv na úhlové parametry dolních končetin a pánve během chůze. Z provedeného měření také vyplývá, že námi zvolený únavový protokol neovlivňuje všechny klouby dolní končetiny stejně. U námi zkoumaných kloubů byl největší rozdíl v úhlových parametrech před a po únavovém protokolu v hlezenním kloubu levé dolní končetiny, a to ve všech třech rovinách. V sagitální rovině u levého hlezenního kloubu je největší rozdíl na začátku a na konci krokového cyklu. Ve frontální rovině levého kotníku je mezi křivkami 2° - 4° rozdíl v celém průběhu dvojkroku. V transverzální rovině je u levého kotníku rozdíl v celém průběhu 10° - 15° a u pravého je výraznější rozdíl patrný až na konci dvojkroku. V kolenním kloubu byly výraznější změny zaznamenány v transverzální a frontální rovině. V rovině transverzální je mezi křivkami pro levý kolenní kloub 12° - 17° rozdíl v celém průběhu dvojkroku. Ve frontální rovině pravého kolene je přítomen 3° - -5° rozdíl na začátku krokového cyklu a dále pak v jeho 70 %. U kyčelních kloubů je rozdíl přítomen ve frontální rovině. Křivky pro pravý kyčelní kloub se v prvních 20 % dvojkroku od sebe liší o 4° a křivky pro kyčelní kloub levý se od sebe liší o 4° mezi 10 % - 40 % krokového cyklu. U pánve byly mírné změny přítomny v sagitální a transverzální rovině.

Výsledné měření také ukazuje, že jsou často přítomny rozdíly mezi úhlovými parametry pravé a levé končetiny. Tyto rozdíly jsou patrné u kolenního a kyčelního kloubu a pánve. U kolenního kloubu je rozdíl přítomen v sagitální rovině v první flekční vlně (12

%) krokového cyklu. U kyčle ve frontální rovině je rozdíl 5° - 10° a v transverzální rovině 5° v celém průběhu krokového cyklu. Rozdíly mezi pravou a levou stranou pánve jsou přítomny ve frontální a v transverzální rovině. V rovině frontální jde o 5° rozdíl především v průběhu stojné fáze a v rovině transverzální se jedná o 5° - 10° rozdíl v průběhu celého dvojkroku. Při měření bylo také zjištěno, že rozdíly mezi končetinami byly často větší, než rozdíly stejnostranných křivek před a po únavovém protokolu.

Barbieri, Lee, Gobbi, Pijnappels a Van Dieën (2013) ve své studii také zkoumali vliv únavy na provedení chůze. Při svém experimentu použili stejný únavový protokol pro hlezenní kloub, jaký byl použit při měření v této bakalářské práci. Z výsledku této studie vyplývá, že únava měla vliv na zvýšení rozsahu pohybu v hlezenním a kyčelním kloubu a snížení rozsahu pohybu v kloubu kolenním.

Demura a Yamada (2008) ve své studii zkoumali vliv dočasného snížení funkce svalů dolní končetiny vyvolané dlouhotrvajícím cvičením vysoké intenzity na chůzi. Z výsledku této studie vyplývá, že chůze po snížení funkce svalů vlivem únavy je nestabilní a pomalá. Také došlo ke zkrácení jednooporové fáze krokového cyklu, snížení délky kroku, opěrné báze, úhlových rozsahů při chůzi.

Studie, provedené v minulých letech naznačují, že při svalové únavě plantárních flexorů je ovlivněna i posturální kontrola těla (Gimmon, Riemer, Oddsson & Melzer, 2011).

Měření provedené v této bakalářské práci má ovšem značné limity. Jedná se o pilotní studii, ve které figuroval pouze jeden proband a byl vyhodnocován pouze jeden pokus. Výsledky získané během tohoto měření jsou proto předběžné a pro jejich ověření je potřeba větší počet testovaných osob.

7 ZÁVĚR

Zpracováním této bakalářské práce jsme docílili ucelení informací z okruhu svalové únavy a jejího vlivu na chůzi. Popsali jsme zde mnoho mechanismů, jak svalové únavy dosáhnout a jak ji měřit a na jaké parametry se zaměřit. Díky popsání krokového cyklu a teoretických základů kinematiky chůze jsme vytvořili kapitolu, která nám dále byla užitečná při vlastním experimentu provedeném později.

Díky provedenému měření jsme dosáhli orientačních výsledků vlivu únavy na úhlové parametry dolních končetin a pánve. Spolehlivost těchto výsledků ovšem není příliš vysoká, jelikož se tohoto měření zúčastnil pouze jeden proband.

Z odborných studií a výsledků naměřených v této bakalářské práci bylo zjištěno, že svalová únava může mít vliv na velikost úhlových parametrů dolních končetin a pánve. Klouby na dolní končetině nicméně nebyly tímto únavovým protokolem ovlivněny rovnoměrně. Úhlové parametry kloubů byly ovlivněny pouze u některých kloubů a ne vždy ve všech rovinách. Nejvíce ovlivněný kloub tímto únavovým protokolem byl kloub hlezenní, který vykazuje změny velikosti úhlových parametrů ve všech rovinách. Tyto změny vlivem únavy jsou ovšem více patrné na kloubech levé dolní končetiny a nebyly vždy zjištěny oboustranně. Zjištěné rozdíly mezi úhlovými parametry pravé a levé strany byly často větší, než změna velikosti úhlových parametrů vlivem únavového protokolu. Toto zjištění vyplývá z naměřených výsledků u kolenního a kyčelního kloubu a pánve.

8 SOUHRN

V první části této bakalářské práce bylo zaměřeno úsilí na prostudování odborné literatury a na následné prezentování teoretických poznatků zjištěných z této literatury. V kapitole zabývající se svalovou únavou byly popsány definice a charakteristiky tohoto typu únavy. Dále pak byly popsány metody, které se často využívají pro měření svalové únavy, a poté i základní buněčné mechanismy únavy probíhající v kosterním svalu.

V kapitole zabývající se chůzí byly shrnuty základní informace o tomto typu lokomoce. Byl podrobně popsán krokový cyklus a jeho jednotlivé fáze. Dále byla v této kapitole popsána kinematika chůze. Byly popsány pohyby kloubů dolních končetin a pánve během krokového cyklu v rovině sagitální, frontální i transverzální. Podařilo se shrnout základní poznatky z těchto dvou oblastí a vytvořit základní pilíře pro následné zkoumání těchto problematik. Shrnutí těchto teoretických poznatků umožnilo správné zpracování a orientaci v experimentální části této bakalářské práce.

V experimentální části této bakalářské práce bylo popsáno, provedeno a vyhodnoceno měření, kterého se zúčastnil jeden proband. Z proběhlého měření byla získána data, která byla následně vyhodnocena. V provedeném měření je zahrnuta 3D kinematická analýza chůze před a po únavovém protokolu a vlastní únavový protokol. Pro objektivní zhodnocení chůze byl použit optoelektronický systém Vicon MX. Vybraný únavový protokol pro hlezenní kloub zahrnoval opakované výpony na špičky při stoji po dobu třiceti minut. Při kinematické analýze chůze byly za pomoci systému infračervených kamer naměřeny úhlové parametry dolních končetin a pánve v průběhu krokového cyklu. Tyto výsledné parametry byly následně prezentovány a porovnány. Cílem tohoto měření bylo zjištění a porovnání úhlových parametrů dolních končetin a pánve před a po únavovém protokolu pomocí kinematické analýzy chůze. Na konci práce je zpracován referenční seznam, kde jsou uvedeny všechny použité zdroje odborné literatury.

9 SUMMARY

In the first part of the bachelor's thesis effort was focused on a specialized literature search and subsequent presentation of theoretical findings from this literature sources. In the chapter dealing with muscle fatigue definitions and characteristics of this type of fatigue are introduced. Furthermore, the methods, which are often used for measurement of muscle fatigue, are described, as well as basic cellular mechanisms of skeletal muscle fatigue. In the chapter, which is focused on walking, basic information about this type of locomotion was summarised. Gait cycle and its phases are described too. Moreover gait kinematics is explained in this chapter. Movements of lower extremity joints and pelvis during a gait cycle in sagittal, frontal and also transversal plane were described. Efforts to summarize basic findings of these two areas were successful which allowed a creation of a basic pillar for the subsequent examination of these issues. Summary of those theoretical findings enabled proper processing and orientation in the experimental part of the bachelor's thesis.

The measurement, in which one proband participated, was described, carried out and evaluated in the experimental part of the bachelor's thesis. Data obtained in measurement were subsequently evaluated. 3D kinematic gait analysis before and after fatigue protocol and the fatigue protocol itself are included in the measurement done. To objectively assess the gait Vicon MX optoelectronic system was applied. The selected fatigue protocol of ankle joint included repeated moves into tip-toe position from basic standing position for the period of 30 minutes. During the kinematic gait analysis angular parameters of lower extremities and pelvis during a gait cycle were observed using infrared cameras. The resulting parameters were subsequently presented and compared. The objective of this measurement was to find and compare angle parameters of lower extremities and pelvis before and after fatigue protocol using kinematic gait analysis. At the end of the thesis there is a list of references which present all the literature sources used.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous (2012). Retrieved 10. 6. 2013 from the Worl Wide Web:
<http://www.kardiobtl.cz/produkty/ergometry-lode/>.
- Anonymous (2013a). Retrieved 10. 6. 2013 from the Worl Wide Web:
<http://www.medwow.com/used-ergometer/monark/monark-839e/774466487.item>.
- Anonymous (2013b). Retrieved 10. 6. 2013 from the Worl Wide Web:
<http://www.sinclairsfitness.com.au/shop/exercise-bikes/repco-ergo/>.
- Anonymous (2013c). Retrieved 10. 6. 2013 from the Worl Wide Web:
<http://www.bikeradar.com/gear/category/accessories/gadgets/cycle-computers/product/review-powertap--sl-wired-hub-system-31549>.
- Anonymous (2013d). Retrieved 10. 6. 2013 from the Worl Wide Web:
<http://www.toughtrain.com/woodway-fitness/wood-treadmills/woodway-curve-commercial-treadmill>.
- Anonymous (2013e). Retrieved 10. 6. 2013 from the Worl Wide Web:
<http://www.restroomdirect.com/concept-2-indoor-rower.aspx>.
- Barbieri, F. A., Lee, Y. J., Gobbi, L. T., Pijnappels, M. & Van Dieën, J. H. (2013). The effect of muscle fatigue on the last stride before stepping down a curb. *Gait & Posture*, 37(4), 542-546.
- Bishop, D. D., Spencer, M. M., Duffield, R. R., & Lawrence, S. S. (2001). The validity of a repeated sprint ability test. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 4(1), 19-29.
- Demura, S. & Yamada, T. (2008). Influence of high-intensity sustained exercise by the lower limbs on gait properties. *Sport Sciences for Health*, 2(3), 106-112.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Enoka, M. R. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Enoka, R. M. & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *Journal of Physiology*, 586(1), 11-23.
- Fukuda, T. Y., Echeimberg, J. O., Pompeu, J. E., Lucareli, P. R. G., Garbelotti, S., Gimenes, R. O. & Apolinário, A. (2010). Root Mean Square Value of the

Electromyographic Signal in the Isometric Torque of the Quadriceps, Hamstrings and Brachial Biceps Muscles in Female Subjects. *The Journal of Applied Research*, 10(1), 32-39.

Gage, J. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith.

Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725.

Gimmon, Y., Riemer, R., Oddsson, L. & Melzer, I. (2011). The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 922-928.

Gross, J. et al. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu* (1st ed.). Praha: Triton.

Havlíčková, L. (2003). *Fyziologie tělesné zátěže I.* (2nd ed.). Praha: Karolinum.

Janura, M., Porada, V., & Zahálka, F. (2007). Vymezení základních pojmů kinematické analýzy pohybu člověka pro potřeby kriminalistické identifikace. *Karlovarská právní revue* 3(4), 29-47.

Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, M., Dvořáková, T. & Vařeková, R. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu* (1. vyd.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Kaufman, K. R. & Sutherland, D. H. (2006). Kinematics of Normal Human Walking. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human Walking* (3rd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburg: Elsevier Churchill Livingstone.

Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi* (1st ed.). Praha: Galén, s. 713.

Kranzl, A. *Normal 3D kinematics and kinetics from MAC system*. Retrieved 20. 6. 2013 from World Wide Web: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/data/kinematics.jpg>.

Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně* (5th ed.). Praha: Sdělovací technika

Máček, M., Radvanský, J., Brúnová, B., Daďová, K., Fajstavr, J., Kolář, P., Kraus, J., Krejčí, P., Kučera, M., Máčková, J., Rotman, I., Slabý, K., Šafařová, M., & Zeman, V. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.

- Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N., & Munzinger, U. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical Physiology & Functional Imaging*, 27(6), 346-353.
- Maffiuletti, N. A & Bendahan, D. (2009). Measurement methods of muscle fatigue. In C. A. Williams & S. Ratel (Eds.), *Human muscle fatigue*. Oxon: Routledge.
- Pedersen, T. H., Nielsen, O. B., Lamb, G. D. & Stephenson, D. G. (2004). Intracellular acidosis enhances the excitability of working muscle. *Science*, 305,1144-1147.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. USA: SLACK Incorporated.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare, N. J.: Slack Incorporated.
- Rokyta, R., Bernášková, K., Franěk, M., Kříž, N., Paul, T., Pekárková, I., Pometlová, M., Stančák, A., Šlamberová, R., Šulc, J., Vaculín, Š. & Yamamotová, A. (2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, ošetřovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.
- Sergeant, A. J. (1994). Human power output and muscle fatigue. *International Journal of Sports Medicine*, 15(3), 116-121.
- Scherrer, R., (1995). *Únava*. Praha: Victoria publishing.
- Smidt, G. L. (1990). *Gait in rehabilitation*. Churchill Livingstone.
- Sovová, E., Zapletalová, B., & Cipryanová, H. (2008). *100 + 1 otázek a odpovědí o chůzi, nejen nordické* (1st ed.). Praha: Grada Publishing.
- Svoboda, Z. & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace-systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31.
- Tong, R. J., Bell, W. W., Ball, G. G., & Winter, E. M. (2001). Reliability of power output measurements during repeated treadmill sprinting in rugby players. *Journal of Sports Sciences*, 19(4), 289-297.
- Trew, M., & Everett, T. (1997). *Human movement: An introductory text* (3rd ed.). New York: Churchill Livingstone.
- Valmassy, R. L. (1995). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St.Louis: C.V.Mosby.

- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Praha: Triton.
- Vojta, V. & Peters, A. (1995). *Vojtův princip*. Praha: Grada, Avicenum.
- Westerblad, H. H., Allen, D. G., Bruton, J. D., Andrade, F. H., & Lännergren, J. J. (1998). Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica*, 162(3), 253-260.
- Westerblad, H. H. & Allen, D. G. (2009). Cellular mechanisms of skeletal muscle fatigue. In C. A. Williams & S. Ratel, (Eds.), *Human muscle fatigue*. Oxon: Routledge.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis: An Introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.
- Williams, C. A. & Ratel, S. (2009). Definitions of muscle fatigue. In C. A. Williams & S. Ratel, (Eds.), *Human muscle fatigue*. Oxon: Routledge.
- Zemánková, M. (2007). *Pohyb nad zlato* (2nd ed.). Retrieved 21. 6. 2013 from World Wide Web:<http://zsf.osu.cz/kre/dokumenty/pohyb.pdf>.
- .