

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ VARIABILITY DYNAMICKÝCH PARAMETRŮ CHŮZE U MUŽŮ

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Magdaléna Chorvátová
Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.
Obor: specializace ve zdravotnictví - fyzioterapie
Olomouc 2012

Jméno a příjmení autora: Bc. Magdaléna Chorvátová

Název diplomové práce: Hodnocení variability dynamických parametrů chůze u mužů

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt: Cílem této diplomové práce bylo určení variability dynamických parametrů chůze u zdravých jedinců a posouzení kritérií, která variabilitu ovlivňují. Měřený soubor tvořilo 30 zdravých mužů s průměrným věkem $23,9 \pm 2,6$ let. Ke sběru dat byly použity dvě piezoelektrické plošiny Kistler, jejichž prostřednictvím byly získány parametry reakční síly podložky v oporové fázi chůzového cyklu u obou dolních končetin. Z naměřených dat vyplývá, že mezi pravou a levou dolní končetinou nebyly ve variabilitě parametrů nalezeny statisticky významné rozdíly. Mezi dvěma měřeními s odstupem jednoho týdne se variabilita parametrů významně neliší. Při hodnocení jednotlivých komponent reakční síly podložky byla nejvíce variabilní komponenta medio-laterální, nejméně variabilní komponenta vertikální. Z krátkodobého hlediska vykazovaly nejmenší reliabilitu časové parametry, reliabilita silových parametrů byla vyšší. Z dlouhodobého hlediska vykazují všechny parametry velmi dobrou reliabilitu.

Klíčová slova: analýza chůze, dynamika, variabilita, reakční síla podložky, Kistler

Diplomová práce byla zpracována v rámci řešení výzkumného grantu MŠMT ČR VZ 6198959221.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Magdaléna Chorvátová

Title of the master thesis: The assessment of variability of kinetic parameters of gait at men

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

The year of presentation: 2012

Abstract: The aim of this final work was to specify the variability of kinetic parameters of gait at healthy individuals and to assess the criteria influencing the variability. The measured group contained 30 healthy men of average age $23,9 \pm 2,6$ years. By means of two piezoelectric platforms Kistler that were used for the data collection we obtained the parameters of a ground reaction force in a support phase of a gait cycle for both lower extremities. The measured data imply that there were not any statistically significant differences in the variability of the parameters between right and left lower extremities. The variability of the parameters do not significantly differ between two measurements in the course of a week. The medio-lateral component was the most variable component and the vertical component was the least variable one at the assessment of the individual components of a ground reaction force. In a long-term perspective all the parameters show a very good reliability.

Keywords: gait analysis, kinetics, variability, ground reaction force, Kistler

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. a PhDr. Zdeňkovi Svobodovi, PhD. za pomoc a cenné rady, které mi poskytli při zpracování diplomové práce.

Dále za to, že diplomová práce mohla být řešena v rámci výzkumného grantu MŠMT ČR VZ 6198959221.

OBSAH

1. ÚVOD	8
2. SYNTÉZA POZNATKŮ.....	9
2.1. Chůze jako druh lokomoce a její centrální mechanismy řízení.....	9
2.1.1. Posturální reflexy a vzpřimovací reflexy.....	9
2.1.2. Vliv mozečku na řízení chůze.....	11
2.1.3. Vliv bazálních ganglií na řízení chůze.....	12
2.1.4. Vliv thalamu na řízení chůze.....	12
2.1.5. Vliv mozkové kůry na řízení chůze.....	13
2.1.6. Vliv vestibulárního aparátu na řízení chůze.....	14
2.1.7. Další faktory ovlivňující kvalitu chůze.....	14
2.2. Vývoj lokomoce v ontogenezi.....	14
2.3. Chůzový cyklus.....	15
2.3.1. Časoprostorové parametry chůzového cyklu.....	18
2.3.2. Detailní popis jednotlivých fází krokového cyklu dle názvosloví Whittle (2007).....	19
2.3.2.1. Initial contact.....	19
2.3.2.2. Loading response.....	20
2.3.2.3. Opposite toe off.....	20
2.3.2.4. Mid-stance.....	21
2.3.2.5. Heel rise.....	21
2.3.2.6. Opposite initial contact.....	22
2.3.2.7. Toe off.....	23
2.3.2.8. Feet adjacent.....	24
2.3.2.9. Tibia vertical.....	24
2.3.3. Pohyb horních končetin při chůzi.....	25
2.4. Chůze z hlediska dynamiky.....	25
2.4.1. Reakční síla podložky (ground reaction force).....	26
2.4.1.1. Vertikální komponenta GRF.....	26
2.4.1.2. Horizontální komponenty GRF.....	27
2.4.1.3. Moment síly.....	30
2.5. Variabilita provedení chůze.....	31
3. CÍLE A HYPOTÉZY.....	34

4. METODIKA.....	36
4.1. Charakteristika testovaného souboru.....	36
4.2. Průběh měření.....	36
4.3. Použité přístroje.....	36
4.4. Měřené parametry.....	37
4.5. Statistické zpracování dat.....	39
5. VÝSLEDKY.....	40
5.1. Relativní časové parametry v oporové fázi chůzového cyklu.....	40
5.2. Relativní silové parametry v oporové fázi chůzového cyklu.....	42
5.3. Relativní hodnoty silových impulzů v oporové fázi chůzového cyklu....	46
5.4. Variabilita relativních časových parametrů.....	51
5.5. Variabilita relativních silových parametrů.....	53
5.6. Variabilita relativních parametrů silových impulzů.....	55
5.7. Hodnocení krátkodobé stability parametrů.....	58
5.8. Hodnocení dlouhodobé stability parametrů.....	60
6. DISKUZE.....	62
7. ZÁVĚRY.....	68
8. SOUHRN.....	69
9. SUMMARY.....	70
10. REFERENČNÍ SEZNAM.....	72
11. SEZNAM ZKRATEK.....	78
12. SEZNAM GRAFŮ.....	79
13. SEZNAM OBRÁZKŮ.....	81
14. SEZNAM TABULEK.....	82
15. PŘÍLOHY.....	84

1. ÚVOD

Chůze je základní lokomoční pohyb člověka používaný v běžném denním životě. Proto je nutné získat o ní co nejvíce informací, znát faktory, které ji ovlivňují, a porozumět jim. Diagnostika chůze je nezbytnou součástí základního kineziologického vyšetření v léčebné rehabilitaci. Provedení chůze je pro každého člověka vysoce individuální, vždy však má za cíl vytvoření minimálních energetických nároků. Základní parametry chůze jsou ovlivněny mnoha faktory, např. věkem, aktuálním zdravotním stavem, psychickým stavem, kvalitou neuromuskulárního aparátu, pohlavím apod. Nezanedbatelný vliv mají i faktory zevního prostředí.

Fyziologickou součástí živých biologických systémů je přiměřená variabilita, která je nezbytným prvkem určujícím schopnost adaptace organismu na změnu prostředí (Newell & Corcos, 1993). Její ztráta může značit zdravotní problém, nemoc, stáří apod. Stejně tak nebezpečná je i příliš velká variabilita, která znamená instabilitu systému a je proto indikátorem pro riziko pádu.

Objektivní hodnocení variability může mít význam pro diagnostiku nebo kontrolu úspěšnosti terapie pohybového systému v léčebné rehabilitaci, dále pro vývoj a optimální seřízení protetických pomůcek nebo při výrobě vhodné ortopedické či sportovní obuvi, a také pro zlepšení techniky sportovců v různých sportovních odvětvích.

Existuje mnoho biomechanických metod, kterými lze chůzi objektivně vyhodnotit a s využitím jejich výsledků posoudit zdravotní stav vyšetřované osoby. K nejčastěji používaným patří kinematické a dynamické metody, dále pak měření velikosti a rozložení tlaků pod ploškou nohy a elektromyografické vyšetření.

Tato diplomová práce se zabývá určením variability dynamických parametrů chůze u zdravých jedinců a posouzením kritérií, která mají vliv na tuto variabilitu. Vychází z předpokladu, že pro možnost určení patologie pohybového aparátu, je nutné nejprve vědět, co je fyziologické.

2. SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1. Chůze jako druh lokomoce a její centrální mechanizmy řízení

Lokomoce je přesun těla z místa na místo. Může probíhat různými způsoby, např. plazením, lezením, bipedální chůzí či během. Snad nejvíce používaným typem lokomoce v životě lidského jedince je chůze. Chůzi lze definovat jako plynulý, vysoce koordinovaný, rytmický reciproční pohyb dolních končetin, při kterém je vždy jedna noha v kontaktu s podložkou a posouvá tělo zvoleným směrem (Trew & Everett, 1997). Slouží k uspokojení základních lidských potřeb, především k sebeobsluze a k sociální komunikaci (Véle, 2006).

Předpokladem veškeré hybnosti je reflexní svalový tonus, na kterém je vybudován systém posturálních a vzpřimovacích reflexů, souhrnně označovaných jako motorický systém polohy (opěrná motorika). Na řízení vzpřímeného držení těla se podílí retikulární formace, statokinetické čidlo a mozeček (konkrétně jeho vestibulární a spinální část). Opěrná motorika je pak základem motoriky cílené, označované také jako motorický systém pohybu, což jsou úmyslné pohyby. Motorický systém pohybu je řízen mozkovou kůrou, bazálními ganglii a korovým mozečkem. Důležité je, aby všechny řídicí okruhy měly dokonalé informace o stavu napětí všech svalů a o pohybu svalů v každém jednotlivém okamžiku. Vzpřímené držení je ovlivněno také polohou hlavy v prostoru. Informace o její poloze jsou získávány z Golgiho šlachových tělísek, svalových vřetének, taktilních receptorů, vestibulárního aparátu a zraku (Trojan, Druga & Pfeiffer, 1990).

2.1.1. Posturální reflexy a vzpřimovací reflexy

K posturálním reflexům řadíme svalový tonus, lokální statické reakce, segmentální statické reakce a celkové statické reakce (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).

- 1) **Svalový tonus** je zajištěn spinálními propioceptivními reflexy, podílí se na něm i činnost míšních interneuronů, γ -systému a retikulární formace. Při posturálních reakcích se uplatňuje především tonus extenzorů, který musí být doplňován přiměřenou činností flexorů, aby byly klouby dostatečně stabilizovány (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).

- 2) **Lokální statické reakce** jsou reakce, u nichž dochází vlivem dráždění taktilních receptorů a proprioreceptorů k odpovědi na téže končetině. Např. dráždění taktilních receptorů na plosce nohy a proprioreceptorů v mm. interossei při opoře nohy o podložku, což vyvolá reflexní zvýšení tonu svalů na té samé dolní končetině (dále jen DK) a ta se tak stává pevnou oporou pro tělo. Tento děj je patrný při každém kroku, kdy končetina ve fázi „heel strike“ (první kontakt paty s podložkou) přechází z fáze švihové do fáze oporové (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).
- 3) **Segmentální statické reakce** řídí na rozdíl od lokálních reakcí koordinaci svalstva více končetin. Uplatňuje se tedy vliv pohybu jedné končetiny na tonus svalstva končetiny protilehlé. Hlavní roli zde hrají informace získávané z proprioreceptorů. Příkladem je tzv. zkřížený extenzorový reflex, kdy flexe jedné končetiny je provázena extenzí druhé končetiny. Tento děj umožňuje zachování vzpřímeného stoje i rovnováhy a je základním prvkem charakterizujícím chůzový cyklus (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).

Při řízení lokálních a segmentálních reakcí se z vyšších etáží CNS uplatňuje zejména retikulární formace, ale základní stereotypní prvky chůze jsou řízeny spinální míchou. Rytmus chůze je řízen ze spinální míchy okrsky, zvanými „central pattern generators“. Tyto okrsky mají dvě funkce: řízení periodického opakování svalové činnosti („time-keeping“) a produkce specifických forem aktivace pro každý sval (Bronstein, Brandt & Woolacott, 1996).

- 4) **Celkové statické reakce** jsou nadřazené výše uvedeným statickým reakcím. Zajišťují tonus všech končetin i svalstva trupu. Jsou řízeny retikulární formací a vestibulárním aparátem. K těmto reakcím řadíme tonické šíjové reflexy, tonické labyrintové reflexy a fázické labyrintové reflexy.
- a) **Tonické šíjové reflexy** vznikají na základě informací z proprioreceptorů v šíjových svalech. Jsou to multisegmentální spinální reflexy, koordinované retikulární formací. Vliv pohybu hlavy na změny svalového tonu končetin a trupu má význam při udržování vzpřímené polohy.
- b) **Tonické labyrintové reflexy** jsou vybaveny drážděním statického čidla (saculus a utriculus). Poloha hlavy v prostoru dráždí toto čidlo a to má opět

vliv na řízení svalového tonu trupu a končetin. Proto se uplatňuje při posturálních a vzpřimovačích reakcích.

- c) ***Fázické labyrintové reflexy*** jsou vybaveny drážděním kinetického čidla (polokruhovitě kanálky) rotačním pohybem hlavy. Díky nim se udržuje vzpřímená poloha těla především při rychlých a složitých pohybech u chůze, běhu, otáčení, předklonu aj. Vychylování těžiště je automaticky zpětnovazebně kompenzováno, čímž se neustále adekvátně mění tonus příslušných svalových skupin a tím i vyrovnávací kompenzační pohyby.

Kinetické čidlo je také nezbytné pro fixační mechanismy oka na pozorovaný předmět při chůzi (Trojan, Druga & Pfeiffer, 1990).

S posturálními reflexy těsně souvisí reflexy vzpřimovací. Ty zajišťují, vzpřímenou polohu těla nejen ve stoji, ale také při různých pohybech, např. chůzi, běhu, pracovních činnostech atd. Při těchto pohybech dochází k různému vychylování těžiště těla. Aby nedošlo k pádu, musí být poloha všech segmentů neustále korigována (Trojan, Druga & Pfeiffer, 1990).

U člověka hraje při pohybu významnou roli spolupráce retikulárního systému, mozečku, bazálních ganglií a kortexu. Vstupy do těchto oblastí přichází z taktilních exteroceptorů, proprioreceptorů, svalových a šlachových receptorů, z vestibulárního aparátu a z oka. Informace o poloze a pohybu těla je zpracována především nevědomě podkorovými systémy CNS, ale také vědomě mozkovou kůrou. Centrum subjektivního vnímání rovnováhy je uloženo v temporálním laloku blízko sluchové oblasti (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

2.1.2. Vliv mozečku na řízení chůze

Mozeček zajišťuje časoprostorovou orientaci a má schopnost tzv. dopředné vazby (*feed forward*), která umožňuje krátkodobě předpovědět vliv podmínek zevního prostředí. Ve vztahu k aktuálním situacím tohoto prostředí pak průběžně koordinuje a koriguje daný pohyb. Rozhoduje o tzv. timingu svalů v průběhu pohybu, čímž je pohyb plynulý a také ekonomický (Véle, 2006). S tímto souvisí také vliv na svalový tonus, při čemž poškození mozečku se projevuje mimo jiné svalovou hypotonií, poruchou cílení pohybu a ataktická chůze (Opavský, 2003).

2.1.3. Vliv bazálních ganglií na řízení chůze

K bazálním gangliím řadíme striatum (ncl. caudatus a putamen), globus pallidus a claustrum. Dále se sem přiřazují ještě struktury, které ovlivňují striatopallidový komplex - ncl. subthalamicus a substantia nigra (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005). Tyto struktury ovlivňují svalový tonus a vybírají potřebné pohybové vzory uložené v mozkové kůře. Při poruše bazálních ganglií vznikají dva syndromy, hyperkineticko-hypotonický a hypokineticko-hypertonický (Véle, 2006).

1) Hyperkineticko-hypotonický syndrom

Vzniká při poškození striata a jsou pro něj charakteristické nadměrné nepřírozené a neúčelné pohyby a snížení svalového tonu. Patří sem chorea, atetóza, balismus, hemibalismus, myoklonie. Všechny tyto pohyby pak narušují průběh lokomoce (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).

2) Hypokineticko-hypertonický syndrom (Parkinsonův)

Vzniká při poškození substantia nigra a je charakterizován zvýšeným svalovým tonem (rigiditou), snížením hybnosti, hypomimií, klidovým tremorem a flekčním držením těla. Pro tyto pacienty je těžké rychle začít jakýkoli pohyb. Při chůzi vážne přenos hmotnosti na stojnou dolní končetinu. Pacient začíná malými krůčky, které se pak zrychlují vlivem setrvačné hmoty těla (jakoby chtěl dohnat své těžiště) a při tom chybí souhyb horních končetin. Typický je tzv. „freezing“ čili zastavení („zamrznutí“) před nějakou překážkou, např. před prahem u dveří (Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).

2.1.4. Vliv thalamu na řízení chůze

Thalamus je struktura, která přijímá informace z míchy, mozkového kmene, mozečku, z bazálních ganglií a z mozkové kůry a převádí je zpět do bazálních ganglií a neokortexu. Motorické funkce ovlivňují jádra ncl. ventralis anterior, ncl. ventralis lateralis a nespecifická jádra thalamu. Tato thalamická jádra ovlivňují akrální motoriku a při jejich poškození vzniká mírná ataxie (Trojan, S., Druga, R. & Pfeiffer, J., 1990; Véle, 2006).

2.1.5. Vliv mozkové kůry na řízení chůze

V mozkové kůře vznikají programy pro volní pohyby. Motorické funkce mozkové kůry těsně souvisí s činností bazálních ganglií, mozečku, subkortikálních motorických jader, retikulární formace a spinální míchy. Pro iniciaci a realizaci pohybů má velký význam právě tato souhra corticosubcortikálních systémů. Korová výstupní informace vedená corticospinální drahou je od počátku korigována aktuálním stavem efektoru a systémem zpětných vazeb řízených mozečkem, retikulární formací a bazálními ganglii. Korové pohyby jsou celkově pomalé, a proto je lze opravovat zpětnovazebnými mechanismy. Oproti tomu rychlé pohyby jsou automatické a naučené pohyby a jsou realizované zejména mozečkem.

Na samém počátku vzniká nejprve idea o pohybu, která pak vyústí ve vůli pohyb provést. V tomto počátku jsou aktivní struktury lymbického systému a frontálního laloku. Taktiku provedení pohybu řídí asociační korové oblasti. Okruh asociační kůra – bazální ganglia – motorická jádra talamu – premotorická a suplementární motorická area má význam pro startování pohybu. Okruh asociační kůra – nucleus pontis – mozeček – nucleus ventralis lateralis v talamu – motorická kůra (area 4) řídí předprogramování a kontrolu probíhajícího pohybu. Kromě toho premotorická oblast kontroluje aktivitu axiálního svalstva a proximálního svalstva končetin, což je důležité pro nastavení postury. Aktivitu akrálního svalstva zajišťuje primární motorická oblast (area 4).

Přímé spojení mezi kůrou a spinální míchou zajišťuje jednoneuronová corticospinální dráha. Při poškození v průběhu této dráhy (nejčastěji porucha řečiště a. cerebri media) a spolu s ní i přidružených extrapyramidových okruhů, vzniká obraz spastické hemiparézy s Wernicke-Mannovým držením, kdy je horní končetina ve flekčním postavení a stejnostranná dolní končetina v extenčním postavení. Takto postižený pacient není schopen flektovat dolní končetinu, a proto se při chůzi objevuje cirkumdukce v kyčelním kloubu. Pokud je léze v povodí a. cerebri anterior, vzniká klinický nález na dolní končetině, která je opět ve spastickém extenčním držení, což se projeví při chůzi taktéž cirkumdukcí v kyčelním kloubu.

Pokud dojde k lézi čistě v corticospinální dráze (např. v oblasti primární motorické kůry), objeví se naopak místo spasticity hypotonie, pohyby budou pomalejší a bude nižší motivace k pohybu.

Neurony corticospinální dráhy jsou aktivní během švihové fáze. Ovlivňují elevaci končetiny k překonání překážky a také umístění nohy na podložku (Bronstein, Brandt & Woolacott, 1996).

2.1.6. Vliv vestibulárního aparátu na řízení chůze

Celý vestibulární systém slouží k registraci lineárního a úhlového zrychlení hlavy, čímž se podílí mimo jiné na udržení rovnováhy a reguluje svalový tonus, zejména extenzorů. Jeho periferní částí je statokinetické čidlo, které sestává ze dvou váčků - saculu a utriculu (statické čidlo) a tří polokruhovitých kanálků (kinetické čidlo).

Uvnitř váčků se nachází receptory registrující polohu hlavy vzhledem k působení gravitace a při lineárním zrychlení. Z utriculu přichází informace o pohybech hlavy dopředu, dozadu a do stran v horizontálním směru. Saculus registruje pohyby hlavy ve vertikálním směru, tedy nahoru a dolů.

Kinetické čidlo tvoří tři navzájem kolmé polokruhovité kanálky, které začínají a končí v utriculu. Smyslové buňky těchto kanálků jsou drážděny při úhlovém zrychlení, čili při rotačních pohybech hlavy, v případě, že je daný kanálek v rovině rotace.

U poruch vestibulárního aparátu se objevují odchylky od přímého směru chůze při vyřazení zrakové kontroly.

2.1.7. Další faktory ovlivňující kvalitu chůze

Kromě centrálního řízení se na stereotypu chůze podílí i jiné vnitřní a zevní faktory. Patří k nim kvalita propioceptivní aference, rozsah pohybu v kloubech, sklon pánve, postavení páteře a končetin, výkon kardiovaskulárního a pulmonálního systému, emoční rozpoložení, bolestivé aference a mnoho dalších. Díky těmto faktorům je chůze každého člověka po stránce kvality individuální.

2.2. Vývoj lokomoce v ontogenezi

Posturální ontogeneze člověka je sled na sebe navazujících vývojových stádií na končetinách a trupu, které v konečném důsledku vyústí ve vertikalizaci a bipedální lokomoci. Nezbytná je při tom správná funkce smyslů a zrání a funkčnost nervové soustavy.

Základ zkříženého vzoru lokomoce ve vertikále se objevuje kolem 4,5 měsíce, kdy si dítě nakročí jednou dolní končetinou. S tím souvisí i kraniální zešíkmení pánve ve frontální rovině na straně této končetiny a tomu odpovídající změna zakřivení

bederní páteře ve frontální rovině, kdy se na straně nakročené DK vytvoří v bederní páteři konkávní zakřivení. Obratle se při tom chovají tak, že jejich těla rotují směrem do této konkavity a spinózní výběžky do konvexity. Opora tedy spočívá na této dolní končetině a na kontralaterální horní končetině.

Další důležitou fází ve vertikalizaci je šikmý sed, který by zdravé dítě mělo zvládnout v 7,5 měsících. V této chvíli záleží na jeho motivaci, jaká bude jeho další činnost. Buď se posadí do volného sedu, nebo si může nakročit jednou dolní končetinou a dostat se do polohy na čtyři. V 8. – 9. měsíci se objevuje lezení po čtyřech, při čemž jedny kontralaterální končetiny jsou opěrné a druhé fázické. Je tedy patrný zkřížený vzor lokomoce a na počtu bodů opory záleží, jestli se bude tělo pohybovat dopředu, zastaví nebo změní směr.

V 9. měsíci, kdy je dítě schopno koordinovaného lezení po čtyřech, se může pomocí horních končetin ve zkříženém vzoru vytáhnout do stoje. Zhruba v 10. měsíci je schopné chůze stranou s přidržováním se nábytkem, což se označuje jako kvadrupedální chůze ve vertikále. Je realizovaná ve frontální rovině přes abdukci a addukci v kyčelních kloubech.

Ve 12. měsíci je zdravé dítě obvykle schopné vykonat několik kroků ve volném prostoru z vlastní iniciativy, nicméně tento věk není pravidlem. Některé zdravé děti mohou začít takto chodit až ve 14. či 16. měsíci. Od této chvíle je dítě schopno tzv. sociální bipedální chůze.

Vyzrálá vzpřímená chůze se objevuje až kolem 4 let. Má cyklický a reciproční charakter, čili probíhá v rozdílných fázích a se střídáním stran. Pro vytvoření vzpřímené chůze člověk potřebuje automatické řízení držení těla (k tomu je zapotřebí intaktní CNS a volná intersegmentální rotace obratlů), dále druhově specifické vzpřimovací mechanismy trupu a cílený chůzový pohyb končetin (RL-CORPUS, 2011; Vojta & Peters, 2010).

2.3. Chůzový cyklus

Při popisu chůze rozlišujeme „krok“ (*step*) a „dvojkrok“ (*stride*). Krok je pohyb, který začíná kontaktem paty s podložkou a končí odvinutím palce té samé DK od podložky. Pokud následují po sobě dva kroky a každý je jedenkrát vykonán kontralaterální dolní končetinou, jedná se o „dvojkrok“ nebo tzv. chůzový cyklus. Za počátek chůzového cyklu se považuje u zdravých lidí kontakt paty jedné dolní

končetiny a jako konec kontakt paty ipsilaterální dolní končetiny (Kirtley, 2006). Je rozdělen na dvě základní fáze – oporovou (*stance phase*) a švihovou (*swing phase*). Oporová fáze zaujímá 60 % cyklu, začíná kontaktem paty s podložkou a končí odlepením palce ipsilaterální DK. Švihová fáze tvoří 40 % cyklu, začíná odlepením palce a končí úderem paty ipsilaterální DK.

Oporová fáze pro každou dolní končetinu je 60 %, takže z výpočtu $2 \times 60 = 120$ vyplývá, že 20 % tvoří fáze dvojí opory, kdy jsou současně obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou. Podle Whittle (2007) rozlišujeme končetinu „vedoucí“ (*leading leg*), která byla právě položena na podložku, a „následující“ (*trailing leg*), která se právě chystá odlepit. Fáze dvojí opory má část iniciální a terminální. V iniciální se hmotnost přesunuje z kontralaterální na ipsilaterální DK a v terminální z ipsilaterální na kontralaterální DK. Při zrychlování chůze se fáze dvojí opory zkracuje a při běhu je nulová (Kirtley, 2006).

Cyklus chůze se dále dělí dle různých autorů na několik dalších fází:

Dělení dle Vaughana (Kolář et al., 2010)

1. Úder paty – „heel strike“
2. Kontakt nohy – „foot flat“
3. Střed oporové fáze – „midstance“
4. Odvinutí paty – „heel off“
5. Zrychlení – „acceleration“
6. Střed švihové fáze – „midswing“
7. Zpomalení – „deceleration“

Dělení dle Whittle (2007)

1. Počáteční kontakt – „Initial contact“
2. Odvinutí palce opačné DK – „Opposite toe off“
3. Odvíjení paty – „Heel rise“
4. Počáteční kontakt opačné DK – „Opposite initial contact“
5. Odvinutí palce – „Toe off“
6. Míjení chodidel – „Feet adjacent“
7. Fáze vertikálního postavení tibie – „Tibia vertical“

Oporová fáze začínající počátečním kontaktem a končící fází „toe off“ je dále rozdělena na:

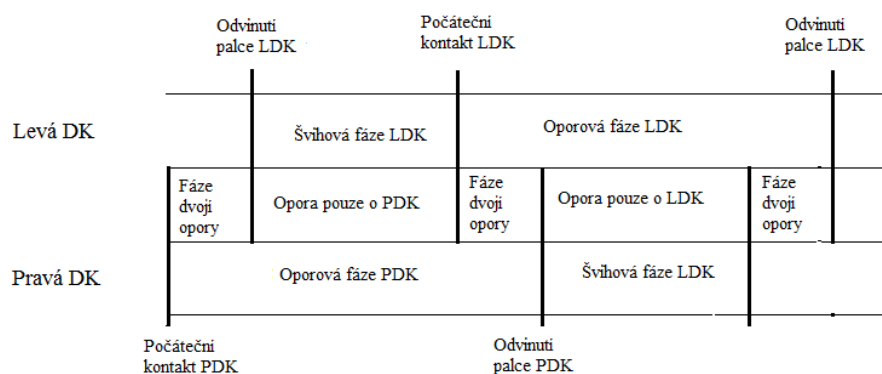
1. Postupné zatížení – „Loading response“
2. Mezistoj – „Mid-stance“
3. Konečná fáze stoje – „Terminal stance“
4. Předšvih – „Pre-swing“

Švihová fáze, která začíná „toe off“ a končí iniciálním kontaktem, se dále dělí na:

1. Počátek švihu – „Initial swing“
2. Mezišvih – „Mid-swing“
3. Konečná fáze švihu – „Terminal swing“

Z hlediska procentuálního zastoupení v chůzovém cyklu podle Perry (1992) zaujímá „loading response“ 0 – 10 %, „mid-stance“ 10 – 30 %, „terminal stance“ 30 – 50 %, „pre-swing“ 50 – 60 %, „initial swing“ 60 – 70 %, „midswing“ 70 – 85 % a „terminal swing“ 85 – 100 %.

Obr. 1. Timing chůzového cyklu (upraveno podle Whittle, 2007)



Svaly DKK pracují během oporové fáze v uzavřeném kinematickém řetězci. Pohyb systému v prostoru může vyvolat pouze vnější síla, čili reakční síla podložky. Tzv. vnitřní síla, tedy síla svalů, je schopna pouze měnit vzájemné postavení segmentů těla, ale není schopna vyvolat pohyb systému. Jelikož podle třetího Newtonova zákona akce vyvolává reakci a reakční síla podložky vzniká jako reakce síly svalů působících

v uzavřeném kinematickém řetězci, je lokomoce vyvolána silou svalů prostřednictvím reakční síly podložky (Vařeka & Vařeková, 2009). „Ve švihové fázi pracují svaly DKK v otevřeném kinematickém řetězci a udílejí volným segmentům zrychlení, čímž ovlivňují frekvenci kroků či rovnovážné reakce“ (Vařeka & Vařeková, 2009, 57).

2.3.1. Časoprostorové parametry chůzového cyklu

Rytmus (frekvence) je počet kroků za určitou dobu, obvykle užívanou jednotkou je počet kroků za minutu. Je třeba si uvědomit, že krok je jen polovina cyklu, čili kadence není počet cyklů za minutu (Whittle, 2007). Kirtley (2006) dále uvádí, že tento parametr je úměrný délce dolní končetiny – čím je končetina delší, tím je rytmus pomalejší. S tím souvisí i fakt, že obecně ženy, které jsou menší než muži, mají v průměru větší kadenci. Děti mívají kadenci až do 180 kroků/min, což se s přibývajícím růstem zpomaluje.

Rychlost chůze definuje Whittle (2007) jako vzdálenost, kterou urazí celé tělo za určitý čas. Každý z nás má svou vlastní přirozenou rychlost, která je ovlivňována různými vnějšími i vnitřními podmínkami a člověk by měl být schopen rychlost měnit podle aktuální potřeby, např. aby se vyhnul kolizi s překážkami. Lze ji vyjádřit jako podíl vzdálenosti a času, pak je jednotkou m.s^{-1} . Whittle (2007) uvádí, že průměrnou rychlost lze vypočítat také z frekvence a délky dvojkroku podle vzorce:

$$\text{Rychlost (m/s)} = \text{délka dvojkroku (m)} \times \text{frekvence (kroky/min)} / 120$$

Trvání chůzového cyklu (cycle time) je další časový parametr, který je nepřímo úměrný frekvenci, lze jej tedy vypočítat ze vzorce

$$\text{Cycle time (s)} = 120 / \text{frekvence (kroky/min)}$$

Délka kroku (step length) je vzdálenost mezi počátečními kontakty kontralaterálních dolních končetin. Krok se rozlišuje na pravý a levý, podle toho jaká končetina je vpředu. S tímto parametrem souvisí i *délka dvojkroku* (stride length) čili jednoho chůzového cyklu, který je tvořen součtem délky pravého a levého kroku.

Šířka kroku (báze) je vzdálenost mezi vnitřními liniemi chodidel. Měří se mezi středy zadních částí pat nebo mezi středy vnitřních kotníků. Obvykle se jako jednotka

používají milimetry. Šířka báze vypovídá o stabilitě člověka. Čím se cítí člověk nestabilnější, tím je jeho báze širší (Whittle, 2007).

Whittle (2007) se dále zmiňuje o *úhlu chodidla*, který je svírán mezi přímou linií a linií chodidla v kontaktu se zemí.

2.3.2. Detailní popis jednotlivých fází krokového cyklu dle názvosloví Whittle (2007)

2.3.2.1. Initial contact

Hlezenní kloub se v této fázi nachází v neutrálním postavení, v subtalárním kloubu dochází k přechodu z mírné supinace do pronace, která je vyvolaná kontaktem laterálního výběžku hrbolu patní kosti. Vařeka a Vařeková (2009) uvádí, že pronace v subtalárním kloubu vyvolá následnou addukci talu a vnitřní rotaci bérce, s čímž souvisí pohyb do flexe v kolenním kloubu.

M. tibialis anterior je aktivní po celou dobu švihové fáze a na počátku kontaktu s povrchem a udržuje tak dorzální flexi v hlezenním kloubu, která je důležitá pro počáteční kontakt paty s podložkou. Véle (2006) upozorňuje na aktivitu peroneálních svalů, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus, které taktéž zabraňují spadnutí špičky. Koleno je v mírné flexi, která je udržována díky aktivitě m. quadriceps femoris a hamstringů, čímž se chůze stává ekonomičtější. V kyčli je během švihové fáze před počátečním kontaktem dosaženo nejprve maximální flexe (zhruba 30°) a při počátečním kontaktu se tato flexe mírně sníží. Hamstringy se aktivují ke konci švihové fáze, aby při kontaktu nohy nedošlo k hyperextenzi kolene. Tyto svaly společně s m. gluteus maximus pak provádí extenzi v kyčelním kloubu (Whittle, 2007).

M. gluteus maximus a hamstringy se koncentricky kontrahují a produkují tzv. vnitřní extenční moment síly v kyčelním kloubu. V kolenním kloubu naopak vzniká díky kontrakci hamstringů vnitřní flekční moment, který slouží jako prevence hyperextenze na konci švihové fáze. Směr vektoru reakční síly podložky (ground reaction force, GRF) je vertikální a sklopený lehce dozadu (Whittle, 2007). Dle autorů Vařeka a Vařeková (2009) směřuje vektor GRF zevně od osy subtalárního kloubu.

Během oporové fáze dochází v páteři k torznímu pohybu a k mírnému vychýlení trupu nad oporovou DK. Aktivují se hlavně hluboké rotátory, které otáčí obratle protisměrně na obou koncích páteře (Véle, 2006).

2.3.2.2. Loading response

V této fázi dochází v hlezenním kloubu postupně k plantární flexi díky excentrické kontrakci m. tibialis anterior. Současně s tím dochází v tomto kloubu také k pronaci nohy a vnitřní rotaci tibie. V kolenním kloubu se mírně zvětšuje flexe, která je bržděna excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. V kyčelním kloubu dochází k extenzi vlivem kontrakce m. gluteus maximus a hamstringů (Whittle, 2007).

Vnitřní momenty sil v kyčelním a kolenním kloubu jsou v této fázi podobné jako ve fázi předchozí. Jelikož je vektor GRF za hlezenním kloubem, vzniká v tomto kloubu tzv. vnější plantiflekční moment síly. Ten je korigován působením vnitřního dorziflekčního momentu m. tibialis anterior, který pracuje excentricky, aby zbrzdil pád špičky nohy na zem. Velikost vektoru GRF v této fázi vzroste a vektor směřuje mírně vzad oproti vertikále (Whittle, 2007).

2.3.2.3. Opposite toe off

Tato fáze je přechodem mezi fází mezi obdobím dvojí opory a „mezistojem“ nebo také počátek opory o jednu DK. V hlezenním kloubu dochází k plantární flexi a k plnému kontaktu plosky s podložkou. Jakmile dojde k plnému kontaktu plosky, vytvoří se punctum fixum na distálním konci dolní končetiny a vlivem pohybu tibie přes tuto stacionární část začne v hlezenním kloubu dorzální flexe. V kolenním kloubu je nadále mírné flekční postavení, které trvá během oporové fáze až do období mezistoje. V kyčelním kloubu je v této fázi 25° flexe, při čemž končetina pokračuje dále do extenze vlivem koncentrické kontrakce m. gluteus maximus a hamstringů (Whittle, 2007).

Z hlediska působících sil je v kyčelním kloubu stále vnitřní extenční moment síly. Vektor GRF se nachází za kolenním kloubem, čímž dochází v tomto kloubu k vnějšímu flekčnímu momentu síly, kterému však brání svou aktivitou extenzory, především m. quadriceps femoris. Vektor se pak postupně přesouvá dopředu před hlezenní kloub a způsobí, že vnitřní dorziflekční moment síly v tomto kloubu bude menší a postupně se změní ve prospěch momentu síly plantárních flexorů (Whittle, 2007).

2.3.2.4. Mid-stance

V hlezenním kloubu dochází k dorzální flexi, kterou brzdí excentrickou kontrakcí m. triceps surae. Véle (2006) uvádí, že během této fáze je m. tibialis posterior nejaktivnější a zabraňuje everzi a pronaci nohy. Kolenní kloub dosáhne v této fázi maximální flexe v oporové fázi a následně začne extendovat vlivem koncentrické kontrakce m. quadriceps femoris. Maximální flexe je dosaženo mezi 15 % a 20 % chůzového cyklu. Její velikost je variabilní, záleží na rychlosti chůze a dalších individuálních podmínkách. Nejčastěji se pohybuje mezi 10° a 20°. V kyčelním kloubu stále pokračuje extenze, navíc se koncentricky aktivují abduktory kyčle, zejména m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae, aby nedošlo k poklesu pánve na straně švihové dolní končetiny (Whittle, 2007; Véle, 2006).

V průběhu této fáze poklesne vnitřní extenční moment síly v kyčelním kloubu a je nahrazen momentem působícím v opačném směru. Vektor GRF se stále nachází za kolenním kloubem a způsobuje vnější flekční moment síly, proti kterému působí vnitřní extenční moment. Podle Perry (1992) nepůsobí v tuto chvíli celý m. quadriceps femoris, ale pouze m. vastus lateralis, intermedius a medialis. V hlezenním kloubu roste plantiflekční moment síly, který je způsoben excentrickou aktivitou m. triceps surae. Vektor síly se posunuje k přednoží (Whittle, 2007).

2.3.2.5. Heel rise

V hlezenním kloubu je dosaženo maximální dorziflexe, po které začíná flexe plantární. Při zvedání paty nad podložku dochází v metatarsophalangeálních kloubech prstců k extenzi. V průběhu fáze dochází k posunu vektoru GRF k přednoží a před kolenní kloub. Současně s tím probíhá i plantární flexe v hlezenním kloubu a tento souhyb bývá nazýván jako „plantarflexion/knee extension couple“, což je důležitá fáze pro popis některých patologických chůzí. V kyčli dále pokračuje extenze, která dosáhne maxima ve fázi „opposite initial contact“. Nadále jsou aktivní abduktory kloubu, aby stabilizovaly pánev (Whittle, 2007).

Vnitřní svaly nohy, se aktivují zejména při rychlejší chůzi na boso, zejména v písku nebo jiném podobném terénu. Tyto svaly jsou důležité pro „uchopení“ povrchu.

Při chůzi v botách jejich aktivita není tak velká, a proto se snižuje i pohyblivost nožní klenby (Véle, 2006).

Během této fáze se podle Whittle (2007) objeví v kyčelním kloubu i flekční moment síly, pravděpodobně kvůli kontrakci m. adductor longus a m. rectus femoris a protažením vazů kloubu při extenzi, které absorbovaly tuto sílu. V kolenním kloubu přestává působit kontrakce m. quadriceps femoris před odvinutím paty a vnitřní moment síly v koleni se mění z extenčního na flekční. Podle Perry (1992) je to způsobeno tím, že se horní polovina těla posouvá dopředu rychleji než tibie. Pokud by byl hlezenní kloub úplně volný, docházelo by v něm při pohybu horní části těla dopředu stále k dorziflexi. Nicméně kontrakce m. triceps surae zpomaluje pohyb tibie vpřed, takže když při pohybu femuru dopředu vzniká v kolenním kloubu vnější extenční moment síly, proti kterému pracuje vnitřní flekční moment. V hlezenním kloubu stále roste vnitřní dorziflekční moment tak, jak se zvyšuje míra kontrakce m. triceps surae (Whittle, 2007).

2.3.2.6. Opposite initial contact

V této fázi dochází v hlezenním kloubu k plantární flexi vlivem koncentrické kontrakce m. triceps surae. V metatarzofalangeálních kloubech probíhá extenze a napíná se plantární fascie. Noha dosahuje maximálního supinačního postavení a tibie je v zevní rotaci. Tato kombinace pohybů vede ke zpevnění metatarzofalangeálních kloubů a noha je tak stabilní. Kolenní kloub se flektuje a vektor GRF se posouvá za něj. M. rectus femoris se začíná kontrahovat excentricky, aby zamezil příliš rychle flexi. V kyčelním kloubu je dosaženo maximální extenze (obvykle mezi 10° až 20°) a poté se začíná tento kloub flektovat. Primárním flexorem je při tom m. adductor longus, který provádí tento pohyb ve spolupráci s působením gravitace a napětím předeprnutých vazů příslušného kloubu (Whittle, 2007).

Během konečné fáze opory dosáhne vnitřní flekční moment síly v kyčelním kloubu svého vrcholu. To je pravděpodobně způsobeno vlivem m. adductor longus, napětím v kloubních vazech a gravitací, jak již bylo zmíněno výše. Kolenní kloub se dostává před vektor GRF, čímž se mění vnější extenční moment na flekční, a proto se změní i momenty vnitřních sil z flekčního na extenční. Flexi v kolenním kloubu omezuje svojí excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Ve vztahu k hlezennímu kloubu se vektor GRF nalézá vpředu, takže oproti vnějšímu dorziflekčnímu momentu pracuje vnitřní plantiflekční moment, produkovaný koncentrickou kontrakcí m. triceps

surae. Výsledkem je vytvoření největší síly z celého průběhu chůzového cyklu, díky níž dosáhne dolní končetina potřebného zrychlení a přejde do švihové fáze (Whittle, 2007).

2.3.2.7. Toe off

Touto fází končí oporová fáze dolní končetiny. Hlezenní kloub dosáhne maximální plantární flexe až těsně po přechodu z „toe off“ do švihové fáze. Kontrakce m. triceps surae končí a nastupuje aktivace m. tibialis anterior, aby bylo v kloubu dosaženo neutrálního postavení během švihové fáze. Vařeka a Vařeková (2009) rozdělují konec oporové fáze na období aktivního odrazu a období pasivního odlepení. V období aktivního odrazu dosahuje kolenní kloub maximální extenze za celý chůzový cyklus (zhruba 3° flexe) a v období pasivního odlepení pokračuje do flexe. Whittle (2007) dále poukazuje na to, že kolenní kloub dosáhl zhruba poloviční flexe oproti maximální flexi ve švihové fázi. Tomu napomáhá i poloha vektoru GRF, který je za kloubem. Hlavní příčinou pokračování flexe je pak flektování kyčelního kloubu, protože celá dolní končetina začne fungovat jako „dvojitě kyvadlo“: když se bude aktivně vlivem kontrakce m. rectus femoris a m. adductor longus zvětšovat flexe v kyčelním kloubu, bude docházet k flexi v kloubu kolenním, kterou bude excentricky brzdít m. quadriceps femoris. „Dvojitě kyvadlo“ vede k vnějšímu flekčnímu momentu síly v kolenním kloubu, oproti němuž je vnitřní extenční moment excentricky se kontrahujícího m. quadriceps femoris, který flexi kolene brzdí. Tak jak se zmenšuje velikost GRF, klesá i vnitřní plantiflekční moment síly v hlezenním kloubu.

Na počátku švihové fáze se aktivují m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve) a m. sartorius. Whittle (2007) zmiňuje ještě aktivaci m. adductor longus. Podle Véleho (2006) tedy dochází v kyčelním kloubu k mírné addukci, flexi a zevní rotaci.

V kotníku se na počátku švihu aktivuje m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. Zhruba ve fázi „tibia vertical“ se aktivita těchto svalů podle Véleho (2006) sníží a zvýší se až v konečné fázi před počátečním kontaktem.

Během celé švihové fáze jsou kladeny nároky na horizontální udržení pánve, protože ta má tendenci na straně švihové DK poklesnout, jelikož ztratila jeden bod opory. Tento pokles vyrovnávají svojí aktivitou abduktory oporné DK, zejména m.

gluteus medius, a na straně švihové DK m. quadratus lumborum a m. iliopsoas (Véle, 2006).

Pánev se podle Véleho (2006) otáčí směrem k oporové DK a ramenní pletenec rotuje na opačnou stranu. Tím vzniká v páteři torzní pohyb s hypomochlionem ve výši osmého hrudního obratle (dle některých jiných autorů v thorako-lumbálním přechodu). Svaly aktivní v oblasti páteře jsou: mm. semispinales, mm. rotatores, mm. multifidi, m. obliquus abdominis externus na straně, kam se pánev otáčí a m. obliquus abdominis internus na opačné straně a mm. erector spinae.

2.3.2.8. Feet adjacent

Jedná se o přechod z počáteční švihové fáze do „mezišvihu“. Je to doba, kdy švihová DK míjí oporovou DK. V hlezenním kloubu dochází k pohybu z plantární flexe do dorzální flexe, aby mohla být zaujatá neutrální poloha na konci švihové fáze. Tento pohyb je výsledkem aktivace m. tibialis anterior. Noha zůstává v lehké supinaci až do fáze počátečního kontaktu paty s podložkou. Flexe kolenního kloubu je, jak je již uvedeno výše, zapříčiněna flexí v kloubu kyčelním. Maximální úhel, kterého kolenní kloub takto dosáhne, je obvykle mezi 60° a 70°. Jakmile se chodidla minou, bude následovat v kloubu opět extenze. Kyčelní kloub je flektován do 20° díky kontrakci m. iliopsoas (Whittle, 2007).

V kyčelním kloubu je stále vnitřní flekční moment síly způsobený kontrakcí m. rectus femoris, m. adductor longus a m. iliopsoas a také vlivem gravitace a elasticity předepjatých vazů kloubu. Mezi fázemi „toe off“ a „feet adjacent“ je v kolenním kloubu stále malý vnitřní extenční moment síly, produkováný m. rectus femoris, který brání příliš rychlé flexi kloubu. Tento moment síly je pozůstatkem reakce na předchozí vnější flekční moment převedený z kyčelního kloubu (Whittle, 2007).

2.3.2.9. Tibia vertical

Pro tuto fázi je charakteristické, že se tibie nachází ve vertikálním postavení vůči podložce, k čemuž dochází na konci švihové fáze. Aktivitou m. tibialis anterior je noha udržována v pozici mírné plantární nebo dorzální flexe – zejména před kontaktem paty s podložkou. Kolenní kloub přechází do extenčního postavení před iniciálním kontaktem spíše pasivně. Brzděním flexe kyčelního kloubu dochází k extenzi

v kolenním kloubu vlivem setrvačnosti (princip „dvojitého kyvadla“). Tento pasivní švih je brzděn excentrickou kontrakcí hamstringů, které tak ochrání kloub před hyperextenzí na konci švihové fáze. V kyčelním kloubu ve fázi „tibia vertical“ flekční pohyb končí a následuje příprava na pohyb do extenze před počátečním kontaktem (Whittle, 2007).

Z hlediska působících sil roste v kyčelním kloubu vnitřní extenční moment díky kontrakci hamstringů a m. gluteus maximus. V kolenním kloubu narůstá vnitřní flekční moment vlivem kontrakce hamstringů, které tak předchází hyperextenzi kloubu. V hlezenním kloubu je moment síly zanedbatelný (Whittle, 2007).

2.3.3. Pohyb horních končetin při chůzi

Horní končetiny jsou podle zkříženého vzoru z posturální ontogeneze v pohybu do kontralaterálního směru oproti dolním končetinám. Tyto švihové pohyby se považují za vyrovnávací, aby nedocházelo k nadměrným rotacím trupu (Véle, 2006).

Koordinace mezi horními končetinami je zajištěna horizontálními segmentálními komisurálními spoji v míše. Recipročně při tom aktivace jednoho svalu vyvolá relaxaci stejného svalu na druhé horní končetině. Koordinaci mezi horními a dolními končetinami zajišťují vertikální intersegmentální míšní spoje a tím je umožněn právě zkřížený pohyb mezi končetinami (Véle, 2006).

2.4. Chůze z hlediska dynamiky

Biomechanické metody, které jsou využívány pro analýzu chůze, můžeme rozdělit do dvou základních skupin – kinematické a dynamické. Kinematika popisuje pohyb tělesa v prostoru bez ohledu na síly, které pohyb způsobují. Pohyb charakterizuje pomocí kinematických veličin, kterými jsou např. čas, dráha, rychlost atd. Zkoumá tak změny poloh a orientace segmentů těla v prostoru, velikosti úhlových změn mezi segmenty, které odpovídají lineární a úhlové rychlosti a zrychlení segmentů těla. (Kolář, 2009). Dynamická analýza popisuje příčiny pohybu, tedy síly, a jejich účinky. K tomu využívá silové (dynamometrické) plošiny, které měří velikost a směr vektorů reakční síly podložky při kontaktu s jejím povrchem, tedy při stejné fázi chůze.

Cílem této práce je analýza dynamických parametrů chůze, proto se v následujícím textu zaměřím na dynamickou metodu.

2.4.1. Reakční síla podložky

Ze třetího Newtonova pohybového zákona akce a reakce vyplývá, že každá dvě tělesa na sebe působí vzájemně stejně velkými silami opačného směru. V klidném stoji působí tělo přes plošku nohy na podložku tíhovou silou, danou jeho hmotností a v opačném směru jako reakce na tuto sílu vzniká stejně velká reakční síla (GRF). Tlak není vyvíjen celou ploškou nohy, ale soustředí se do dvou hlavních regionů: pata a metatarsofalangeální klouby (Kirtley, 2006).

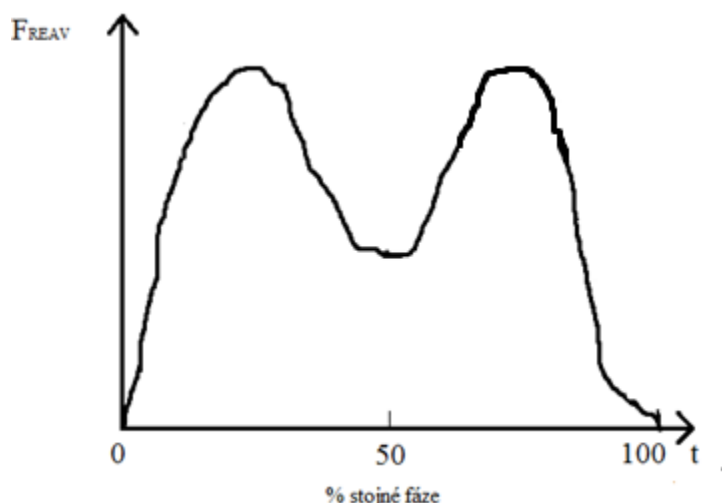
Měření GRF probíhá prostřednictvím dvou dynamometrických plošin, které jsou zpravidla zabudované do chodníku, aby bylo možné zjistit rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou. Jejich standardní velikost je 45 x 60 cm. Sestávají z tvrdé plochy upevněné na piezoelektrické nebo tenzometrické podložce. V každém rohu plošiny jsou umístěné tři senzory vzájemně orientované do pravého úhlu (ortogonálně), které měří vertikální a horizontální (antero-posteriorní a mediolaterální) komponentu GRF. Plošiny jsou propojené s počítačem, který má v sobě zabudovaný odpovídající software pro zpracování dat ze senzorů. Pomocí zpracování těchto dat lze popsat vektor GRF devíti veličinami. Působíště vektoru (*centre of pressure* = *CoP*), které se určuje pomocí tří souřadnic x , y a z , dále tři složky vektoru GRF, označené jako F_x , F_y a F_z , a nakonec momenty síly, které jsou navzájem kolmé a označují se M_x , M_y a M_z . Noha by se měla dotknout plošiny celou ploškou. Za chybu je považován kontakt necelou ploškou, nebo kontakt jedné plošiny oběma nohama současně. Proto musí být měření provedeno několikrát (Perry, 1992; Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2004).

2.4.1.1. Vertikální komponenta GRF

U přirozené chůze rychlostí 82 m.min⁻¹ má graf dva vrcholy, které znázorňují zatížení o velikosti přibližně 110 % tělesné hmotnosti. První vrchol vzniká v iniciální fázi dvojí opory, kdy vzroste síla působící na plošinu ve vertikálním směru. Druhý vrchol vzniká v konečné fázi opory, kdy opět vlivem vertikálního zrychlení vzroste síla působící na plošinu. Cross (1999) uvádí, že druhý vrchol je zhruba stejně vysoký při pomalejší chůzi, ale při rychlejší chůzi je nižší. Mezi těmito dvěma vrcholy je snížení zátěže na 80 % hmotnosti, které se vyskytuje ve fázi „mid-stance“. Tento pokles zatížení se děje v důsledku švihů kontralaterální DK, která tak odlehčí oporovou DK.

Vertikální zrychlení je při tom záporné, dochází ke zpomalení (Hamill & Knutzen, 1995; Perry, 1992; Kirtley, 2006).

Obr. 2 Graf vertikální komponenty reakční síly (F_{REAV}) v průběhu stojné fáze (upraveno podle Svoboda, 2008)



Velikost této složky je ovlivněna rychlostí chůze. Při chůzi pomalejší než $60 \text{ m} \cdot \text{min}^{-1}$ se zmenšuje vertikální zrychlení, a tudíž se sníží i oba vrcholy grafu. Naopak při rychlé chůzi se prohlubuje snížení mezi vrcholy a dané vrcholy se zvyšují. Běh způsobuje, že tělesná hmotnost se zvyšuje 2,5 x (Perry, 1992; Hamill & Knutzen, 1995).

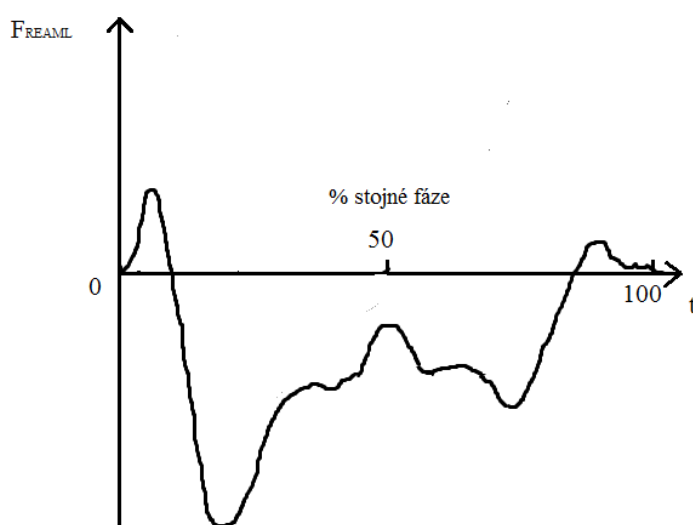
Změny vertikální komponenty jsou patrné např. u pacientů s jednostranným degenerativním postižením kyčelního kloubu, kdy se snižuje zatížení oporové DK. Grafy obou dolních končetin jsou pak asymetrické i z důvodu snížení rychlosti chůze. Dále se u bolestivé či oslabené DK obecně vyskytují nepravidelné série vrcholů a poklesů, což kvantifikaci komplikuje. Při postižení používá pacient ochranné mechanismy, např. rychlý švih horní končetinou, čímž zmírní zatížení dolní končetiny a v grafu se tedy objeví nižší vrcholy. Díky tomu nelze považovat hodnocení vertikální komponenty z klinického hlediska za reliabilní (Perry, 1992).

2.4.1.2. Horizontální komponenty GRF

Tyto síly jsou nazývány také jako smykové. Hodnotí se dvě složky – antero-posteriorní (AP) a medio-laterální (ML). V porovnání vertikální komponentou jsou velikosti těchto sil menší. ML složka se vztahuje k rovnovážným reakcím během stojné

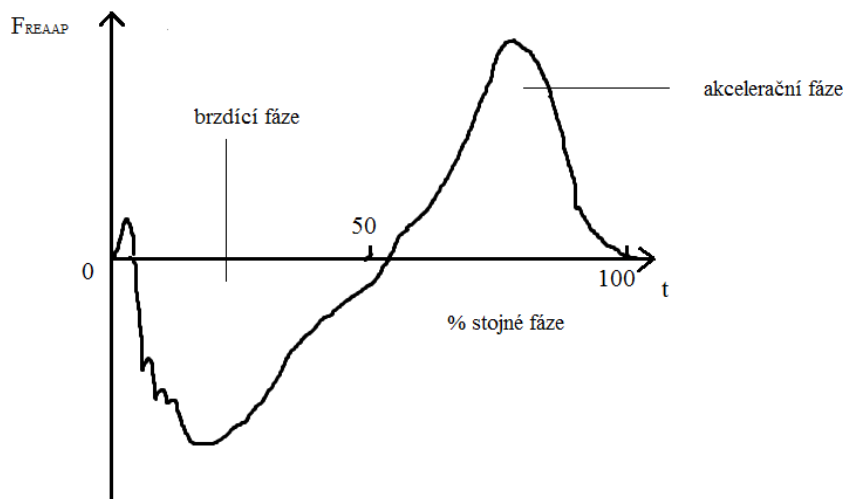
fáze. Její velikost tvoří méně než 10 % tíhové síly. Její vrchol o velikosti asi 5 % tíhové síly se nachází uprostřed fáze postupného zatížení. Laterální složka dosahuje vrcholu v konečné fázi stoje a má velikost 7 % tíhové síly. ML složka je interindividuálně velmi proměnlivá. Tato variabilita je pravděpodobně způsobená rozmanitostí provedení addukce a abdukce předonoží během oporové fáze (Hamill & Knutzen, 1995; Perry, 1992).

Obr. 3 Graf medio-laterální komponenty reakční síly (F_{REAML}) v průběhu stojné fáze (upraveno podle Svoboda, 2008)



AP složka je tvořena zhruba 25 % tíhové síly. Graf má přibližně tvar sinusoidy, přičemž prvních 50 % stojné fáze se křivka nachází v záporných hodnotách (brzdící fáze) a v další polovině je v hodnotách kladných (akcelerační). Amplituda by měla být při normální chůzi v záporné i kladné části zhruba stejně velká (DeLisa, 1998).

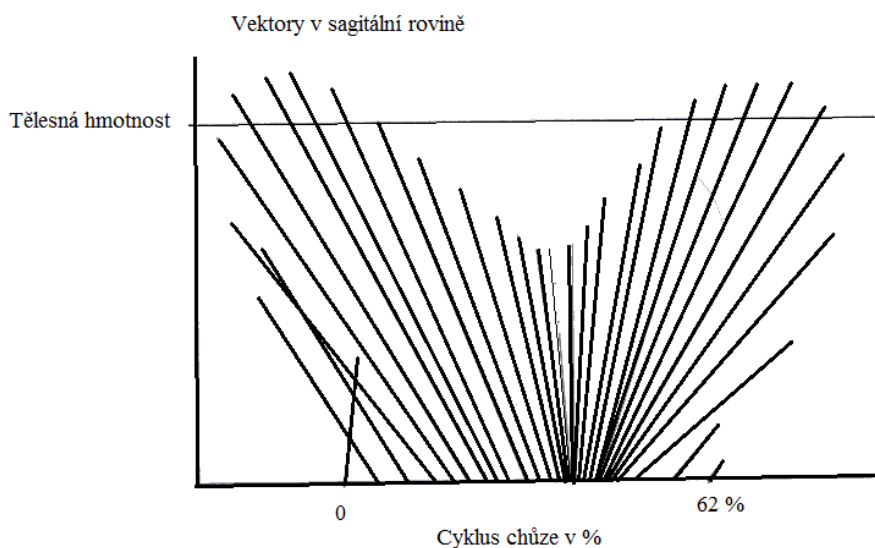
Obr. 4 Graf antero-posteriorní komponenty reakční síly (F_{REAAP}) v průběhu stojné fáze (upraveno podle Svoboda, 2008)



Ve fázi počátečního kontaktu narůstá v důsledku zatížení končetiny brzdná složka AP síly, která dosahuje maxima 13 % na konci fáze postupného zatížení. Ve fázi mezistoje je velikost smykové složky AP síly minimální až do okamžiku před odlepením paty. Výrazný nárůst velikosti posteriorní složky AP síly se vyskytuje během celé konečné fáze stoje. Její maximum nabývá zhruba 23 % tělesné hmotnosti (Perry, 1992).

Vektory reakční síly lze prezentovat pomocí „butterfly“ diagramu, který kombinuje tři komponenty GRF a působíště CoP.

Obr. 5 Butterfly diagram – vektory jsou zobrazeny v 5 % intervalech chůzového cyklu (upraveno podle Perry, 1992)



Vektory GRF se zaznamenávají v určitých časových intervalech. Diagramy z každé nohy jednoho zdravého subjektu jsou více méně symetrické a při stejné rychlosti chůze jsou v rámci měření opakovatelné. Hodnocení pohybových poruch pomocí analýzy GRF lze uskutečnit různě podle klinických a výzkumných požadavků u každého případu. První typ hodnocení je čistě kvalitativní, tzv. morfologické hodnocení. V tomto případě se popisují změny diagramu v porovnání s normálním diagramem. Hodnotí se celkový vzhled, tvar, amplitudy vrcholů, přítomnost dalších vrcholů a sklon vektorů. Hodnotí se také akcelerace (popř. decelerace), které jsou znázorněny jako seskupení vektorů v různých úsecích oporové fáze, a dále trajektorie bodů (CoP) vyobrazených jako křivka (Giannini, Catani, Benedetti & Leardini, 1994).

2.4.1.3. Moment síly

V oporové fázi má GRF tendenci vyvolávat rotaci v kloubech dolní končetiny. Tato tendence se nazývá moment síly. Při tom směr rotačního účinku momentu síly závisí na tom, jestli se kloub nachází v sagitální rovině před nebo za vektorem GRF. Účinek GRF jako vnější síly vyvažují svým působením v daném kloubu síly vnitřní, produkované svaly. Pokud by neexistovala síla, která by mírnila důsledky působení GRF v kloubu, došlo by ke zhroucení postury (Perry, 1992).

2.5. Variabilita provedení chůze

Podle Dvořáka (2005) má každý kloub charakteristický počet možných směrů či způsobů provedení pohybu vůči nezávislým osám, tedy tzv. stupně volnosti (DOF, „*Degrees Of Freedom*“). Stupně volnosti se v řetězci kloubně spojených segmentů sčítají a určují jeho pohyblivost. Množství kloubů s různými stupni volnosti, svaly a inervace trupu a končetin zajišťuje, že existuje mnoho variant pro provedení jednoho pohybu. Tato flexibilita je důležitým ukazatelem schopnosti organismu adaptovat se na změnu podmínek a reagovat na nečekané události. Podle teorie N. A. Bernsteina klade flexibilita a variabilita organismu velké nároky na řízení pohybu. Proto podle Bernsteinovy teorie motorického učení zpočátku vybírá centrální nervová soustava vhodnou strategii pro provedení pohybu tzv. zamrznutím („*freezing*“) určitých stupňů volnosti v kloubech v rámci řetězce, např. zvýšením tonu příslušných svalů. Po té dochází postupně k proximo-distálnímu uvolňování („*freeing*“) a do pohybu se začleňují všechny stupně volnosti i vlivy prostředí (např. reakční síla). Na závěr probíhá selekce, čili zvolení optimálního způsobu pro provedení pohybu (Dvořák, 2005; Vařeka, 2006).

Chůze je sled cyklicky se opakujících pohybů. Tyto cyklické pohyby jsou generovány automaticky ze spinální míchy a dále modulovány interakcí muskulostekeletálního a nervového systému, který zahrnuje supraspinální centra a aferentní podněty periferního nervového systému. Tyto modulace zajišťují variabilitu lokomoce, nicméně až příliš velká variabilita může zapříčinit, že chůze nebude plynulá nebo že dojde k pádu. Hodnocením variability systému můžeme zhodnotit jeho stabilitu (Masani, Kouzaki & Fukunaga, 2002; Newell & Corcos, 1993). Nárůst variability se vyskytuje při funkčních poruchách (Dingwell, Davis & Frazier, 1996). Se ztrátou variability se setkáváme např. v pokročilém věku, u některých neurologických onemocnění jako je Parkinsonova choroba, Alzheimerova choroba či amyotrofická laterální skleróza aj. Variabilita je z tohoto hlediska důležitým indikátorem adaptability na zevní podmínky a při její ztrátě může dojít k pádu (Van Emmerik et al., 2005; Davids, Glazier, Araújo & Bartlett, 2003; Hausdorff, 2005). Při porovnání variability trvání krokového cyklu pomocí koeficientu variability u mladších a starších jedinců nebyly rozdíly významné (Hausdorff et al., 1998). Pro starší jedince s historií pádu však byla variabilita 2 až

3x větší. To vedlo autory k závěru, že zvýšená variabilita je spojena s rizikem pádu.

Přestože někteří vědci (Kiemel, Oie, & Jeka, 2002) stále považují variabilitu v posturální stabilitě jako náhodný šum, z experimentů vyplývá, že variabilita často slouží jako funkční komponenta posturálního systému. Ačkoli vysoký stupeň variability může být škodlivý pro vzpřímený stoj, určitá úroveň variability může zlepšit udržení vzpřímeného stoje.

Na celkové variabilitě systému se podílí řady faktorů. Mezi vnitřní faktory řadíme stav neuromuskulárního systému, metabolismus, věk apod. K zevním faktorům patří vlivy zevního prostředí (typ povrchu, světlo, kvalita obuvi atd.) (Chau, Young & Redekop, 2005).

Variabilita kinetických parametrů je ovlivněna na rychlostí chůze. U zdravých osob dochází při zrychlování od 3 do 8 km.h⁻¹ k postupnému nárůstu variability vertikální a medio-laterální složky GRF, zatímco variabilita antero-posteriorní složky GRF je nejmenší při rychlosti kolem 5 km.h⁻¹. Rychlost, při které je variabilita nízká a systém je tudíž při propulzi nejvíce stabilní, byla nalezena v rozmezí 5,5 až 5,8 km.h⁻¹. Tato rychlost byla stanovena jako optimální i z hlediska hospodaření s energií. Na druhou stranu z hlediska kontroly rovnováhy bylo zjištěno, že čím je rychlost chůze větší, tím obtížněji udržuje systém rovnováhu (Masani, Kouzaki & Fukunaga, 2002).

Pro dosažení určité rychlosti, při které chceme parametry GRF měřit, je potřeba, aby měl proband před plošinami dostatečnou vzdálenost. Obvykle se uvádí hodnoty 3 až 5 metrů (Bilneya et al., 2003; Svoboda, 2012). Aby proband udržel požadovanou rychlost, je možné použít metronom. White et al. (1998) se zabývali porovnáním vertikální složky GRF při pomalé (1,03 – 1,05 m.s⁻¹), normální (1,40 – 1,44 m.s⁻¹) a rychlé chůzi (1,65 – 1,71 m.s⁻¹). Zjistili, že malý, ale signifikantní rozdíl je ve velikosti při normální rychlosti ve fázích „mid-stance“ a „terminal stance“ a při rychlé chůzi taktéž v „mid-stance“ a „terminal stance“.

Pro analýzu chůze jsou využívány také speciálně sestavené chodící pásy, které mají v sobě zabudované dynamometrické plošiny. Konstrukcí těchto pásů se zabývali např. Kram et al. (1998). S použitím tohoto zařízení zároveň vyvstala také otázka, zda existuje signifikantní rozdíl mezi kinetickými a kinematickými parametry naměřenými na chodícím pásu a na plošinách zabudovaných v chodníku. Lee & Hidler (2007) uvádí, že při chůzi na pásu byl v sagitální rovině hlavně menší extenzorový moment síly

v kolenním kloubu a větší extenzorový moment síly v kyčelním kloubu. V hlezenním kloubu byl rozdíl nepatrný.

Rychlost chůze úzce souvisí s pocitem bezpečí, který člověk má při chůzi po povrchu s daným koeficientem tření. Jak uvádí výzkum Zamora et al. (2011), čím nižší je tento koeficient, tím opatrnější a pomalejší je chůze a vektor GRF je více vertikální. Podle výsledků stanovili autoři optimální koeficient tření mezi hodnotami 0,25 až 0,55.

Herzog et al. (1989) se zabývali symetrií, resp. asymetrií GRF mezi pravou a levou DK. Symetrii definoval jako „dokonale shodné kinetické a kinematické parametry mezi pravou a levou dolní končetinou“ (Herzog et al., 1989, 110). Hodnocení asymetrie u zdravých osob může být využito ke stanovení kritérií při posuzování normální a patologické chůze, dále k pozorování úspěšnosti rehabilitace a k objektivní diagnostice dysfunkcí dolních končetin, pánve a páteře. U zdravých osob byl zjištěn rozdíl mezi končetinami (koeficient symetrie) ve vertikální složce GRF kolem 4 %. Robinson et al. (1987) určili, že rozdíl hodnot nad 10% je klasifikován jako asymetrie. Podle studie Herzoga et al (1989) lze za symetrii považovat i hodnoty do 13-ti%, což podle autorů poukazuje na značnou nestálost hranic klasifikace symetrie, a proto stanovit tyto hranice není otázkou pouze několika málo proměnných a jednoduchého procentuálního vyjádření, ale vyžaduje analýzu více faktorů.

Některé studie zkoumaly vliv označení (viditelnosti) silových plošin na velikost GRF a její variabilitu. Grabiner et al. (1995) došli k závěru, že označení velikost těchto parametrů neovlivňuje. Opačného názoru je Perry (1992), která uvádí, že plošiny by měly být zamaskované stejným materiálem, jaký je na zbývajících částech chodníku, aby při vlastním měření proband kráčel po chodníku přirozeně, aniž by soustředil pozornost na plošiny.

Počet pokusů, který je nutný pro posouzení variability, se u jednotlivých autorů různí. Záleží na charakteru měřených veličin a na způsobu provedení experimentu. Pro dobrou reliabilitu dynamických parametrů je potřeba alespoň 10 pokusů (Diss, 2001; Stergiou et al., 2002).

3. CÍLE A HYPOTÉZY

Cíl práce

Cílem práce bylo určení variability dynamických parametrů chůze u zdravých mužů a posouzení kritérií, která variabilitu ovlivňují.

Dílčí cíle práce

1. Analyzovat silové a časové parametry charakterizující chůzový cyklus.
2. Určit velikost rozdílů v dynamických parametrech chůzového cyklu, které byly naměřeny při opakovaném měření v rozmezí jednoho týdne.
3. Určit velikost rozdílů v dynamických parametrech chůzového cyklu na levé a pravé dolní končetině.
4. Porovnat variabilitu měřených parametrů na obou dolních končetinách v opakovaných měřeních.
5. Zhodnotit krátkodobou stabilitu naměřených parametrů (čas, síla, impuls síly) v rámci opakovaných pokusů v průběhu jednoho měření.
6. Zhodnotit dlouhodobou stabilitu naměřených parametrů (čas, síla, impuls síly) v rámci opakovaných měření.

Hypotézy

H₀₁: Parametry závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se pro pravou a levou dolní končetinu neliší.

H₀₂: Parametry závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se při opakovaném měření s odstupem jednoho týdne neliší.

H₀₃: Variabilita parametrů závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se pro pravou a levou dolní končetinu neliší.

H₀₄: Variabilita parametrů závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se při opakovaném měření s odstupem jednoho týdne neliší.

Vědecké otázky

VO1: Jaká je krátkodobá stabilita parametrů závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze?

VO2: Jaká je dlouhodobá stabilita parametrů závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze?

4. METODIKA

Měření probíhalo v laboratoři chůze Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

4.1. Charakteristika testovaného souboru

Do souboru bylo zařazeno 30 zdravých mužů s průměrným věkem $23,9 \pm 2,6$ let. Jejich průměrná výška byla $182,8 \pm 5,9$ cm a průměrná hmotnost $79,1 \pm 8,9$ kg. Všichni testovaní jedinci předem vyplnili anketu, pomocí níž byly zjištěny informace o jejich aktuálním zdravotním stavu, a dále získány údaje o tom, zda neměli v minulosti nějaký zdravotní problém, který by mohl ovlivnit výsledné hodnoty. Dále byli účastníci měření obeznámeni s postupem a podmínkami měření a podepsali informovaný souhlas.

4.2. Průběh měření

V rámci této práce proběhly celkem dvě měření s odstupem zhruba jednoho týdne. Všichni probandi byli z důvodu současného získávání kinematických parametrů, pro které je nutné označení vybraných bodů na těle člověka, oblečení pouze ve spodním prádle. Samotné měření probíhalo při chůzi na boso. Testování bylo zahájeno cvičnými pokusy, které sloužily pro označení místa, odkud má proband vycházet. Toto označení bylo nezbytné k tomu, aby se měřený jedinec během chůze nemusel soustředit na délku kroku a došlápnul na obě plošiny celou ploskou. Vzdálenost od plošin se pohybovala kolem 4 m, aby byla získána potřebná rychlost. Délka chodníku, ve kterém byly plošiny zabudované, byla zhruba 5 metrů. U každého probanda jsme naměřili během jednoho experimentu minimálně 5 pokusů. Pokusy, při kterých se naměřená rychlost pohybovala mimo rozmezí $1,36$ až $1,52 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a pokusy, při kterých nedošlo k došlapu celou ploskou na obě silové plošiny, jsme do následného statistického zpracování dat nezapočítali. Statistické se zpracovala data jen těch osob, u kterých bylo alespoň 5 pokusů vyhovujících. Rozmezí rychlosti chůze bylo zvoleno podle pilotního měření, které proběhlo na Ostravské Univerzitě.

4.3. Použité přístroje

Pro určení tří složek reakční síly na kontaktu nohy s podložkou ve stejné fázi chůzového cyklu byly použity dvě piezoelektrické plošiny Kistler 9286AA, (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko), každá o rozměrech $600 \times 400 \times 35$ mm. Tento typ silové plošiny je sestaven speciálně pro analýzu chůze a rovnovážných reakcí. Mají

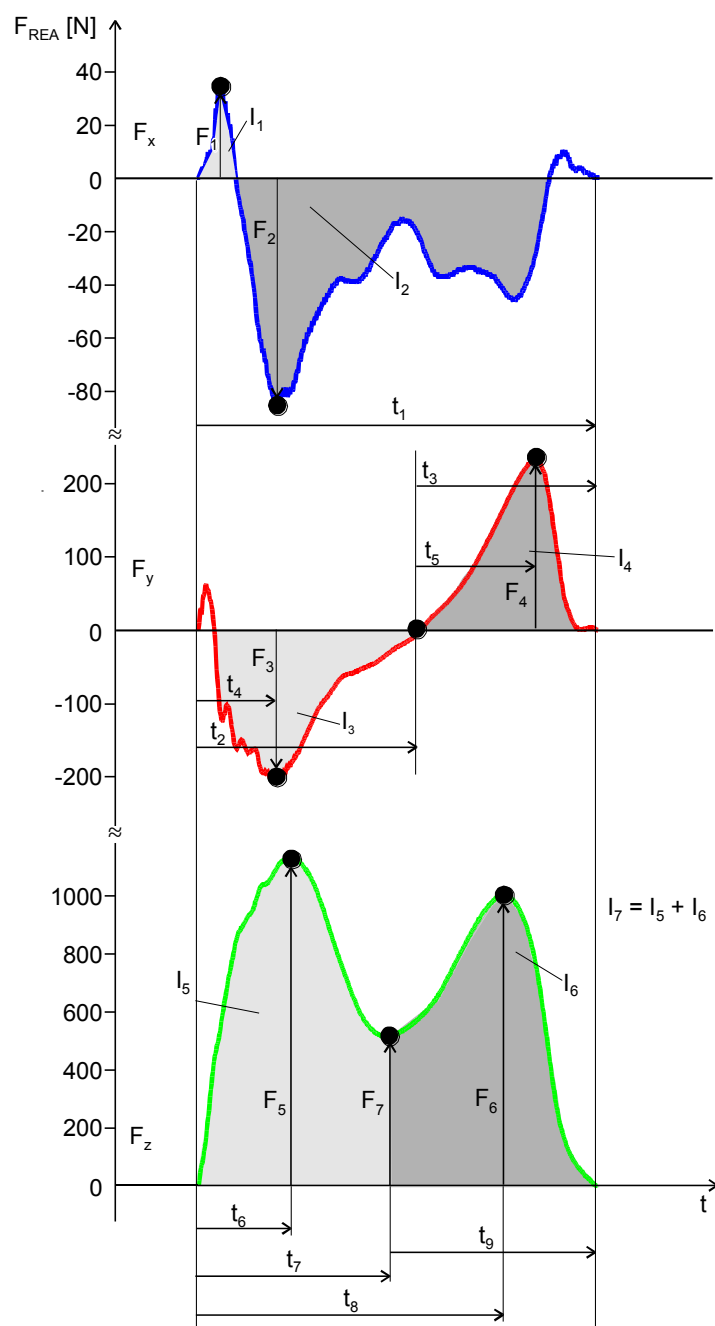
zabudovaný zesilovač kompatibilní se všemi běžně používané systémy pro analýzu pohybu. Navzdory širokému rozpětí (0 až 10 kN) jsou tyto plošiny velmi přesné, nabízí linearitu v rozsahu celého spektra aplikací (4 pásma pro měření) a zajišťuje ochranu proti přetížení do 12 kN.

Tyto plošiny byly zabudovány do chodníku, který byl výškové shodný s měřicími plošinami, aby plynulost chůze nebyla narušena nerovnostmi.

4.4. Měřené parametry

Parametry získané ze silových plošin byly zpracovány v počítačovém programu MATLAB (verze 7.01, MathWorks, Natick, MA, USA). Silové a časové parametry a parametry impulzu síly jsou znázorněny v obrázku 6.

Obr. 6 Grafické znázornění měřených parametrů (upraveno podle Vaverka & Elfmark, 2006)



Legenda k obr. 6:

F_{REA} – reakční síla podložky; F_x – medio-laterální složka; F_y – antero-posteriorní složka; F_z – vertikální složka; x – medio-laterální směr; y – antero-posteriorní směr; z – vertikální směr;

Časové parametry: t_1 – čas oporové fáze; t_2 – čas brzdící fáze (y); t_3 – čas akcelerační fáze (y); t_4 – trvání maximální síly v brzdící fázi (y); t_5 – čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y); t_6 – čas dosažení maximální síly v brzdící fázi (z); t_7 – čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z); t_8 – čas maximální síly v akcelerační fázi (z); t_9 – čas od lokálního minima síly do konce oporové fáze (z);

Reakční síla a impulzy síly: F_1 – maximální síla mediální (x); F_2 – maximální síla laterální (x); F_3 – maximální síla v brzdící fázi (y); F_4 – maximální síla v akcelerační fázi (y); F_5 – maximální síla v brzdící fázi (z); F_6 – maximální síla v akcelerační fázi (z); F_7 – minimum síly v „midstance“ a „terminal stance“ (z); I_1 – silový impulz mediální (x); I_2 – silový impulz laterální (x); I_3 – silový impulz v brzdící fázi (y); I_4 – silový impulz v akcelerační fázi (y); I_5 – silový impulz v brzdící fázi (z); I_6 – silový impulz v akcelerační fázi (z); I_7 – celkový silový impulz (z).

4.5. Statistické zpracování dat

Data byla statisticky zpracována v programu Statistica (verze 9.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Pro všechny sledované parametry v oporové fázi chůze (čas, síla, impulz síly) byly vypočítány jejich relativní hodnoty a určeny základní statistické charakteristiky. Pro porovnání změn mezi levou a pravou nohou v průběhu vstupního i opakovaného měření byla použita ANOVA pro opakovaná měření. Nalezené rozdíly byly ověřeny pomocí Scheffeho post-hoc testu. Pro porovnání variability parametrů s využitím střední hodnoty koeficientů variace byla použita jednofaktorová ANOVA. K určení krátkodobé a dlouhodobé stability byl vypočítán koeficient reliability. Jako kritérium velmi dobré reliability byla stanovena hodnota koeficientu 0,8. Hypotézy byly testovány na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Relativní hodnoty (%) byly vypočítány:

Časové parametry – daný čas dělený dobou trvání oporové fáze

Silové parametry – daná síla dělená tíhovou silou

Silový impulz – daný impulz dělený tíhovou silou

5. VÝSLEDKY

5.1. Relativní časové parametry v oporové fázi chůzového cyklu

Relativní hodnoty časových parametrů v oporové fázi chůzového cyklu jsou uvedeny v tabulkách 1 a 2.

Tabulka 1 Relativní hodnoty (%) časových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření

Končetina	První měření									
	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
t_1	6,087	6,090	5,500	6,680	0,278	6,193	6,185	5,600	8,720	0,342
rt_2	0,571	0,571	0,442	0,638	0,031	0,557	0,563	0,415	0,635	0,033
rt_3	0,429	0,429	0,362	0,558	0,031	0,443	0,437	0,365	0,585	0,033
rt_4	0,146	0,146	0,058	0,200	0,023	0,145	0,144	0,066	0,202	0,025
rt_5	0,313	0,311	0,248	0,447	0,034	0,322	0,324	0,182	0,469	0,037
rt_6	0,216	0,216	0,166	0,274	0,018	0,214	0,217	0,165	0,258	0,018
rt_7	0,482	0,481	0,380	0,545	0,031	0,482	0,482	0,354	0,580	0,035
rt_8	0,783	0,784	0,724	0,820	0,015	0,777	0,779	0,530	0,812	0,026

Legenda k tabulkám 1 a 2: x – medio-laterální směr, y – antero-posteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, t_1 – čas oporové fáze (hodnota uvedená v sekundách), rt_2 – relativní čas brzdící fáze (y), rt_3 – relativní čas akcelerační fáze (y), rt_4 – relativní čas maximální síly v brzdící fázi (y), rt_5 – relativní čas od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), rt_6 – relativní čas dosažení maximální síly v brzdící fázi (z), rt_7 – relativní čas minima síly ve středním a koncovém stoji (z), rt_8 – relativní čas maximální síly v akcelerační fázi (z), rt_9 – relativní čas od lokálního minima síly do konce oporové fáze (z)

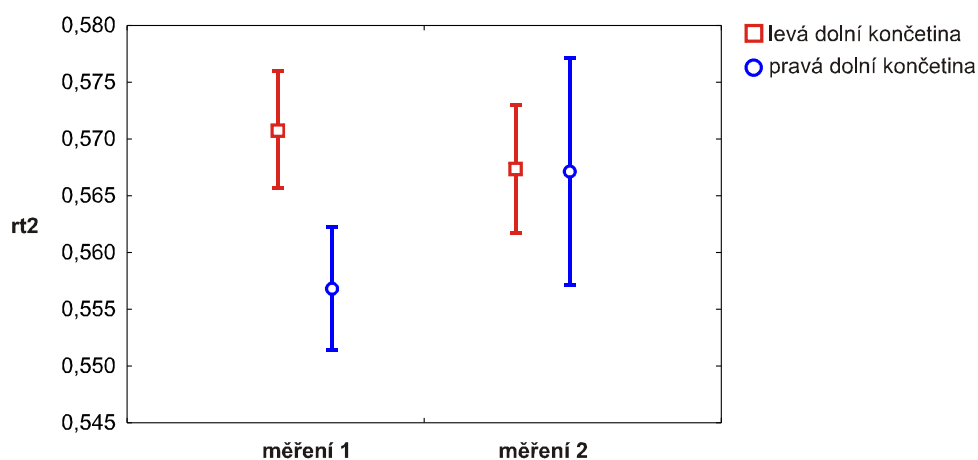
Tabulka 2 Relativní hodnoty (%) časových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření

Končetina	Druhé měření									
	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
t_1^2	6,060	6,060	5,330	6,700	0,276	6,165	6,200	4,660	7,070	0,326
rt	0,567	0,568	0,440	0,634	0,034	0,567	0,559	0,405	0,846	0,060
rt ₃	0,433	0,432	0,366	0,560	0,034	0,433	0,441	0,154	0,595	0,060
rt ₄	0,146	0,144	0,102	0,208	0,022	0,145	0,143	0,062	0,212	0,027
rt ₅	0,317	0,314	0,252	0,446	0,036	0,314	0,323	0,030	0,460	0,058
rt ₆	0,214	0,215	0,167	0,258	0,017	0,220	0,214	0,172	0,780	0,067
rt ₇	0,483	0,480	0,407	0,553	0,030	0,489	0,483	0,405	0,846	0,058
rt ₈	0,783	0,786	0,744	0,822	0,016	0,779	0,780	0,659	0,846	0,023

Při porovnání relativních hodnot časových parametrů byly zjištěny tyto statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$):

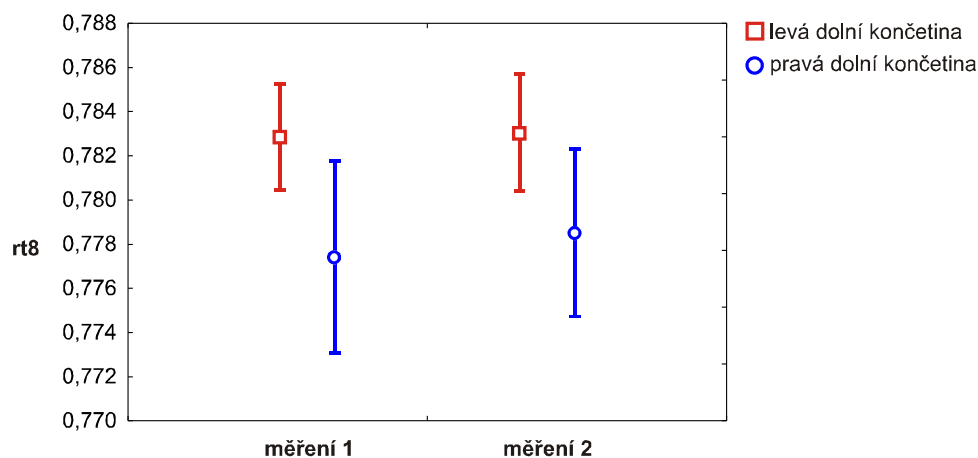
- a) V rámci prvního měření byl časový parametr rt_2 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny (viz graf 1).

Graf 1. Grafické porovnání parametru rt_2 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- b) V rámci prvního měření byl časový parametr rt_8 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny (viz graf 2).
- c) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl relativní čas rt_8 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně menší než u levé dolní končetiny v druhém měření.

Graf 2. Grafické porovnání parametru rt_8 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



Poznámka: Vzhledem k tomu, jak jsou definovány časové parametry t_2 , t_3 ($t_1=t_2+t_3$), jsou statisticky významné rozdíly parametru t_2 platné („opačné“) také pro parametr t_3 .

5.2. Relativní silové parametry v oporové fázi chůzového cyklu

Relativní hodnoty silových parametrů v oporové fázi chůzového cyklu jsou uvedeny v tabulkách 3 a 4.

Tabulka 3 Relativní hodnoty (%) silových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření

Končetina	První měření									
	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
rF_1	0,080	0,078	0,133	0,046	0,017	0,064	0,065	0,029	0,102	0,014
rF_2	0,053	0,052	0,003	0,119	0,021	0,051	0,049	0,000	0,096	0,017
rF_3	0,219	0,220	0,000	0,303	0,039	0,200	0,198	0,000	0,277	0,036
rF_4	0,233	0,231	0,157	0,335	0,031	0,240	0,240	0,153	0,338	0,032
rF_5	1,214	1,208	1,011	1,427	0,082	1,193	1,187	1,019	1,375	0,079
rF_6	1,218	1,213	0,998	1,407	0,081	1,193	1,194	0,973	1,397	0,085
rF_7	0,691	0,689	0,573	0,826	0,053	0,711	0,705	0,557	0,833	0,055

Legenda k tabulkám 3 a 4: x – medio-laterální směr, y – antero-posteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, rF_1 – relativní maximální síla mediální (x), rF_2 – relativní maximální síla laterální (x), rF_3 – relativní maximální síla v brzdící fázi (y), rF_4 – relativní maximální síla v akcelerační fázi (y), rF_5 – relativní maximální síla

v brzdící fázi (z), rF_6 – relativní maximální síla v akcelerační fázi (z), rF_7 – relativní minimum síly v „midstance“ a „terminal stance“ (z)

Poznámka: Hodnoty rF_2 a rF_3 jsou uvedeny v absolutní hodnotě.

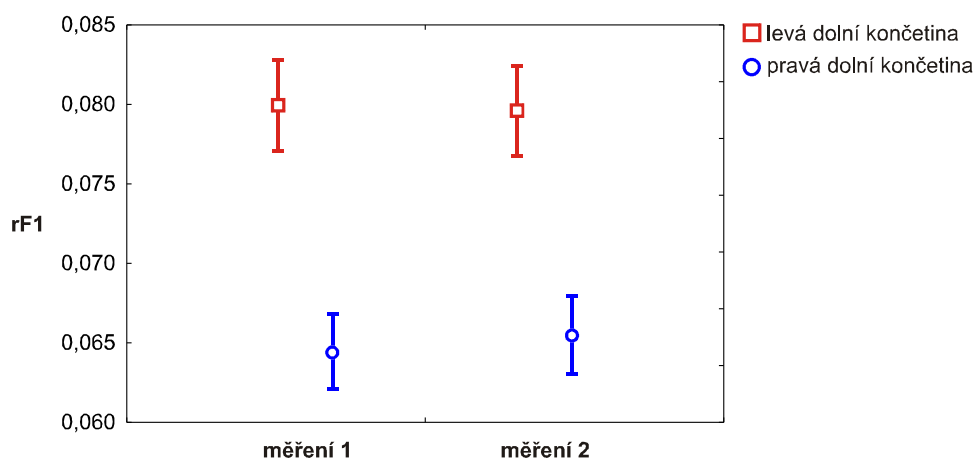
Tabulka 4 Relativní hodnoty (%) silových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření

Druhé měření										
Končetina	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
rF_1	0,079	0,078	0,120	0,036	0,017	0,065	0,065	0,009	0,110	0,016
rF_2	0,054	0,054	0,002	0,107	0,019	0,054	0,051	0,019	0,111	0,016
rF_3	0,222	0,222	0,145	0,306	0,032	0,211	0,210	0,123	0,290	0,035
rF_4	0,235	0,232	0,160	0,358	0,034	0,236	0,244	0,029	0,347	0,047
rF_5	1,219	1,210	1,003	1,406	0,076	1,206	1,202	1,002	1,386	0,070
rF_6	1,213	1,221	0,949	1,464	0,080	1,184	1,201	0,185	1,343	0,121
rF_7	0,694	0,692	0,586	0,810	0,051	0,713	0,708	0,185	1,324	0,091

Při porovnání relativních hodnot silových parametrů byly zjištěny tyto statisticky významné rozdíly ($p < 0,01$):

- V rámci prvního měření byl parametr rF_1 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny (viz graf 3).

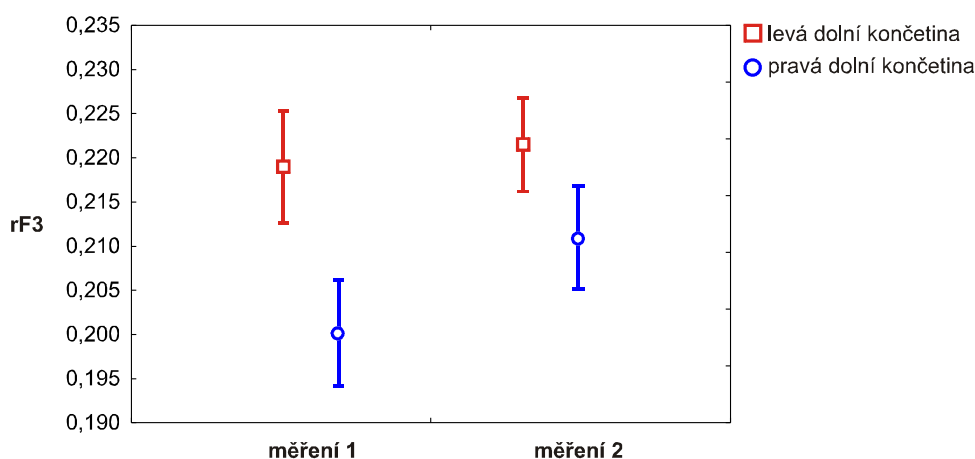
Graf 3. Grafické porovnání parametru rF_1 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- V rámci druhého měření byl silový parametr rF_1 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny.

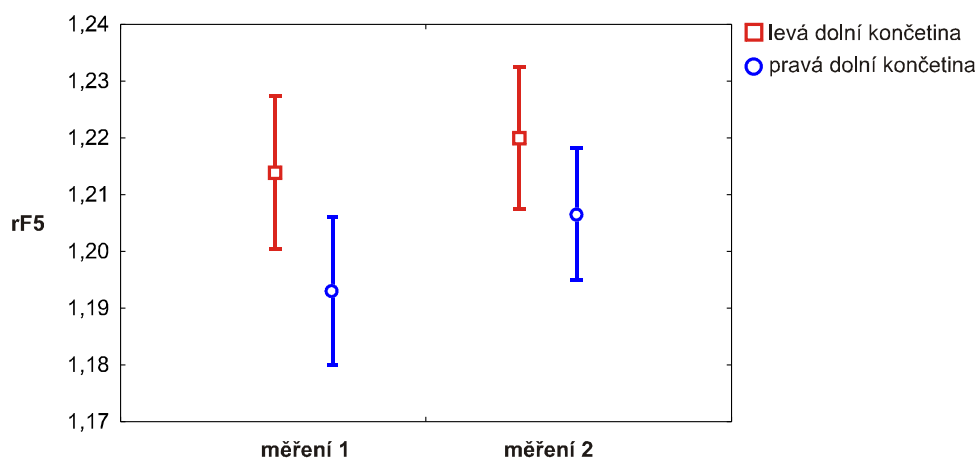
- c) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rF_1 u pravé dolní končetiny v druhém měření významně menší než u levé dolní končetiny v prvním měření.
- d) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rF_1 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně menší než u levé dolní končetiny v druhém měření.
- e) V rámci prvního měření byl silový parametr rF_3 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny (viz graf 4).

Graf 4. Grafické porovnání parametru rF_3 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



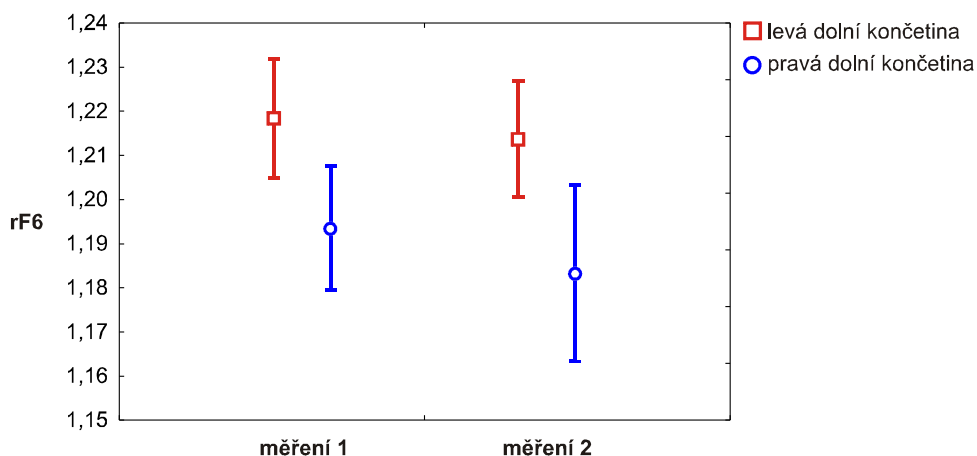
- f) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rF_3 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně menší než u téže dolní končetiny v druhém měření.
- g) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rF_3 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně menší než u levé dolní končetiny v druhém měření.
- h) V rámci druhého měření byl silový parametr rF_3 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny.
- i) V rámci prvního měření byl silový parametr rF_5 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny (viz graf 5).

Graf 5. Grafické porovnání parametru rF_5 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



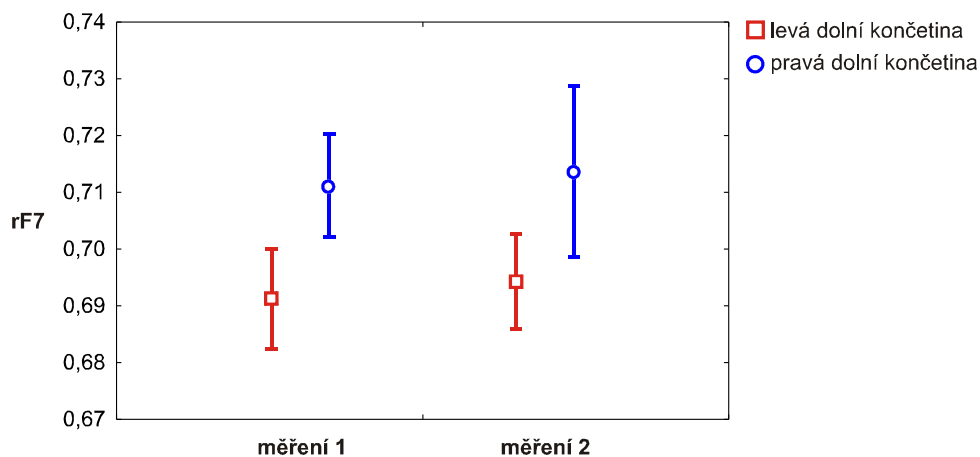
- j) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rF_5 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně menší než u levé dolní končetiny v druhém měření.
- k) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rF_6 u pravé dolní končetiny v druhém měření významně menší než u levé dolní končetiny v prvním měření (viz graf 6).

Graf 6. Grafické porovnání parametru rF_6 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- l) V rámci prvního měření byl silový parametr rF_7 významně menší u levé dolní končetiny než u pravé dolní končetiny (viz graf 7).

Graf 7. Grafické porovnání parametru rF_7 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- m) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rF_7 u pravé dolní končetiny v druhém měření významně větší než u levé dolní končetiny v prvním měření.
- n) V rámci druhého měření byl silový parametr rF_7 významně menší u levé dolní končetiny než u pravé dolní končetiny.

Při porovnání relativních hodnot silových parametrů byly zjištěny tyto statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$):

- a) V rámci prvního měření byl silový parametr rF_6 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny
- b) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rF_7 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně větší než u levé dolní končetiny v druhém měření.

5.3. Relativní hodnoty silových impulzů v oporové fázi chůzového cyklu

Relativní hodnoty silových impulzů v oporové fázi chůzového cyklu jsou uvedeny v tabulkách 5 a 6.

Tabulka 5 Relativní hodnoty (%) silových impulzů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření

První měření										
Končetina	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
rI ₁	0,111	0,066	0,001	0,347	0,095	0,056	0,028	-0,015	0,276	0,068
rI ₂	0,137	0,132	0,000	0,438	0,090	0,126	0,128	-0,015	0,289	0,069
rI ₃	0,359	0,359	0,205	0,499	0,053	0,330	0,324	0,209	0,465	0,052
rI ₄	0,306	0,307	0,197	0,442	0,046	0,328	0,320	0,093	0,455	0,060
rI ₅	2,546	2,559	2,038	2,965	0,191	2,580	2,554	2,216	3,145	0,214
rI ₆	2,712	2,697	2,075	3,495	0,268	2,725	2,719	1,973	3,491	0,282
rI ₇	5,259	5,195	4,776	5,964	0,264	5,305	5,296	4,631	6,013	0,261

Legenda k tabulkám 5 a 6: x – medio-laterální směr, y – antero-posteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, rI₁ – relativní silový impulz mediální (x), rI₂ – relativní silový impulz laterální (x), rI₃ – relativní silový impulz v brzdící fázi (y), rI₄ – relativní silový impulz v akcelerační fázi (y), rI₅ – relativní silový impulz v brzdící fázi (z), rI₆ – relativní silový impulz v akcelerační fázi (z), rI₇ – relativní celkový silový impulz (z).

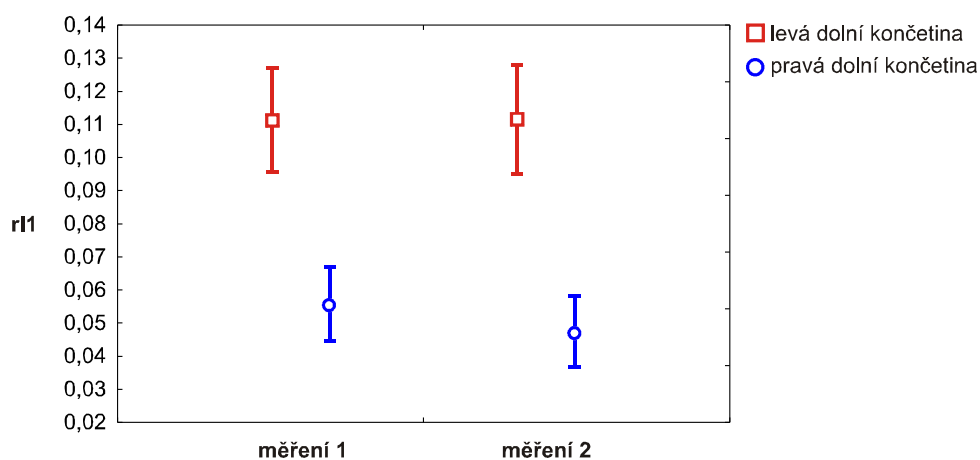
Tabulka 6 Relativní hodnoty (%) silových impulzů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření

Druhé měření										
Končetina	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
rI ₁	0,112	0,062	0,001	0,365	0,100	0,047	0,022	-0,027	0,271	0,065
rI ₂	0,141	0,142	0,000	0,341	0,090	0,131	0,135	-0,052	0,285	0,073
rI ₃	0,353	0,352	0,203	0,493	0,056	0,350	0,332	0,195	0,749	0,081
rI ₄	0,310	0,311	0,180	0,465	0,051	0,320	0,334	0,017	0,475	0,080
rI ₅	2,554	2,539	2,116	2,983	0,214	2,624	2,565	2,209	4,549	0,311
rI ₆	2,694	2,680	2,008	3,377	0,249	2,673	2,734	0,108	3,336	0,430
rI ₇	5,249	5,238	4,660	5,803	0,283	5,296	5,336	2,418	5,938	0,392

Při porovnání relativních hodnot parametrů silových impulzů byly zjištěny tyto statisticky významné rozdíly ($p < 0,01$):

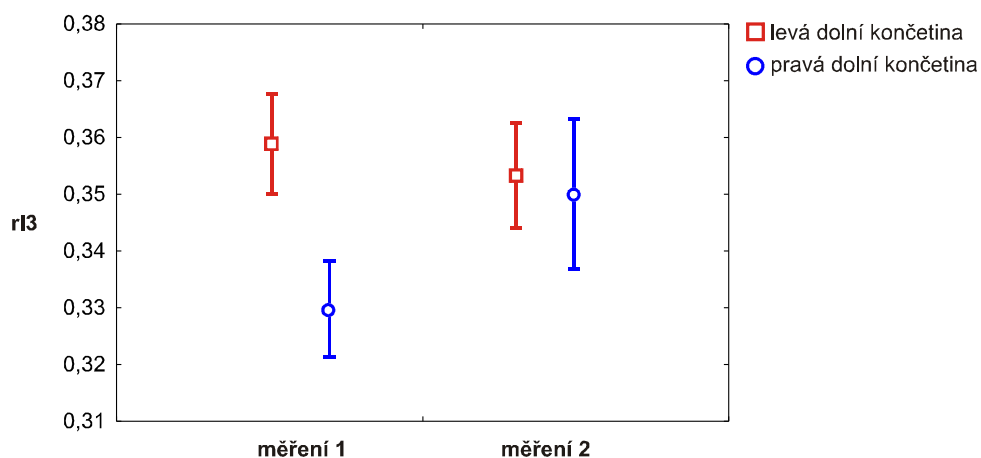
- a) V rámci prvního měření byl parametr rI₁ významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny (viz graf 8).

Graf 8. Grafické porovnání parametru rI_1 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



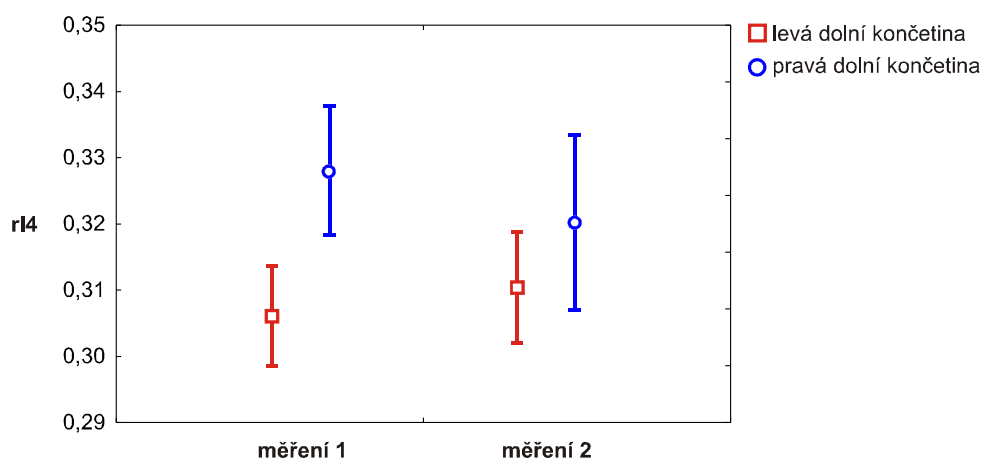
- b) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rI_1 u pravé dolní končetiny v druhém měření významně menší než u levé dolní končetiny v prvním měření.
- c) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rI_1 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně menší než u levé dolní končetiny v druhém měření.
- d) V rámci druhého měření byl parametr rI_1 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny.
- e) V rámci prvního měření byl parametr rI_3 významně menší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny (viz graf 9).

Graf 9. Grafické porovnání parametru rI_3 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



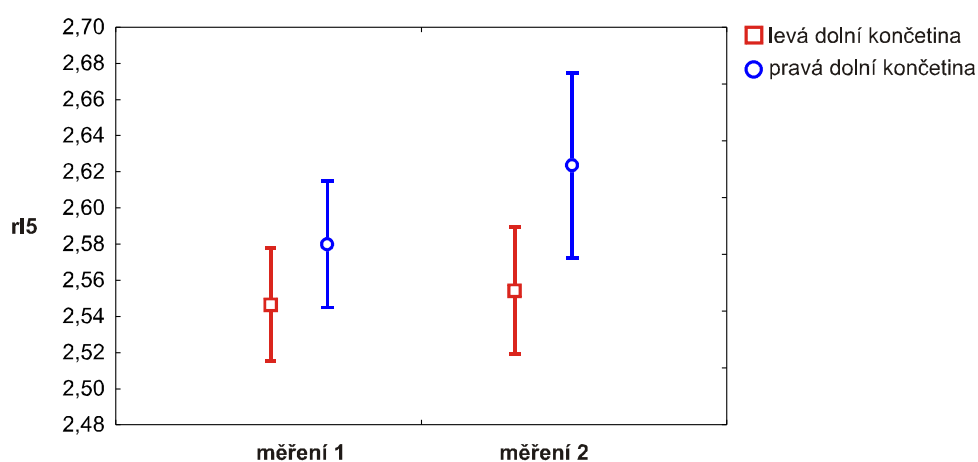
- f) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rI_3 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně menší než u téže dolní končetiny v druhém měření.
- g) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rI_3 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně menší než u levé dolní končetiny v druhém měření.
- h) V rámci prvního měření byl parametr rI_4 významně větší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny (viz graf 10).

Graf 10. Grafické porovnání parametru rI_4 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- i) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rI_4 u pravé dolní končetiny v prvním měření významně větší než u levé dolní končetiny v druhém měření.
- j) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rI_5 u pravé dolní končetiny v druhém měření významně větší než u levé dolní končetiny v prvním měření (viz graf 11).

Graf 11. Grafické porovnání parametru rI_5 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- k) V rámci prvního měření byl parametr rI_5 významně větší u pravé dolní končetiny než u levé dolní končetiny

Při porovnání relativních hodnot parametrů silových impulzů byly zjištěny tyto statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$):

- a) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl parametr rI_4 u pravé dolní končetiny v druhém měření významně větší než u levé dolní končetiny v prvním měření.

Vyjádření k hypotézám H₀₁ a H₀₂

H₀₁: Parametry závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se pro pravou a levou dolní končetinu neliší.

Významné rozdíly mezi pravou a levou dolní končetinou byly nalezeny u parametrů rt_2 , rt_8 , rF_6 . Hypotézu H₀₁ zamítáme, parametry závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se pro pravou a levou dolní končetinu liší.

H₀₂: Parametry závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se při původním a opakovaném měření s odstupem jednoho týdne neliší.

Při opakovaném měření s odstupem jednoho týdne byly u parametrů rt_8 , rF_7 , rI_4 nalezeny významné rozdíly. Hypotézu H₀₂ zamítáme. Parametry závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se při původním a opakovaném měření s odstupem jednoho týdne liší.

5.4. Variabilita relativních časových parametrů

Hodnoty koeficientů variability relativních časových parametrů jsou uvedeny v tabulkách 7 a 8.

Tabulka 7 Koeficienty variability relativních hodnot časových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření

První měření								
Končetina	Levá				Pravá			
Parametr	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Minimum	Maximum	SD
CVrt ₁	2,09	0,77	4,62	0,90	2,81	0,24	19,95	3,43
CVrt ₂	3,81	1,31	14,55	2,66	3,79	0,79	14,26	2,90
CVrt ₃	4,98	1,68	16,42	3,12	4,67	1,06	17,81	3,42
CVrt ₄	10,56	1,97	37,88	7,65	12,39	1,61	43,13	8,66
CVrt ₅	6,90	2,39	21,97	4,21	6,75	1,42	17,32	3,91
CVrt ₆	5,25	1,61	13,47	3,31	5,08	1,44	16,66	2,98
CVrt ₇	3,68	1,42	8,15	1,82	4,28	0,67	15,52	2,65
CVrt ₈	1,08	0,26	3,63	0,63	1,81	0,52	15,43	2,68
CVrt ₉	3,39	1,54	7,54	1,55	4,01	0,60	14,47	2,54

Legenda k tabulkám 7 a 8: x – medio-laterální směr, y – antero-posteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, CVrt₁ – koeficient variability času oporové fáze, CVrt₂ – koeficient variability relativního času brzdící fáze (y), CVrt₃ – koeficient variability relativního času akcelerační fáze (y), CVrt₄ – koeficient variability

relativního času maximální síly v brzdící fázi (y), CVrt₅ – koeficient variability relativního času od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), CVrt₆ – koeficient variability relativního času dosažení maximální síly v brzdící fázi (z), CVrt₇ – koeficient variability relativního času minima síly ve středním a koncovém stoji (z), CVrt₈ – koeficient variability relativního času maximální síly v akcelerační fázi (z), CVrt₉ – koeficient variability relativního času od lokálního minima síly do konce oporové fáze (z)

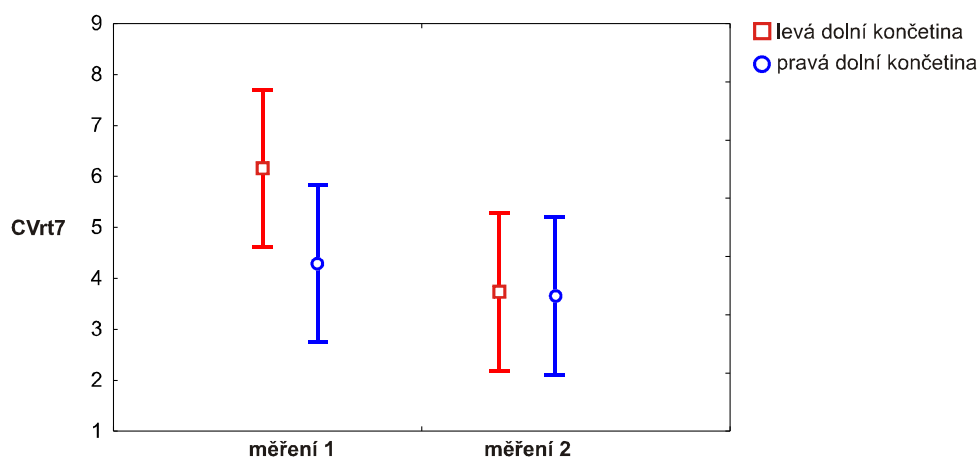
Tabulka 8 Koeficienty variability relativních hodnot časových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření

Druhé měření								
Končetina	Levá				Pravá			
Parametr	Průměr	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Minimum	Maximum	SD
CVrt ₁	1,94	0,65	4,36	0,99	2,33	0,65	12,81	2,49
CVrt ₂	4,04	0,55	16,39	3,57	4,55	0,98	20,72	5,13
CVrt ₃	5,19	0,74	20,60	4,39	7,16	1,14	42,57	10,64
CVrt ₄	9,21	1,09	26,56	6,76	11,01	1,80	42,91	9,45
CVrt ₅	6,86	1,47	26,28	5,17	9,93	0,27	70,26	14,74
CVrt ₆	4,84	1,15	11,18	2,62	9,74	0,95	81,51	19,71
CVrt ₇	3,72	1,23	8,14	1,77	6,16	1,53	30,32	7,55
CVrt ₈	0,98	0,36	2,19	0,45	1,55	0,57	7,11	1,30
CVrt ₉	3,47	1,28	6,85	1,65	6,57	1,42	37,02	9,30

Při porovnání koeficientů variability relativních hodnot časových parametrů nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině významnosti $p < 0,05$, ale u některých parametrů byly nalezeny tendence k těmto rozdílům:

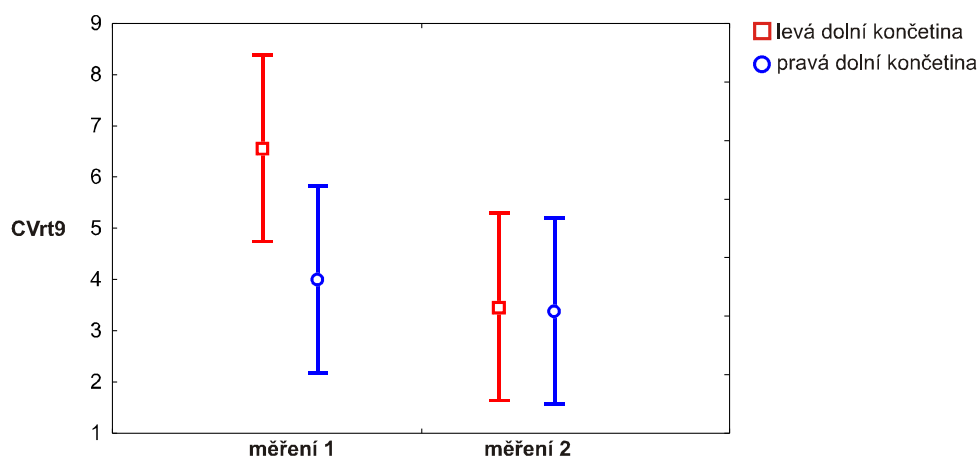
- a) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl koeficient variability u parametru CVrt₇ u pravé dolní končetiny v druhém měření větší než u levé dolní končetiny v prvním měření (viz graf 12).

Graf 12. Grafické porovnání parametru CV_{rt7} pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- b) V rámci druhého měření byl koeficient variability u parametru CV_{rt7} u pravé dolní končetiny větší než u levé dolní končetiny.
- c) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl koeficient variability u parametru CV_{rt9} u pravé dolní končetiny v druhém měření větší než u levé dolní končetiny v prvním měření (viz graf 13).

Graf 13. Grafické porovnání parametru CV_{rt9} pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- d) V rámci druhého měření byl koeficient variability u parametru CV_{rt9} u pravé dolní končetiny větší než u levé dolní končetiny.

5.5. Variabilita relativních silových parametrů

Koeficienty variability relativních silových parametrů jsou uvedeny v tabulkách 9 a 10.

Tabulka 9 Koeficienty variability relativních hodnot silových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření

První měření										
Končetina	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
CVrF ₁	11,67	11,12	2,08	20,79	5,09	15,20	14,13	4,90	37,47	7,62
CVrF ₂	16,62	12,62	4,24	51,07	11,37	16,35	15,06	4,78	31,57	7,30
CVrF ₃	8,19	7,69	3,33	17,14	2,96	7,79	7,11	3,01	18,59	3,49
CVrF ₄	5,34	5,18	1,52	11,70	2,08	5,00	4,36	1,59	13,44	2,64
CVrF ₅	3,17	3,12	1,36	5,06	0,98	2,83	2,69	0,97	5,38	0,97
CVrF ₆	2,89	2,62	1,36	6,96	1,21	3,54	2,76	0,83	11,63	2,66
CVrF ₇	4,18	3,81	0,68	8,47	1,79	3,71	3,37	1,44	6,82	1,53

Legenda k tabulkám 9 a 10: x – medio-laterální směr, y – antero-posteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, CVrF₁ – koeficient variability relativní maximální síly mediální (x), CVrF₂ – koeficient variability relativní maximální síly laterální (x), CVrF₃ – koeficient variability relativní maximální síly v brzdící fázi (y), CVrF₄ – koeficient variability relativní maximální síly v akcelerační fázi (y), CVrF₅ – koeficient variability relativní maximální síly v brzdící fázi (z), CVrF₆ – koeficient variability relativní maximální síly v akcelerační fázi (z), CVrF₇ – koeficient variability relativního minima síly v „midstance“ a „terminal stance“ (z)

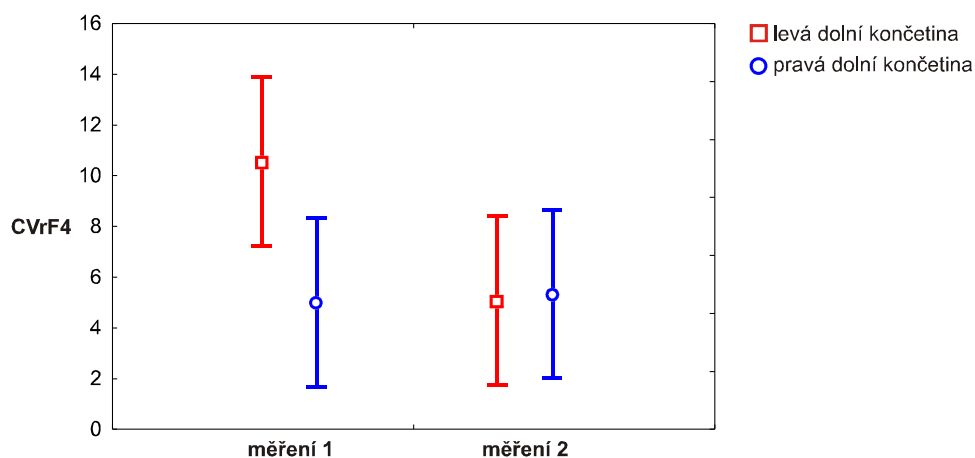
Tabulka 10 Koeficienty variability relativních hodnot silových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření

Druhé měření										
Končetina	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
CVrF ₁	13,42	12,58	3,81	35,60	6,61	15,88	12,72	5,42	52,90	10,81
CVrF ₂	19,26	16,49	5,80	64,43	12,40	16,47	15,83	4,79	36,82	7,79
CVrF ₃	8,25	8,29	2,58	16,44	3,01	8,08	7,61	1,08	15,77	3,41
CVrF ₄	5,07	4,93	1,28	11,63	2,74	10,54	4,68	1,36	73,97	17,53
CVrF ₅	3,01	2,77	1,69	6,03	1,02	2,64	2,36	0,68	7,10	1,42
CVrF ₆	2,56	2,03	0,46	6,32	1,53	4,96	3,16	0,54	45,90	8,54
CVrF ₇	3,91	3,90	1,28	8,64	1,83	5,90	2,89	0,60	40,13	9,39

Při porovnání koeficientů variability relativních hodnot silových parametrů nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$), ale u některých parametrů byly nalezeny tendence k těmto rozdílům:

- a) V prvním měření byl koeficient variability u parametru CVrF₄ menší u pravé dolní končetiny než u téže dolní končetiny v druhém měření (viz graf 14).

Graf 14. Grafické porovnání parametru CVrF₄ pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- b) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl koeficient variability u parametru CVrF₄ menší u levé dolní končetiny v prvním měření než u pravé dolní končetiny v druhém měření.
- c) V rámci druhého měření byl koeficient variability u parametru CVrF₄ menší u levé dolní končetiny než u pravé dolní končetiny.

5.6. Variabilita relativních parametrů silových impulzů

Koeficienty variability relativních parametrů silových impulzů jsou uvedeny v tabulkách 11 a 12.

Tabulka 11 Koeficienty variability relativních hodnot silových impulzů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření

Končetina	První měření									
	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
CVrI ₁	62,11	43,12	6,66	192,60	50,68	104,15	90,12	14,22	652,31	117,22
CVrI ₂	47,06	42,95	2,44	212,74	39,97	41,24	26,67	5,30	125,28	30,50
CVrI ₃	8,78	8,29	3,02	15,61	3,05	7,82	7,17	0,60	16,55	3,57
CVrI ₄	6,24	5,62	2,29	19,23	3,61	6,16	4,15	1,20	37,15	6,83
CVrI ₅	4,02	3,28	1,68	9,35	2,16	3,92	4,03	1,35	8,55	1,59
CVrI ₆	4,27	3,77	1,44	7,79	1,83	5,44	4,30	1,84	12,61	3,13
CVrI ₇	2,31	2,23	0,64	4,70	1,01	2,74	2,44	0,73	6,59	1,39

Legenda k tabulkám 11 a 12: x – medio-laterální směr, y – antero-posteriorní směr, z – vertikální směr, SD – směrodatná odchylka, CVrI₁ – koeficient variability relativního silového impulsu mediálního (x), CVrI₂ – koeficient variability relativního silového impulsu laterálního (x), CVrI₃ – koeficient variability relativního silového impulsu

v brzdící fázi (y), CVrI₄ – koeficient variability relativního silového impulsu v akcelerační fázi (y), CVrI₅ – koeficient variability relativního silového impulsu v brzdící fázi (z), CVrI₆ – koeficient variability relativního silového impulsu v akcelerační fázi (z), CVrI₇ – koeficient variability relativního celkového silového impulsu (z).

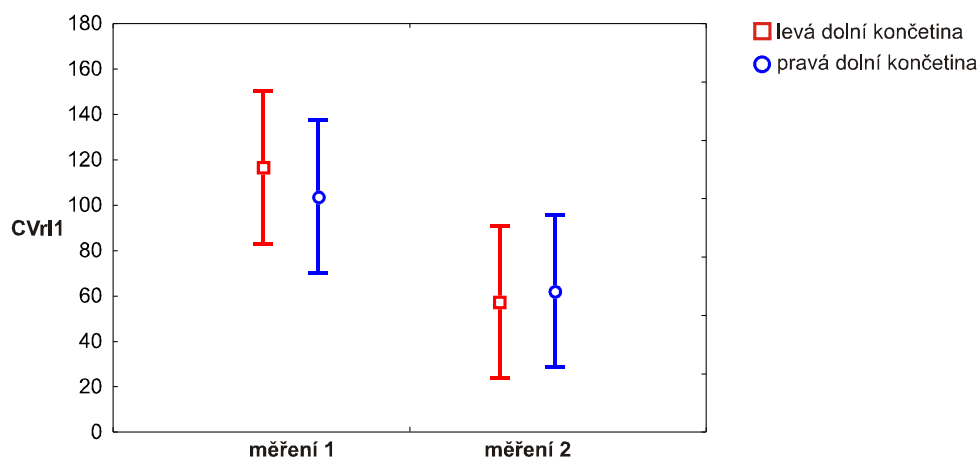
Tabulka 12 Koeficienty variability relativních hodnot silových impulsů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření

Druhé měření										
Končetina	Levá					Pravá				
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
CVrI ₁	57,42	62,50	5,05	165,05	36,26	116,19	86,16	17,06	608,39	125,24
CVrI ₂	41,86	33,92	6,88	130,22	32,74	42,33	31,95	5,81	187,62	37,74
CVrI ₃	8,10	7,10	2,81	15,55	3,15	9,34	8,09	1,24	34,23	6,77
CVrI ₄	6,68	5,51	1,49	16,20	3,75	12,64	5,46	1,27	93,95	24,16
CVrI ₅	3,98	3,51	0,93	8,55	1,96	5,40	3,68	0,65	33,82	6,69
CVrI ₆	4,42	3,74	1,15	8,70	2,21	8,66	4,52	0,89	53,54	12,28
CVrI ₇	2,00	1,86	0,74	4,27	0,98	3,25	1,85	0,80	28,48	5,08

Při porovnání koeficientů variability relativních hodnot parametrů silových impulsů nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině významnosti $p < 0,05$, ale u některých parametrů byly nalezeny tendence k těmto rozdílům:

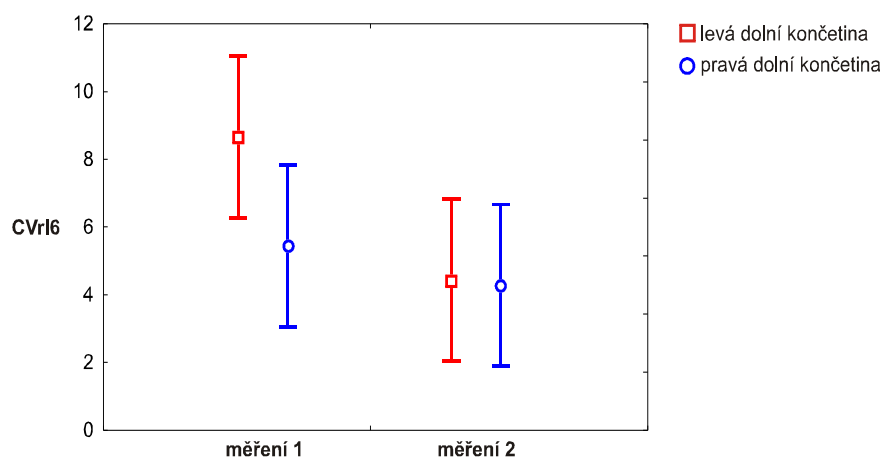
- a) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl koeficient variability u parametru CVrI₁ menší u levé dolní končetiny v prvním měření než u pravé dolní končetiny ve druhém měření (viz graf 15).

Graf 15. Grafické porovnání parametru $CVrI_1$ pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- b) V rámci druhého měření byl koeficient variability $CVrI_1$ u levé dolní končetiny menší než u pravé.
- c) V porovnání mezi prvním a druhým měřením byl koeficient variability u parametru $CVrI_6$ menší u levé dolní končetiny v prvním měření než u pravé dolní končetiny ve druhém měření (viz graf 16).

Graf 16. Grafické porovnání parametru $CVrI_6$ pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření



- d) V rámci druhého měření byl koeficient variability u parametru $CVrI_6$ menší u levé dolní končetiny než u pravé dolní končetiny.

Vyjádření k hypotézám H₀₃ a H₀₄

H₀₃: Variabilita parametrů závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se pro pravou a levou dolní končetinu neliší.

Významné rozdíly ($p < 0,05$) mezi variabilitou parametrů na pravé a levé dolní končetině nalezeny nebyly. Hypotéza H₀₃ byla potvrzena.

H₀₄: Variabilita parametrů závislosti reakční síly na čase v oporové fázi chůze se při opakovaném měření s odstupem jednoho týdne neliší.

Při opakovaném měření s odstupem jednoho týdne nebyly ve variabilitě parametrů nalezeny významné rozdíly ($p < 0,05$). Hypotéza H₀₄ byla potvrzena.

5.7. Hodnocení krátkodobé stability parametrů

Jako kritérium velmi dobré reliability byla stanovena hodnota koeficientu 0,8. Z hodnot, které jsou uvedeny v tabulkách 13 až 15, vyplývá, že z krátkodobého hlediska jsou nejméně stabilní časové parametry rt_2 a rt_3 (tabulka 13), a to více u levé dolní končetiny. U pravé dolní končetiny je nejméně stabilní parametr rt_8 v prvním měření. Při opakovaném měření se u pravé dolní končetiny stabilita zvýšila parametrů rt_2 , rt_3 , rt_4 , rt_8 a snížila se u parametrů rt_7 a rt_9 .

Silové parametry (tabulka 14) se v tomto porovnání jeví jako stabilnější než časové. Nejmenší stabilitu vykazují hodnoty silových parametrů rF_1 , rF_6 a rF_7 na pravé dolní končetině ve druhém měření. To se pravděpodobně projevilo také v menší stabilitě parametrů vyjadřujících velikosti silových impulzů na této končetině (tabulka 15). Celkově však parametry silového impulzu vykazují největší stabilitu.

Tabulka 13 Koeficienty reliability relativních časových parametrů

Končetina Parametr	První měření		Druhé měření	
	Levá	Pravá	Levá	Pravá
CRrt ₁ ²	0,885	0,715	0,948	0,939
CRrt ₃ ³	0,693	0,756	0,696	0,837
CRrt ₄ ⁴	0,693	0,756	0,696	0,837
CRrt ₅ ⁵	0,735	0,714	0,774	0,839
CRrt ₇ ⁷	0,767	0,870	0,777	0,869
CRrt ₆ ⁶	0,834	0,839	0,871	0,834
CRrt ₈ ⁸	0,890	0,853	0,873	0,722
CRrt ₉ ⁹	0,869	0,539	0,930	0,857
CRrt	0,890	0,853	0,873	0,722

Legenda k tabulce 13 a 16: x – medio-laterální směr, y – antero-posteriorní směr, z – vertikální směr, CRrt₁ – koeficient reliability času oporové fáze, CRrt₂ – koeficient reliability relativního času brzdící fáze (y), CRrt₃ – koeficient reliability relativního času akcelerační fáze (y), CRrt₄ – koeficient reliability relativního času maximální síly v brzdící fázi (y), CRrt₅ – koeficient reliability relativního času od počátku akcelerační fáze do okamžiku maximální síly v akcelerační fázi (y), CRrt₆ – koeficient reliability relativního času dosažení maximální síly v brzdící fázi (z), CRrt₇ – koeficient reliability relativního času minima síly ve středním a koncovém stoji (z), CRrt₈ – koeficient reliability relativního času maximální síly v akcelerační fázi (z), CRrt₉ – koeficient reliability relativního času od lokálního minima síly do konce oporové fáze (z)

Tabulka 14 Koeficienty reliability relativních silových parametrů

Končetina Parametr	První měření		Druhé měření	
	Levá	Pravá	Levá	Pravá
CRrF ₂ ²	0,908	0,836	0,878	0,679
CRrF ₃ ³	0,960	0,927	0,929	0,923
CRrF ₄ ⁴	0,917	0,932	0,909	0,931
CRrF ₅ ⁵	0,956	0,961	0,963	0,789
CRrF ₆ ⁶	0,942	0,952	0,941	0,935
CRrF ₇ ⁷	0,948	0,894	0,956	0,689
CRrF	0,907	0,933	0,912	0,630

Legenda k tabulce 14 a 16: x – medio-laterální směr, y – antero-posteriorní směr, z – vertikální směr, CRrF₁ – koeficient reliability relativní maximální síly mediální (x), CRrF₂ – koeficient reliability relativní maximální síly laterální (x), CRrF₃ – koeficient reliability relativní maximální síly v brzdící fázi (y), CRrF₄ – koeficient reliability relativní maximální síly v akcelerační fázi (y), CRrF₅ – koeficient reliability relativní maximální síly v brzdící fázi (z), CRrF₆ – koeficient reliability relativní maximální síly v akcelerační fázi (z), CRrF₇ – koeficient reliability relativního minima síly v „midstance“ a „terminal stance“ (z)

Tabulka 15 Koeficienty reliability relativních parametrů silových impulzů

	První měření		Druhé měření	
Končetina	Levá	Pravá	Levá	Pravá
Parametr				
CRrI ₁ ²	0,862	0,753	0,896	0,834
CRrI ₂ ³	0,835	0,780	0,877	0,794
CRrI ₃ ⁴	0,894	0,926	0,924	0,897
CRrI ₄ ⁵	0,949	0,958	0,958	0,881
CRrI ₅ ⁶	0,903	0,933	0,931	0,768
CRrI ₆ ⁷	0,948	0,899	0,929	0,728
CRrI	0,938	0,886	0,962	0,795

Legenda k tabulce 15 a 16: x – medio-laterální směr, y – antero-posteriorní směr, z – vertikální směr, CRrI₁ – koeficient reliability relativního silového impulzu mediálního (x), CRrI₂ – koeficient reliability relativního silového impulzu laterálního (x), CRrI₃ – koeficient reliability relativního silového impulzu v brzdící fázi (y), CRrI₄ – koeficient reliability relativního silového impulzu v akcelerační fázi (y), CRrI₅ – koeficient reliability relativního silového impulzu v brzdící fázi (z), CRrI₆ – koeficient reliability relativního silového impulzu v akcelerační fázi (z), CRrI₇ – koeficient reliability relativního celkového silového impulzu (z).

5.8. Hodnocení dlouhodobé stability parametrů

Koeficienty reliability uvedené v tabulce 16 mají hodnotu 0,8 a výše. Všechny tedy vykazují z dlouhodobého hlediska velmi dobrou stabilitu.

Tabulka 16 Koeficienty reliability relativních časových parametrů, silových parametrů a parametrů silových impulzů

Končetina	Levá	Pravá		Levá	Pravá		Levá	Pravá
Parametr								
$CRrt_1^2$	0,956	0,892	$CRrF^2$	0,940	0,866	$CRrl^2$	0,934	0,889
$CRrt_3$	0,829	0,833	$CRrF^3$	0,968	0,945	$CRrl^3$	0,921	0,866
$CRrt_4$	0,829	0,833	$CRrF^4$	0,934	0,946	$CRrl^4$	0,923	0,903
$CRrt_5$	0,863	0,878	$CRrF^5$	0,977	0,898	$CRrl^5$	0,972	0,923
$CRrt_6$	0,874	0,887	$CRrF^6$	0,970	0,964	$CRrl^6$	0,953	0,917
$CRrt_7$	0,897	0,885	$CRrF^7$	0,974	0,877	$CRrl^7$	0,962	0,879
$CRrt_8$	0,936	0,873	$CRrF$	0,947	0,857	$CRrl$	0,964	0,891
$CRrt_9$	0,944	0,845						
$CRrt$	0,936	0,873						

6. DISKUZE

Jak uvádí autoři Newel & Corcos (1993), je variabilita vlastní všem biologickým systémům i vzájemnému působení mezi těmito systémy. Variabilitu v pohybu je nutné chápat jako prospěšný mechanismus adaptace, který vytváří možnosti pro vývoj a učení se. Biologická adaptabilita pohybu vyplývá z nadbytečnosti v systému, speciálně z koordinace vícenásobných stupňů volnosti (DOF, *degrees of freedom*) (Vereijken et al. 1992).

V tradičním pohledu byla variabilita vnímána jako patologie. Lokomoční a posturální systémy pacienta s výraznou patologií se jeví jako vysoce variabilní. Variabilita byla proto podle některých autorů považována za synonymum instability. Podle nových poznatků může být naopak indikací patologie také vysoká stabilita biologického systému. Variabilita je nově chápána jako norma „zdraví“ v určitých procesech. Určitá míra variability je tedy prospěšná. Na druhou stranu příliš velká variabilita znamená instabilitu systému a je proto indikátorem pro riziko pádu. Pro optimální provedení výkonu musí být stálost a variabilita vyvážené (Turvey, 1990).

Variabilita v dynamice změn sledovaných parametrů odráží kapacitu pro flexibilní chování systému. To umožňuje vytváření modelů koordinace odpovídajících specifickým úlohám. Variabilita pohybu je tedy funkční entitou, která ulehčuje nalezení a přijetí optimálního řešení koordinace.

Se ztrátou variability se setkáváme např. v pokročilém věku, u některých neurologických onemocnění jako je Parkinsonova choroba, Alzheimerova choroba či amyotrofická laterální skleróza aj. Variabilita je z tohoto hlediska důležitým indikátorem adaptability na zevní podmínky a při její ztrátě může dojít k pádu (Van Emmerik et al., 2005; Davids, Glazier, Araújo & Bartlett, 2003; Hausdorff, 2005).

Hodnocení chůze je nedílnou součástí vyšetření v neurologii, fyzioterapii, sportovní medicíně atd., je důležité pro diagnostiku patologických procesů v nervovém i svalově-kosterním systému. Chůzi lze hodnotit různými způsoby, např. vizuálně, pomocí různých měřicích zařízení apod. Z hlediska biomechaniky můžeme chůzi studovat pomocí kinematické nebo dynamické metody. Hodnocení dynamických parametrů chůze je neinvazivní metoda, kterou lze využít např. v diagnostice patologií pohybového systému, pro kontrolu průběhu zvolené terapie nebo pro vývoj a optimální seřízení protetických pomůcek. V této diplomové práci bylo hlavním záměrem

zhodnotit variabilitu dynamických parametrů chůzového cyklu, konkrétně reakční síly podložky.

Měření dat jsme provedli u zdravých mladých mužů prostřednictvím laboratorního měření na dvou dynamometrických plošinách Kistler, které byly zabudovány v chodníku. U každého probanda proběhla celkem dvě měření, každé při rychlosti 1,36 až 1,52 m.s⁻¹, s odstupem jednoho týdne.

Diskuze k hypotéze H₀₁ a H₀₃

Tyto hypotézy nepředpokládaly rozdíly v parametrech závislosti reakční síly na čase a rozdíly ve variabilitě těchto parametrů mezi pravou a levou dolní končetinou. Podle našich výsledků byly významné rozdíly mezi končetinami nalezeny u parametrů rt_2 (relativní čas brzdící fáze u antero-posteriorní složky GRF), rt_8 (relativní čas maximální síly v akcelerační fázi vertikální složky GRF) a rF_6 (relativní maximální síla v akcelerační fázi vertikální složky GRF). Rozdíly ve variabilitě parametrů závislosti reakční síly na čase mezi pravou a levou dolní končetinou jsme podle našich výsledků zhodnotili jako statisticky nevýznamné, ale z naměřených dat jsou patrné jisté tendence k těmto rozdílům. Proto nemůžeme považovat zatížení dolních končetin za symetrické podle definice Herzoga et al. (1989), který definoval symetrii jako „dokonale shodné kinetické a kinematické parametry mezi pravou a levou dolní končetinou“ (Herzog et al., 1989, 110).

Herzog et al. (1989) se ve své studii zaměřili na určení fyziologické asymetrie v dynamických parametrech mezi dolními končetinami. K jejímu výpočtu použili vzorec tzv. koeficientu symetrie. Podle autorů je jistá míra asymetrie dynamických parametrů mezi dolními končetinami fyziologická. Robinson et al. (1987) stanovili jako horní hranici fyziologické asymetrie 10 %. Nad tuto hodnotu již považují asymetrii za patologickou. Herzog et al. (1989) však poukázali na to, že pro stanovení fyziologické asymetrie je třeba analyzovat více faktorů a nebrat v úvahu jen procentuální vyjádření z několika málo proměnných. Seeley et al. (2008) se zabývali tzv. funkční asymetrií mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou, při čemž dominantní končetina se více podílí na propulzi a nedominantní zajišťuje dostatečnou oporu. I když cílem naší práce nebylo zkoumat velikost asymetrického zatížení dolních končetin, považují studium tohoto tématu z hlediska léčebné rehabilitace za velmi důležité a přínosné, neboť atypická zátěž kloubů při antalgické chůzi před i po operaci kyčelního kloubu může vést k destrukci i dalších kloubních struktur a k následnému vzniku sekundárních

dysfunkcí pohybového aparátu. Bližší výzkum by mohl přispět ke zlepšení prevence degenerativních onemocnění kloubů a také zefektivnit rehabilitaci pacientů s dysfunkcemi pohybového systému.

Diskuze k hypotéze H₀₂ a H₀₄

Na základě těchto hypotéz jsme předpokládali, že se parametry závislosti reakční síly na čase a variability těchto parametrů v oporové fázi chůze při původním a opakovaném měření nebudou lišit. Podle našich výsledků byly u parametrů rt_8 (relativní čas maximální síly v akcelerační fázi vertikální složky GRF), rF_7 (relativní minimum síly v „midstance“ a „terminal stance“ vertikální složky GRF) a rI_4 (relativní silový impulz v akcelerační fázi) při původním a opakovaném měření nalezeny významné rozdíly. Variabilita parametrů se s odstupem jednoho týdne významně nelišila.

Jak uvádí Masani et al. (2002), variabilita dynamických parametrů závisí mimo jiné na rychlosti chůze, kterou se testovaná osoba pohybuje. V naší studii jsme při obou měřeních zpracovávali data získaná při rychlosti 1,36 až 1,52 m.s⁻¹ a podmínky ve kterých laboratorní měření probíhalo, jsme zachovali stejné.

Podle našich výsledků jsme zjistili, že nejvíce variabilní komponentou GRF byla u obou dolních končetin medio-laterální složka. Tuto složku jsme popsali parametry rF_1 (relativní maximální síla mediální), rF_2 (relativní maximální síla laterální), rI_1 (relativní silový impulz mediální) a rI_2 (relativní silový impulz laterální). Náš výsledek je v souladu s tvrzením autorů Perry (1992) a Hamilla & Knutzena (1995), kteří uvádějí, že velká variabilita této složky je způsobená rozmanitostí provedení abdukce a addukce předonoží během oporové fáze chůzového cyklu. Nejvíce variabilním parametrem z této složky byla na pravé i levé dolní končetině v obou měřeních relativní maximální laterální síla (rF_2). K variabilitě časových parametrů mediolaterální složky se vyjadřuje studie autorů Giakase & Baltzopouluse (1997), která uvádí, že časové parametry této složky vykazují vysokou variabilitu. K charakteristice složky zvolili časový parametr TX1 (dosažení maximální síly mediální) a TX2 (čas dosažení maximální síly laterální). Jejich výsledek potvrdit nemůžeme, protože jsme medio-laterální složku GRF necharakterizovali pomocí časových parametrů. Tento parametr nevykazoval podle našich výsledků vysokou variabilitu.

Nejméně variabilní komponentou GRF při rychlosti 1,36 až 1,52 m.s⁻¹ byla podle námi naměřených dat vertikální komponenta. To se shoduje s výsledky studie Masaniho et al. (2002), kteří zjistili, že při rychlosti 5 km.h⁻¹ (1,38 m.s⁻¹) vykazuje vertikální složka ze všech tří složek GRF nejmenší variabilitu. S přibývajícím rychlostí chůze však variabilita této komponenty roste. Největší koeficient variability z časových parametrů ve vertikální složce GRF měl podle našich výpočtů parametr rt_6 (relativní čas dosažení maximální síly v brzdící fázi) a nejmenší koeficient variability byl u parametru rt_8 (relativní čas maximální síly v akcelerační fázi).

Z antero-posteriorní složky GRF vykazovaly vysokou variabilitu jen některé parametry. Z časových parametrů byl nejvíce variabilní v obou měřeních a na obou dolních končetinách parametr rt_4 (relativní trvání maximální síly v brzdící fázi). Ze silových parametrů měl nejvyšší koeficient variability parametr rF_3 (relativní maximální síla v brzdící fázi). S tím souvisí také větší variabilita parametru silového impulzu rI_3 (relativní silový impulz v brzdící fázi). Náš výsledek se shoduje s výsledky Masaniho et al. (2002), podle kterých je při rychlosti 1,38 m.s⁻¹ nejvíce variabilní z antero-posteriorní složky právě parametr rF_3 . Naše výsledky se shodují i přesto, že jsme použili jiný způsob měření. Zatímco v naší studii jsme užili silové plošiny zabudované v chodníku a probandi tak kráčeli přirozenou chůzí po zemi, Masani et al. (2002) získávali data z plošin, zabudovaných ve speciálně zkonstruovaném chodícím pásu. Rozdíl ve výsledcích získaných z chodícího pásu a z přirozené chůze po rovném terénu zkoumali Rileya et al. (2007), kteří dospěli k závěru, že kinetické i kinematické parametry jsou v obou případech podobné. Rozdíly byly nalezeny mimo jiné např. v antero-posteriorní složce, kdy probandi přizpůsobí odraz na konci oporové fáze díky směru a rychlosti pohybu pásu. Na velkou variabilitu parametru relativní maximální síly v brzdící fázi (rF_3), tedy při kontaktu nohy s podložkou, může mít vliv jiný způsob položení dolní končetiny při každém kroku na pás proti směru jeho pohybu, kdy se při kontaktu končetiny s podložkou zvýší síla při brzdění pohybu.

Diskuze k vědeckým otázkám VO1 a VO2

Jako kritérium velmi dobré reliability byla v naší studii stanovena hodnota koeficientu reliability větší nebo rovna 0,8. Z krátkodobého hlediska vykazovaly zejména časové parametry (na levé dolní končetině rt_2 – relativní čas brzdící fáze antero-posteriorní složky GRF, rt_3 – relativní čas akcelerační fáze antero-posteriorní

složky GRF a na pravé dolní končetině rt_8 – relativní čas maximální síly v akcelerační fázi vertikální složky GRF) nízkou stabilitu. Silové parametry byly v porovnání s časovými parametry více stabilní. Nejnižší stabilitu ze silových parametrů měly parametry rF_1 (relativní maximální síla mediální v medio-laterální složce GRF), rF_6 (relativní maximální síla v akcelerační fázi vertikální složky GRF) a rF_7 (relativní minimum síly v „midstance“ a „terminal stance“ vertikální složky GRF). Parametry silového impulzu vykazovaly celkově největší stabilitu. Pro dobrou krátkodobou stabilitu časových i silových parametrů je proto potřeba vyhodnotit více než 5 platných pokusů (Diss, 2001). Z dlouhodobého hlediska vykazují všechny parametry velmi dobrou reliabilitu.

Limity studie a doporučení pro další výzkum

Měření chůze v laboratorních podmínkách může být ovlivněno různými faktory, které pak způsobí nepřirozené provádění pohybu a mohou snížit výpovědní hodnotu experimentu. K těmto faktorům patří např. nutnost odložení některých částí oblečení přítomnost cizích osob, požadavek přesného kontaktu plošky nohy s měřicí plošinou atd.

Některé studie zkoumaly vliv označení (viditelnosti) silových plošin na velikost GRF a její variabilitu. Grabiner et al. (1995) došli k závěru, že viditelnost plošin velikost těchto parametrů neovlivňuje. Opačného názoru je Perry (1992), která uvádí, že plošiny by měly být překryty stejným materiálem, jaký je na zbývajících částech chodníku, aby při vlastním měření proband kráčel po chodníku přirozeně, aniž by soustředil pozornost na plošiny. V naší studii nebyly silové plošiny „maskované“, proto se mohli někteří probandi soustředit na přesný došlap na plošiny, což mohlo ovlivnit přirozenost jejich chůze a výsledné naměřené hodnoty. Tento faktor jsme se snažili eliminovat opakovaným prováděním pokusů a výběrem těch nejlepších z hlediska kontaktu nohy s podložkou, které byly využity pro následnou analýzu.

Další limitou této studie mohl být počet pokusů, který je nutný pro posouzení variability parametrů. Názory na tento problém se u jednotlivých autorů různí. Záleží na charakteru měřených veličin a na způsobu provedení experimentu. Pro dobrou reliabilitu dynamických parametrů je potřeba alespoň 10 pokusů při měření pomocí dynamometrických plošin zabudovaných v chodníku (Diss, 2001; Stergiou et al., 2002). Pro dobrou reliabilitu dat získaných ze speciálně konstruovaného chodícího pásu se zabudovanými dynamometrickými plošinami je třeba minimálně 400 kroků (Owings &

Grabiner, 2003). V naší studii jsme u každého probanda během jednoho experimentu použili minimálně 5 pokusů. Pokusy, při kterých se naměřená rychlost pohybovala mimo rozmezí 1,36 až 1,52 m.s⁻¹ a pokusy, při kterých nedošlo k došlapu celou ploškou na silovou plošinu, jsme do následného statistického zpracování dat nezapočítali.

7. ZÁVĚRY

Na základě analýzy variability dynamických parametrů chůze u souboru 30 zdravých mladých mužů v rámci dvou měření, které proběhly s odstupem jednoho týdne, lze vytvořit následující závěry:

- Mezi pravou a levou dolní končetinou nebyly ve variabilitě parametrů nalezeny statisticky významné rozdíly, jisté tendence k těmto rozdílům byly patrné. Z toho vyplývá, že zatížení dolních končetin není dokonale symetrické.
- Z naměřených dat vyplynulo, že se variabilita parametrů mezi dvěma měřeními s odstupem jednoho týdne významně neliší.
- Nejvíce variabilní komponentou reakční síly podložky byla při rychlosti 1,36 až 1,52 m.s⁻¹ medio-laterální komponenta.
- Nejmenší variabilitou se vyznačovaly parametry vertikální složky reakční síly podložky.
- V antero-posteriorní složce reakční síly podložky byla při rychlosti 1,36 až 1,52 m.s⁻¹ větší variabilita u parametrů v brzdící fázi, v porovnání s fází akcelerační.
- Z krátkodobého hlediska vykazovaly nejmenší reliabilitu časové parametry. Jako nejvíce reliabilní jsme určili parametry silových impulzů.
- Z dlouhodobého hlediska vykazují všechny parametry velmi dobrou reliabilitu.

8. SOUHRN

Variabilita je důležitým indikátorem adaptability pohybového systému organismu na zevní podmínky a její ztráta nebo příliš vysoká míra je známkou patologie. Hodnocení stereotypu chůze je nedílnou součástí kineziologického rozboru v léčebné rehabilitaci. Dynamická analýza chůzového cyklu je vyšetřovací metoda, která umožňuje objektivně zhodnotit stav pohybového systému pacienta na začátku i v průběhu terapie a pomocí níž můžeme posoudit efekt zvolené terapie.

Tato diplomová práce se zaměřila na analýzu variability dynamických parametrů chůze u souboru tvořeného 30 zdravými mladými muži v průměrném věku $23,9 \pm 2,6$ let. U každé osoby jsme naměřili během jednoho měření 5 pokusů. Po prvním měření následovalo s odstupem přibližně jednoho týdne opakované měření. Základními sledovanými charakteristikami byly časové a silové parametry a jejich závislost (impulz síly) v jednotlivých fázích oporové fáze chůzového cyklu. Pokusy, při kterých se naměřená rychlost pohybovala mimo zvolené rozmezí 1,36 až 1,52 m.s⁻¹ a pokusy, při kterých nedošlo k došlapu celou ploškou na obě silové plošiny, jsme do následného statistického zpracování dat nezapočítali.

Všichni probandi byli z důvodu současného získávání kinematických parametrů, pro které je nutné označení vybraných bodů na těle člověka, oblečení pouze ve spodním prádle. Samotné měření probíhalo při chůzi na boso. Testování bylo zahájeno cvičnými pokusy, které sloužily pro označení místa, odkud má proband vycházet. Po dobu měření byl kontrolován správný došlap celou ploškou nohy na měřicí plošiny. K záznamu reakční síly podložky jsme použili 2 dynamometrické plošiny Kistler.

Výsledky analýzy ukázaly, že variabilita parametrů se mezi pravou a levou dolní končetinou statisticky významně nelišila. Naměřená data však vykazovala jisté tendence k rozdílům mezi končetinami, a proto nelze zatížení dolních končetin považovat za zcela symetrické. Variabilita parametrů mezi dvěma měřeními, která proběhla s odstupem jednoho týdne, nebyla statisticky významná. Nejvíce variabilní složkou reakční síly byla medio-laterální složka, nejméně variabilní byla při této rychlosti složka vertikální. Z krátkodobého hlediska byly jako nejvíce reliabilní vyhodnoceny parametry silových impulzů. Nejmenší reliabilitu vykazovaly parametry časové. Z dlouhodobého hlediska vykazovaly všechny parametry velmi dobrou reliabilitu.

9. SUMMARY

A variability is an important indicator of adaptability of a motoric system of an organism to external conditions. The loss of variability or too high rate is a pathological symptom. The assessment of gait stereotype is an integral part of kinesiological analysis in physiotherapy. The kinetic analysis of a gait cycle is an examinational procedure, which allows to assess objectively the condition of a patient's motoric system at the beginning and during the therapy, and which also allows to consider the effect of the selected therapy.

This final work was focused on the analysis of the variability of kinetic parameters of gait at the group consisting of 30 healthy men of average age $23,9 \pm 2,6$ years. We performed 5 experiments by each person during one measurement. We repeated the measurement in the course of approximately one week after the first measurement. The basic monitored parameters contained time and force parameters and their relation (force impulse) in the individual phases of a support phase of a gait cycle. We did not include into the subsequent statistical data processing those experiments at which the measured speed moved out of the selected interval from 1,36 to 1,52 m.s⁻¹ and the experiments without the full tread of a sole on both force platforms.

All subjects wore only their underwear by reason of synchronic obtaining of kinematic parameters for which the marking of selected points at a human body is required. The measuring itself proceeded at barefoot gait. The testing started with some training experiments that served for the marking of the place where a subject is to step out. We checked the correct treads by the whole sole on the measuring platforms during the time of the experiment. We used 2 force platforms Kitler to record the ground reaction force. The results of the analysis showed that there were not any statistically significant differences in the variability of the parameters between right and left lower extremities. However, the measured data showed some tendency to the differences between the extremities, that is why the load of lower extremities cannot be considered absolutely symmetrical. The variability of the parameters between two measurements that were performed in the course of a week was not statistically significant. The medio-lateral component was the most variable component of the reaction force and the vertical component was the least variable at this speed. The parameters of force impulses were evaluated the most variable in a short-term

perspective. The time parameters showed the minimum reliability. In a long-term perspective all the parameters showed a very good reliability.

10. REFERENČNÍ SEZNAM

- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3,4.
- Bilneya, B., Morrisb, M. & Websterc, K. (2003). Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and tempoal parameters of gait, *Gait and Posture*, 17(1), pp. 68-74.
- Bronstein, A. M, Brandt, T. & Woolacott M. (1996). *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. London: Arnold
- Cross, R. (1999). Standing, walking, running, and dumping on a force plate, *American Journal of Physiology*, 67(4), pp. 304-309.
- Davids, K., Galizier, P., Araújo, D. & Bartlett, R. (2003). Movement Systems as a Dynamical Systems: The functional Role of Variability and its Implications for Sports Medicine, *Sports Medicine*, 33(4), pp. 245-260.
- Davids, K., Bennett, S. & Newell, K. (2006). *Movement System Variability*. Champaign:Human Kinetics
- DeLisa, J. A. (1998). *Gait Analysis in the Science of Rehabilitation*. Baltimore: Department of Veterans Affairs
- Dingwell, J. B., Davis, B. L. & Frazier, D. M. (1996). Use of an instrumented teradmillfor real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and below-knee amputee subjects. *Prosthetics and Orthotics International*, 20, pp. 101-110.
- Diss, C. E. (2001). The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait, *Gait and Posture*, 14, pp. 98-103.
- Dvořák, R. (2005). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, pp. 12-17.

Giakas, G. & Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*, 5, 189 – 197

Giannini, S., Catani, F., Benedetti, M. G. & Leardini, A. (1994). *Gait Analysis-Methodologies and clinical applications*. Netherlands: IOS Press

Grabiner, M. D., Feuerbach, J. W., Lundin, T. M. & Davis, B. L. (1995). Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability, *Journal of Biomechanics*, 28(9), pp. 1115-1117.

Hamill, J. & Knutzen, K. M. (1995). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Hausdorff, J. M., Cudkowicz, M. E., Firtion, R., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1998). Gait variability and basal ganglia disorders: Stride-to-stride variations of gait cycle timing in Parkinson's disease and Huntington's disease, *Movement Disorders*, 13(3), pp. 428-437.

Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(19).

Herzog, W., Nigg, B. M., Read, J. L. & Olsson, E. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and science in sports and exercise*, 21(1), pp. 110-114.

Chau, T., Young, S. & Redekop, S. (2005). Managing variability in the summary and comparison of gait data. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2, 22.

Janura, M., Svoboda, Z. & Elfmark, M. (2006). The Variability Assessment of the Dynamic Gait Parameters of Persons with Unilateral Trans-tibial Amputation. *Acta Universitatis Palackianae Olomouensis, Gymnica* 36(4), pp. 19-24.

Kiemel, T., Oie, K. S., & Jeka, J. J. (2002). Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway, *Biological Cybernetics*, 87(4), pp. 262-277.

Kirtley, Ch. (2006). *Clinical Gait Analysis*. Washington:Elsevier

Kistler: *Measuring Systems for Performance Diagnostics and Gait and Balance Analysis in Sports and Medicine* [Brožura]. (2007). Winterthur, Switzerland: Kistler Instrumente AG.

Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha:Galén

Kram, R., Griffin, T. M., Donelan, J. M. & Chang, Y. H. (1998). Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces, *Journal of Applied Physiology*, 85, pp. 764-769.

Lee, S. J. & Hidler, J. (2008). Biomechanics of Overground vs. Treadmill Walking in Healthy Individuals, *Journal of Applied Physiology*, 104, pp. 747-755.

Masani, K., Kouzaki, M. & Fukunaga, T. (2002). Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, 92(5), pp. 1885-1890.

Newell, K. M. & Corcos, D. M. (1993). *Variability and Motor Control*. Champaign:Human Kinetics

Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci

Owings, T. M. & Grabner, M. D. (2003). Measuring step kinematic variability on an instrumented treadmill: how many steps are enough? *Journal of Biomechanics*, 36, pp. 1215-1218.

Perry, J. (1992). *Gait analysis*. Thorofare: Slack Incorporated

Riley, P. O., Paolinia, G., Crocea, U.D., Payola, K.W. & Kerrigana, D.C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmillwalking in healthy subjects, *Gait and Posture*, 26(1), pp. 17-24.

RL – CORPUS s. r.o. (2011). *Vývojová kineziologie a diagnostika*. Retrieved 30.12. 2011 from the World wide web: www.rl-corporus.com

Robertson et al. (2004). *Research methods in Biomechanics*. Champaign: Human Kinetics

Robinson, R., Herzog, W. & Nigg, B. (1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 10, pp. 172-176.

Seeley, M. K., Umberger, B. R. & Shapiro, R. (2008). A test of functional asymmetry hypothesis in walking, *Gait & Posture*, 28, pp. 24-28.

Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2007). *Motor Control – Translating Research into Clinical Practice*. (3rd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Stergiou, N., Giakas, G., Byrne, J. E. & Pomeroy, V. (2002). Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females, *Clinical Biomechanics*, 17, pp. 615-617.

Svoboda, Z., Janura, M., Cabell, L. & Elfmark, M. (2012). Variability of kinetic variables during gait in unilateral transtibial amputees, *Prosthetics and Orthotics International*, doi:10.1177/0309364612439572.

Svododa, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací*. Dizerační práce, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palckého, Olomouc.

Trew, M. & Everett, T. (1997). *Human movement: An Introductory Text*. (3rd ed.). New York: Churchill Livingstone

Trojan, S., Druga, R. & Pfeiffer, J. (1990). *Centrální mechanismy řízení motoriky*. Praha: Avicenum

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J. & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. (3rd ed.). Praha:Grada

Turvey, M. T. (1990). Coordination, *American Psychologist*, 45(8), pp. 938-953.

Van Emmerik, R. E. A., Hamill, J. & McDermott, W. J. (2005). Variability and Coordinative Function in Human Gait, *Quest*, 57, pp. 102-123.

Vaverka, F. & Elfmark, M. (2006). The gait analysis based on measurement of ground reaction forces. In Z. Borysiuk (Ed.), *5th International Conference Movement and Health-Proceedings* (pp. 535-545). Opole: Opole University of Technology.

Vařeka, I. (2006). Alternativní pohled na původ a povahu motorických vzorů. In Smékal, D., & Urban, J. (Ed.), *Sborník abstraktů I. absolventská konference Katedry fyzioterapie Fakulty tělesné kultury*. Olomouc.

Vařeka, I. & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci

Véle, F. (2006). *Kineziologie*. (2nd ed.). Praha:Triton

Vereijken, B., Van Emmerik, R.A.E., Whiting, H.T.A., & Newell, K. M. (1992). Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition, *Journal of Motor Behaviour*, 24(1), pp. 133-142.

Vojta, V. & Peters, A. (2010). *Vojtův princip*. (3rd ed.). Praha:Grada

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. (4th ed.). Hoboken: Wiley.

White, S. C., Yack, H. J., Tucker, C. A. & Lin, H. (1998). Comparison of Vertical Ground Reaction Forces During Overground and Treadmill Walking, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(10), pp. 1537-1542.

Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. (4th ed.). Edinburgh:Elsevier Butterworth-Heinemann.

Zamora, T., Alcántara, E., Artacho, M. A. & Valero, M. (2011). Existence of an optimum dynamic coefficient of friction and the influence on human gait variability, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41, pp. 410-417.

11. SEZNAM ZKRATEK

a.- z lat. „*arteria*“ tepna

AP – antero-posteriorní horizontální složka reakční síly podložky

CNS – centrální nervová soustava

CoP – z angl. „*centre of preasure*“ (působíště vektoru reakční síly podložky)

DK – dolní končetina

GRF – z angl. „*ground reaction force*“ (reakční síla podložky)

LDK – levá dolní končetina

m. – z lat. „*musculus*“ (sval)

mm. – z lat. „*musculi*“ (svaly)

ML – medio-laterální horizontální složka reakční síly podložky

ncl. – z lat. „*nucleus*“ (jádro)

PDK – pravá dolní končetina

12. SEZNAM GRAFŮ

Graf 1. Grafické porovnání parametru rt_2 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	41
Graf 2. Grafické porovnání parametru rt_8 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	42
Graf 3. Grafické porovnání parametru rF_1 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	43
Graf 4. Grafické porovnání parametru rF_3 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	44
Graf 5. Grafické porovnání parametru rF_5 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření.....	45
Graf 6. Grafické porovnání parametru rF_6 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	45
Graf 7. Grafické porovnání parametru rF_7 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	46
Graf 8. Grafické porovnání parametru rI_1 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	48
Graf 9. Grafické porovnání parametru rI_3 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	49
Graf 10. Grafické porovnání parametru rI_4 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	49
Graf 11. Grafické porovnání parametru rI_5 pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	50
Graf 12. Grafické porovnání parametru $CVrt_7$ pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	53
Graf 13. Grafické porovnání parametru $CVrt_9$ pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	53

Graf 14. Grafické porovnání parametru $CVrF_4$ pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	55
Graf 15. Grafické porovnání parametru $CVrI_1$ pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	57
Graf 16. Grafické porovnání parametru $CVrI_6$ pro levou a pravou dolní končetinu v prvním a opakovaném měření	57

13. SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1. Timing chůzového cyklu (upraveno podle Whittle, 2007)	17
Obr. 2. Graf vertikální komponenty reakční síly (F_{REAV}) v průběhu stojné fáze (upraveno podle Svoboda, 2008)	27
Obr. 3. Graf medio-laterální komponenty reakční síly (F_{REAML}) v průběhu stojné fáze (upraveno podle Svoboda, 2008)	28
Obr. 4. Graf antero-posteriorní komponenty reakční síly (F_{REAAP}) v průběhu stojné fáze (upraveno podle Svoboda, 2008)	29
Obr. 5. Butterfly diagram – vektory jsou zobrazeny v 5 % intervalech chůzového cyklu (upraveno podle Perry, 1992)	30
Obr. 6. Grafické znázornění měřených parametrů (upraveno podle Vaverka & Elfmark, 2006)	38

14. SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Relativní hodnoty (%) časových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření	40
Tabulka 2. Relativní hodnoty (%) časových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření	41
Tabulka 3. Relativní hodnoty (%) silových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření	42
Tabulka 4. Relativní hodnoty (%) silových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření	43
Tabulka 5. Relativní hodnoty (%) silových impulzů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření	47
Tabulka 6. Relativní hodnoty (%) silových impulzů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření	47
Tabulka 7. Koeficienty variability relativních hodnot časových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření	51
Tabulka 8. Koeficienty variability relativních hodnot časových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření	52
Tabulka 9. Koeficienty variability relativních hodnot silových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření	54
Tabulka 10. Koeficienty variability relativních hodnot silových parametrů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření	54
Tabulka 11. Koeficienty variability relativních hodnot silových impulzů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci prvního měření	55
Tabulka 12. Koeficienty variability relativních hodnot silových impulzů pro pravou a levou dolní končetinu v rámci druhého měření	56
Tabulka 13. Koeficienty reliability relativních časových parametrů	59
Tabulka 14. Koeficienty reliability relativních silových parametrů	59

Tabulka 15. Koeficienty reliability relativních parametrů silových impulzů60

Tabulka 16. Koeficienty reliability relativních časových parametrů, silových parametrů a parametrů silových impulzů61

15. PŘÍLOHY

Příloha I. Informovaný souhlas

Univerzita Palackého Olomouc
Fakulta tělesné kultury
Katedra přírodních věd v kinantropologii
Tř. Míru 115
771 11 Olomouc

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 pověřené touto studií: