

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Jana Válková

## **Vliv opory horních končetin na parametry chůze**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Radka Crhonková

Olomouc 2017

# ANOTACE

## Diplomová práce

**Název práce:** Vliv opory horních končetin na parametry chůze

**Název práce v AJ:** The Influence of Upper Extremities Support on Gait Parameters

**Datum zadání:** 31. 1. 2017

**Datum odevzdání:** 26. 6. 2017

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Jana Válková

**Vedoucí práce:** Mgr. Radka Crhonková

**Oponent práce:** Mgr. Tomáš Zemánek

**Abstrakt v ČJ:** Diplomová práce se zabývá vlivem opory horních končetin na časoprostorové a silové parametry chůze. Cílem práce je zjistit, které parametry opora horních končetin mění a jakým způsobem. Teoretická část shrnuje obecné poznatky o biomechanice krokového cyklu a představuje studie zabývající se daným tématem. Další část textu je věnována popisu výzkumu. K měření parametrů chůze byl použit chodící pás s tlakovou plošinou. Měření se zúčastnili mladí, zdraví jedinci a sledovala se chůze bez opory horních končetin, s oporou jednou i oběma horními končetinami. Vliv opory byl testován ve čtyřech různých situacích, a to chůzi po rovině a do kopce a chůzi v normálním a rychlém tempu. V poslední části textu dochází k porovnávání výsledků této práce s výsledky uvedených studií a k návrhu možných vysvětlení. Opora má prokazatelně vliv na zúžení báze opory (šířka kroku), snížení výchylek pohybu COP v laterálním směru a snížení hodnot 1. vrcholu reakční síly.

**Abstrakt v AJ:** Master thesis deals with the influence of upper extremities on spatial-temporal and force parameters of gait. The aim of the thesis is to find out, whether and how the support of upper limbs changes those parameters. Theoretic part summarizes general information about biomechanics of gait cycle and introduces studies which deals with the topic. Next part of thesis includes the description of measurement. Treadmill system with a pressure platform was used to measure gait parameters. Young, healthy individuals walked on a treadmill while swinging their arms naturally, and while holding one upper limb

or both limbs onto handles. The impact of the support was tested in four different situations, level and uphill walking and walking at normal and fast speed. The last part of the text compares the results of this thesis with the results of other studies and suggests possible explanations. The support has a significant effect on the narrowing the base of support (step width), the reduction of COP sway in lateral direction and the reduction of the first peak of reaction force.

**Klíčová slova v ČJ:** chůze s oporou horních končetin, chůze s držení se postranic, chůze s berlemi, chodítkem, severská chůze, silové a časoprostorové parametry chůze

**Klíčová slova v AJ:** gait with handrail hold, gait with handles, gait with crutches/canes, walking with touch, nordic walking, parameters of gait

**Rozsah:** 98 stran, 17 příloh

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc

-----

podpis

Děkuji Mgr. Radce Crhonkové za odborné vedení diplomové práce a Mgr. Dagmar Tečové za pomoc se statistickým zpracováním výsledků měření. Dále děkuji všem probandům, kteří se dobrovolně zúčastnili práce a své rodině a přátelům za jejich podporu.

# OBSAH

ÚVOD.....	9
PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
1Krokový cyklus.....	10
1.1 Parametry krokového cyklu.....	12
1.1.1 Časové a prostorové parametry chůze.....	12
1.1.2 Kinetické parametry chůze.....	13
1.1.3 Změna parametrů chůze vlivem rychlosti.....	13
1.1.4 Změna parametrů chůze vlivem nakloněné plošiny.....	14
1.1.5 Změna parametrů chůze na chodícím páse.....	15
2 Biomechanika krokového cyklu.....	17
2.1 Vhled do řízení chůze.....	17
2.2 Pohyb těžiště těla během chůze.....	18
2.3 Kinetika chůze.....	19
2.4 Kinematika chůze.....	20
2.4.1 Kinematika kloubů dolních končetin při chůzi.....	20
2.4.2 Kinematika pánve, trupu a hlavy při chůzi.....	21
2.4.3 Pohyb horních končetin při chůzi.....	21
2.4.4 Omezení pohybu horních končetin při chůzi.....	23
3 Opora horních končetin při chůzi.....	25
3.1 Důvody a způsoby opory horních končetin při chůzi.....	25
3.2 Opora horních končetin při chůzi v zahraničních studiích.....	27
3.2.1 Změna časoprostorových parametrů chůze.....	28

3.2.3	Vliv opory horních končetin na posturální stabilitu během chůze .....	29
3.2.2	Změna kinetických parametrů vlivem opory horních končetin .....	30
3.2.4	Vliv opory horních končetin při chůzi po nakloněné rovině .....	31
4	CÍLE A HYPOTÉZY.....	32
4.1	Cíl diplomové práce.....	32
4.2	Parametry chůze.....	32
4.3	Nulové hypotézy $H_0$ .....	33
4.4	Alternativní hypotézy $H_A$ .....	34
5	METODIKA VÝZKUMU.....	35
5.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	35
5.2	Průběh měření.....	35
5.3	Statistické zpracování dat .....	36
6	VÝSLEDKY.....	37
6.1	Výsledky k hypotéze $H_{01}$ .....	37
6.2	Výsledky k hypotéze $H_{02}$ .....	39
6.3	Výsledky k hypotéze $H_{03}$ .....	41
6.4	Výsledky k hypotéze $H_{04}$ .....	43
6.5	Grafické zobrazení vybraných parametrů.....	45
7	DISKUZE.....	50
7.1	Diskuze ke statistickému zpracování .....	50
7.2	Diskuze k časoprostorovým parametrům chůze .....	51
7.2.1	Rozložení krokového cyklu .....	53
7.4	Diskuze k parametrům hodnotícím posturální stabilitu.....	54
7.3	Diskuze ke kinetickým parametrům chůze .....	55

7.6 Limity práce.....	57
7.7 Přínos práce.....	58
ZÁVĚR .....	60
REFERENČNÍ SEZNAM .....	62
SEZNAM ZKRATEK .....	69
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	70
SEZNAM TABULEK .....	71
SEZNAM GRAFŮ .....	72
SEZNAM PŘÍLOH.....	73
PŘÍLOHY .....	74



# ÚVOD

Chůze člověka je základním lokomočním prostředkem a jako taková je stále předmětem řady výzkumů. Ve vědeckých pracích, studujících chůzi na chodícím páse, bývá často dovolováno účastníkům měření držet se horními končetinami, aniž by pak byl možný vliv opory zvážen při výkladu výsledků. Opora horních končetin při chůzi je zároveň prostředkem používaným na prvním místě v terapii lokomoce pacientů s horší posturální stabilitou. Tato práce se tedy věnuje roli opory při chůzi a sleduje, které parametry chůze budou ovlivněny oporou jedné a obou horních končetin. Cílem této práce je poskytnout obecný pohled na to, které parametry opora prokazatelně mění.

Vliv opory horních končetin je testován při čtyřech různých situacích, které se od sebe liší metabolickou náročností. Jsou jimi chůze po rovině a do kopce, v tempu normálním a rychlém. Využití různých způsobů chůze při testování by mělo vést k odhalení více změn, než je tomu při chůzi po rovině v normálním tempu. Předpokladem totiž je, že s rostoucí metabolickou náročností dojde i k výraznějším rozdílům mezi parametry při držení se a bez opory horních končetin.

Jelikož se práce zabývá biomechanikou chůze, teoretická část je věnována popisu krokového cyklu a jeho parametrů, kinetikou a kinematikou chůze s důrazem na změny při opoře horních končetin. Dále jsou uvedeny studie, které se zabývaly daným tématem. V části diskuze najdeme srovnání výsledků této práce s výsledky studií a návrh možného vysvětlení změn v parametrech.

Pro vyhledávání studií bylo použito klíčových slov a jejich kombinací: walking/gait with handrail, incline walking, touch during walking. Studie byly vyhledávány v době od ledna 2017 do června 2017. Při vyhledávání studií byly použity databáze EBSCO, PubMed a vyhledávač Google Scholar. Explicitně daným tématem, tedy vlivem opory horních končetin na parametry chůze, se zabývalo 9 studií, z nichž 7 je dohledatelných v plném textu, dvě studie jsou pouze ve formě abstraktu. Studie jsou z období od roku 1999 do 2015. Řada z nich však jako probandy měřila pacienty s různým typem snížené posturální kontroly (cévní mozková příhoda: 4 studie, Parkinsonova choroba: 1 studie). Studií, jichž se účastnili mladí, zdraví jedinci, bylo méně (4 studie).

# PŘEHLED POZNATKŮ

## 1 Krokový cyklus

Chůze je způsob lokomoce člověka, umožňující přemístění z jednoho místa do druhého, využívající k tomu střídavého pohybu dolních končetin. Jedná se o mechanický pohyb, kdy vždy alespoň jedna dolní končetina je v kontaktu se zemí, zatímco druhá dolní končetina se pohybuje vpřed, aby zaujala nové místo pro oporu, načež se jejich role vymění. Aby došlo k přesunu váhy těla z jedné končetiny na druhou, obě nohy jsou současně v kontaktu se zemí. Tento mechanický pohyb je opakován střídavě dolními končetinami, dokud člověk nedosáhne určené destinace a je v literatuře popisován jako krokový cyklus (Burnfield and Perry, 1992, p. 4 - 16).

Krokový cyklus je základní jednotkou chůze, popisující pohyb jedné dolní končetiny fází stoje, kdy je končetina v kontaktu se zemí a dochází k přesunu váhy, a fází švihů, kdy se končetina pohybuje dopředu bez opory. Stojná fáze zabírá procentuálně větší část krokového cyklu, než-li fáze švihová (v poměru 60:40). Jelikož nejčitelnější z krokového cyklu je kontakt chodidla na začátku stojné fáze, byl zvolen jako začátek krokového cyklu (Whittle, 2007, p. 52 - 3).

Stojná fáze je rozdělena na následujících 5 částí (v závorce jsou uvedeny procentuální rozložení z hlediska krokového cyklu):

1. počáteční kontakt (0 - 2 %),
2. reakce na zatížení (0 - 10 %),
3. střed stojné fáze (10 - 30 %),
4. konečný stoj (30 - 50 %),
5. předšvihová fáze (50 - 60 %) (Burnfield and Perry, 1992, p. 10).

První dvě části stojné fáze jsou součástí tzv. fáze dvojí opory, kdy je v kontaktu se zemí i druhostranná končetina a probíhá přenos váhy těla plně na stojnou končetinu. Ve středu stojné fáze a na začátku konečného stoje končetina přenáší celou váhu těla tak, aby byla současně zachována propulze pohybu. Burnfield and Perry (1992, p. 4 - 16) popisuje tuto fázi jako jednooporovou fázi stoje (anglicky Single limb support), a uvádí, že doba jejího trvání je nejlepším indikátorem k určení opěrné funkce dolní končetiny. Zkrácení doby trvání jednooporové fáze stojné dolní končetiny, obecně kulhání, můžeme vidět u různých patologií chůze, způsobených například bolestí kolene při artróze. V předšvihové fázi se končetina připravuje na fázi švihovou, zatímco druhá končetina je již na zemi (Burnfield and Perry, 1992, p. 4 - 16).

Fáze švihová je rozdělena na 3 části:

1. počáteční švih (60 - 73 %),
2. střed švihové fáze (73 - 87 %),
3. konečný švih (87 - 100 %) (Burnfield and Perry, 1992, p. 10).

Dolní končetina se flexí v kolenním a kyčelním kloubu a dorzální flexí v hlezenním kloubu dostává vpřed, aniž by došlo ke kontaktu se zemí. Ve středu švihové fáze se končetina dostává před druhostrannou končetinu a postupnou extenzí kloubů dolní končetiny se chystá na kontakt chodidla, paty, se zemí (Burnfield and Perry, 1992, p. 4 - 16; Whittle, 2007, p. 51 - 3).

## 1.1 Parametry krokového cyklu

### 1.1.1 Časové a prostorové parametry chůze

Pro popis a analýzu chůze se v literatuře používá několik parametrů, z nichž některé můžeme zjistit klinickým vyšetřením, u některých je však potřeba využít přístrojové vyšetření.

Z prostorových parametrů popisujeme u chůze délku dvojkroku (angl. stride length), což je vzdálenost mezi dvěma iniciálními kontakty stejné dolní končetiny. Délka kroku (angl. step length) je vzdálenost mezi počátečním kontaktem jedné dolní končetiny a druhé, můžeme tedy popsat délku kroku pravé a levé dolní končetiny. Dalším parametrem je šířka kroku (angl. step width), což je vzdálenost mezi chodidly, tzn. báze opory. Uvedené parametry jsou v centimetrech. Některé přístroje umožňují zhodnotit i rotaci podélné osy chodidla ve stupních. Z časových parametrů můžeme popisovat délku kroku a délku dvojkroku v sekundách (Whittle, 2007, p. 50 - 57).

Dále při chůzi sledujeme kadenci, což je počet kroků za určený čas, většinou 1 minutu. Z kadence lze vypočítat dobu trvání krokového cyklu, musí se však vzít v potaz, že kadence sleduje kroky, tedy vlastně půlku krokového cyklu. Proto vzorec pro vypočítání doby trvání krokového cyklu vypadá následovně:

$$\text{Doba trvání krokového cyklu (s)} = 120 / \text{kadence (krok/min)}.$$

Rychlost chůze označuje ujitou vzdálenost v metrech či kilometrech za určitou časovou jednotku, sekundy či hodiny. Okamžitá rychlost se během chůze liší, je proto pro hodnocení chůze zavedena průměrná rychlost, která může být vypočítána z kadence a z délky dvojkroku následujícím vzorcem:

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

Kromě doby trvání krokového cyklu, sledujeme i dobu trvání jejich jednotlivých částí. Můžeme tedy popsat dobu stojné a švihové fáze a fáze dvojí opory. Tyto parametry se často popisují v procentech krokového cyklu (viz 1. Krokový cyklus) (Whittle, 2007, p. 50 - 57; Kolářová a kol., 2014, s. 42 - 4).

### **1.1.2 Kinetické parametry chůze**

Kinetické parametry chůze popisují síly a momenty sil, které působí na lidské tělo a v lidském těle. K popisu těchto parametrů potřebujeme silových či tlakových plošin, nebo například tlakových senzorů umístěných v botě (Richards, 2008, p. 35 - 45).

Ve studiích, které se zabývají hodnocením posturální kontroly jedince, je nejčastěji hodnoceným kinetickým parametrem reakční síla podložky. Jedná se o aplikaci třetího Newtonova pohybového zákona, kdy velikost reakční síly je rovná obrácené síle, tedy tíhové síle jedince a síle vyvolané pohybem jedince. Jedná se o vzestupnou sílu směrem od podložky k chodidlu. Většinou se popisuje především vertikální vektor této síly, přičemž výsledná síla je složena i z vektoru laterolaterálního a anteroposteriorního. V biomechanice se pracuje s termínem **Centre of Pressure (COP)**, což značí umístění reakční síly na podložce znázorněné jako jeden bod. Při chůzi můžeme sledovat odchylky COP v anterioposteriorním či mediolaterálním směru (Richards, 2008, p. 35 - 45).

Dalším kinetickým parametrem je distribuce tlaku na kontaktu chodidla s podložkou. Při analýze tohoto parametru nás zejména zajímá maximální tlak v určitých oblastech chodidla (pata, středonoží, předonoží). Z distribuce tlaků můžeme usuzovat na přetížení jednotlivých oblastí chodidla (Kirtley, 2006, p. 97 - 116).

Jelikož se tato diplomová práce bude zabývat vlivem opory horních končetin v závislosti na změně rychlosti a náklonu chodící plochy a prostředkem pro analýzu chůze bude chodící pás, je nutné popsat i vliv rychlosti a náklonu na uvedené parametry chůze.

### **1.1.3 Změna parametrů chůze vlivem rychlosti**

Na parametry chůze má vliv rychlost, kterou jedinec chodí. Ze vzorců uvedených v kapitole 1.1.1 vidíme, že rychlost závisí na kadenci a délce dvojkroku. Nabízí se tedy možnost, že rychlost může být změněna, pokud dojde ke změně jen jedné z těchto proměnných. Například zvýší-li se hodnota kadence, zatímco délka dvojkroku zůstane stejná,

dojde ke zrychlení chůze. Nicméně v praxi se ukázalo, že jedinci mění rychlost chůze změnou jak hodnoty kadence, tak i délky dvojkroku (se zvyšující se rychlostí chůze se obě hodnoty zvyšují). Poměr mezi těmito dvěma proměnnými zůstává napříč rychlostmi téměř konstantní (Sekiya and Nagasaki, 1998 in Whittle, 2007, p. 57).

Vlivem rychlosti chůze se mění procentuální rozložení jednotlivých fází krokového cyklu. Se zvyšující se rychlostí dochází ke zkracování stojné fáze a fáze dvojí opory. Doba trvání kroku a dvojkroku se se zvyšující se rychlostí snižuje, zatímco délka kroku a dvojkroku se zvyšuje (Jordan et al., 2007, p. 128 - 34). Šířka kroku je parametr také ovlivněn rychlostí a sice se zvyšující se rychlostí dochází ke snížení šířky kroku. Důvodem, proč dochází k těmto změnám může být změna trajektorie pohybu těžiště těla. S rostoucí rychlostí dochází k rostoucím odchylkám mezi vertikálním pohybem těžiště, zatímco laterální pohyb těžiště se naopak zmenšuje, a k největším výchylkám dochází při pomalejší chůzi (Orendurff et al., 2004, p. 829 - 34).

Rychlost má vliv i na kinetické parametry, tedy vertikální složku reakční síly podložky. S rostoucí rychlostí dochází i ke zvyšování hodnot velikosti prvního a druhého vrcholu reakční síly podložky, zatímco pokles mezi těmito vrcholy se snižuje (Baker, 2013, p. 26; Jordan et al., 2007, p. 128 - 34).

#### **1.1.4 Změna parametrů chůze vlivem nakloněné plošiny**

Biomechanické výzkumy se zaměřují zejména na chůzi po rovině, méně pozornosti je věnováno chůzi do kopce či po nakloněné rovině. K měření parametrů chůze se používají jak chodící pásy, tak i nakloněné tlakové plošiny. Aby bylo vůbec možné chůzi po nakloněné plošině provést, musí se chůze notně přizpůsobit, čímž dojde i ke změně parametrů chůze. Obecně lze říci, že chůze po nakloněné ploše je metabolicky náročnější než chůze po rovném povrchu. Studie zkoumající metabolickou námahu<sup>1</sup> při chůzi do kopce uvedené potvrzují a udávají, že již při 5° náklonu dochází k 52 % zvýšení metabolické námahy a při 10° náklonu až k 113 % zvýšení (Silder et al., 2015, p. 1842 - 9). Je prokázáno, že vlivem nakloněné plošiny dochází k větší aktivaci svalů v porovnání s chůzí po rovině (Item-Glatthorn et al., 2016, p. 259 - 64).

---

<sup>1</sup> Metabolická námaha, metabolické nároky - tento termín je zde používán jako energie nutná k prováděné mechanické práci. Je měřena spirometrem. K určení metabolické námahy se používá hodnota spotřeby kyslíku VO<sub>2</sub> (čím vyšší hodnota, tím vyšší zátěž).

Z kinematických parametrů dojde k posunu těžiště těla více dopředu než při běžné chůzi. Na začátku stejné fáze musí dojít k větší flexi v kyčelním kloubu. Délka kroku má tendenci se prodlužovat a kadence se snižuje. Dochází tedy ke snížení rychlosti chůze. Dále se mění i velikost vertikální složky reakční síly podložky, jejíž první i druhý vrchol se zvyšuje v souvislosti s rostoucím náklonem. COP vykazuje větší amplitudu pohybu v lateromediálním směru, s čímž souvisí rozšíření šířky kroku vlivem rostoucího náklonu (Kawamura et al., 1991, p. 179 - 84; Leroux et al., 2002, p. 64 - 74; McIntosh et al., 2006, p. 2491 - 502).

### **1.1.5 Změna parametrů chůze na chodícím pásu**

Systémy chodících pásů se používají v rámci fyzioterapie jak vědecké, tak klinické již řadu let. Našly uplatnění v posilovnách jako součást aerobního tréninku (již v 60. letech minulého století) a začaly se využívat i jako součást zátěžového vyšetření (spiroergometrie). Ve vědeckých pracích se objevují od 80. let minulého století až do současnosti, kdy slouží jako prostředek pro analýzu chůze. Řada studií se zabývá srovnáním parametrů chůze po rovině s chůzí na chodícím pásu (Parvataneni et al., 2009, p. 95 - 100; Riley et al., 2007, p. 17 - 24; Schenau, 1980, p. 257 - 61).

Výhodou pro použití chodících pásů je, že potřebují menší prostor, než například tlakové plošiny, a umožňují zaznamenat více krokových cyklů. Nicméně mezi chůzí po rovném povrchu a chodícím pásu můžeme najít rozdíly.

Chodící pás je tvořen z chodící plochy, která má omezenou velikost (například 150 x 50 cm), což může vést ke zkrácení délky kroku (Whittle, 2007, p. 133). Tím, že řada pásů disponuje nastavením rychlosti, jsou i hodnoty kadence a délky kroku konzistentnější, než-li u normální chůze. Ve studiích se však ukazuje, že jedinci při chůzi po rovině mají tendence chodit rychleji. Co se týče procentuálního rozložení jednotlivých fází krokového cyklu, není prokázán rozdíl mezi chůzí po normálním povrchu a chodícím pásu. Mezi kinematickými parametry existuje rozdíl v rámci minimálního a maximálního pohybu, kdy chůze po rovině vykazuje větší rozsah pohybu v kloubech dolních končetin, pánvi a trupu. Podobně je to i s kinetickými parametry, kdy průběh reakční síly podložky vykazuje stejné křivky, nicméně při chůzi po rovině dosahují větších amplitud. Autoři studií zkoumající tyto rozdíly se shodují v tom, že funkčně jsou obě chůze stejné, tudíž analýza z chodícího pásu je srovnatelná s analýzou chůze po rovině (Kram et al., 1998, p. 764 - 9; Riley, 2006,

p. 17 - 24). Je však třeba zmínit nutnost jistého času pro zvyknutí si na chůzi na chodícím páse. U mladých zdravých jedinců, kteří se s přístrojem setkávají poprvé se udává, že po šesti minutách se parametry chůze ustálí a jedinec si zvykne na chůzi, u starších jedinců se tento čas prodlužuje až na 14 minut (Matsas et al., 2000, p. 46 – 53, Matsas et al., 2005, p. 72 - 9).



## 2 Biomechanika krokového cyklu

V následující části textu se budeme zabývat biomechanikou chůze s důrazem na kinematiku horních končetin. Jelikož je chůze komplexní děj vyžadující aktivaci nejenom muskuloskeletálního systému, začátek kapitoly bude věnován popisu řízení chůze.

### 2.1 Vhled do řízení chůze

Jedním z nejdůležitějších prostředků k zdravé chůzi je intaktní řízení chůze, vyžaduje aktivaci celého nervového a muskuloskeletálního systému. Lidská lokomoce je účelné chování jedince započato volným rozhodováním v mozkové kůře nebo emočním procesem odehrávajícím se v limbickém systému. Bez ohledu na prvotní příčinu, lokomoce je doprovázena automatickými kontrolovanými pohybovými procesy, jako je nastavení posturálního svalového tonu a rytmického pohybu dolních končetin (Takakusaki, 2013, p. 1483 - 91).

Senzomotorická integrace aferentních signálů, odehrávající se ve spinální míše a v mozkovém kmeni, hraje při tomto procesu klíčovou roli. Základní lokomoční motorický vzor je generován spinálními interneurálními sítěmi, tzv. centrálními generátory pohybu (anglicky Central Pattern Generators). Jako odpověď na proprioceptivní, taktilní aferenci a také aferenci vestibulárních a zrakových signálů, spinální interneuronální síť přizpůsobuje lokomoční vzor v kooperaci s eferentními signály z podkorových a korových oblastí mozku. Informace, které jsou zpracovávány mezi bazálními ganglii, mozečkem a mozkovým kmenem umožňují automatickou regulaci svalového tonu a rytmického pohybu končetin bez závislosti na vědomém soustředění se na prováděnou lokomoci. Pokud je potřeba pozměnit chůzi například kvůli překážce v cestě, uplatňuje se motorické programování v premotorickém kortexu. Motorický program využívá informace jako je tělesné schéma, které je uloženo a aktualizováno v temporoparietálním kortexu. Motorický program je poslán do mozkového kmene kortikoretikulospinálním systémem, takže postura je anticipačně kontrolována. Pro tento proces se používá termín **posturální kontrola**. Dva hlavní funkční cíle posturálního chování jsou posturální orientace a posturální stabilita. Posturální orientace zahrnuje aktivní nastavení trupu a hlavy vzhledem ke gravitaci,

podložce, okolí a interních silách. Posturální stabilita zahrnuje koordinaci pohybových strategií, které vedou ke stabilizaci těžiště těla (anglicky Centre of Mass, COM) během interních či externích narušení stability. Anticipační nastavení postury před volným pohybem těla slouží k udržení posturální stability, jinými slovy rovnováhy, tím, že kompenzuje destabilizující síly spojené s pohybem končetiny (Horak, 2006, p. 7 - 11; Takakusaki, 2013, p. 1483 - 91).

Ve studiích, zabývajících se chůzí, je posturální kontrola a stabilita hodnocena mírou odchylek v pohybu COP, zejména v jeho výchylkách. Výrazné výchylky v pohybu COP během klidného stoje a při chůzi mohou indikovat sníženou posturální kontrolu (Gribble and Hertel, 2004, p. 589 - 92).

## **2.2 Pohyb těžiště těla během chůze**

Ač je lidská chůze jedním z nejběžnějších lokomočních prostředků, jedná se o mimořádně složitý balanční úkol. Při klidném stoji je hlavním úkolem k udržení rovnováhy člověka průmět těžiště těla (angl. Centre of Gravity, COG) do báze opory. Při chůzi však nastává odlišná situace, kdy na začátku chůze musíme volně přesunout COG před bázi opory. Jedná se o tedy tzv. řízený pád. Při zastavování naopak musí COG zůstat v bázi opory. Jakmile je chůze započata, COG se pohybuje po mediální hraně chodidla a v bázi opory se ocitá jenom krátkodobě při fázi dvojí opory. Poté se rychle pohybuje směrem k místu budoucího iniciálního kontaktu druhé končetiny. Fáze dvojí opory slouží pro znovuzískání stability, ale jak bylo uvedeno výše, fáze je to krátká a navíc během ní každá dolní končetina plní jiný úkol, kdy jedna se odráží a druhá našlapuje (Winter, 1995, p. 193 - 214).

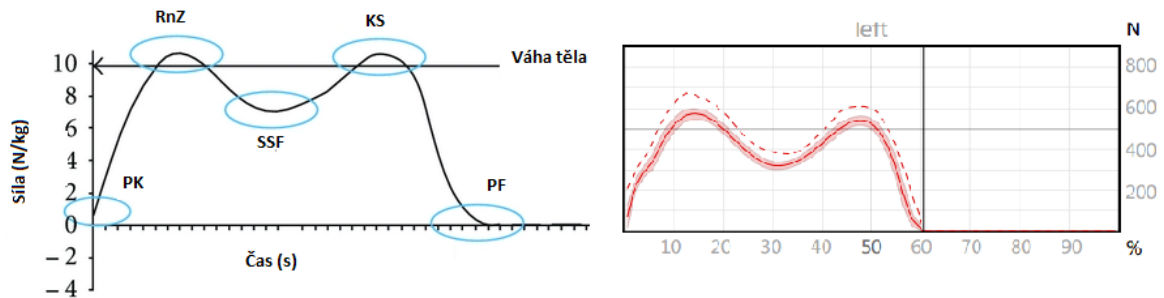
Vzhledem k tomu, že těžiště těla (angl. Centre of Mass, COM) je umístěno ve 2/3 tělesné výšky nad podlahou (je uloženo ve výšce druhého křížového obratle), je lidské tělo svojí podstatou velice nestabilní systém a bývá přirovnáváno k obrácenému kyvadlu. Při chůzi je tedy horní polovina těla (trup, hlava a horní končetiny) setrvačností hnána dopředu. K tomu, aby při chůzi bylo udrženo napřímené postavení horní poloviny těla, je třeba intaktního nervového systému, který je schopen selektivně aktivovat spinální svaly tak, aby bylo dosaženo co největší stability hlavy během pohybu a tím i k možnosti fixace pohledu (Prince et al., 1994 in Whittle, 2007, p. 62 - 3). Ačkoliv pohyb krční páteře dovoluje nezávislý pohyb hlavy, hlava a trup se během chůze pohybují jako jednotka a na jejich

pohybu se odráží trajektorie pohybu těžiště těla během chůze. Během fáze dvojí opory, kdy je těžiště uloženo nejnižší, je i nejkranialnější bod těla níž, než je tomu během jednooporové fáze, kdy dochází k posunu těžiště směrem kranialním. Trajektorie pohybu těžiště těla v sagitální rovině vypadá jako křivka sinusoidy. Ve frontální rovině dochází také k výchylkám těžiště těla, kdy ve fázi dvojí opory je těžiště ve středu a posunuje se laterálním směrem ke stojné končetině. Tuto trajektorii opisuje pohyb trupu a hlavy (Burnfield and Perry, 1992, p. 121 - 5).

### **2.3 Kinetika chůze**

Vertikální složka reakční síly může být rozdělena do čtyř částí, z nichž každá odráží jinou fázi krokového cyklu a může tak poskytnout důležité informace o funkci dolních končetin. Na obrázku č. 1 vidíme, že vertikální síla během stojné fáze prochází dvěma vrcholy. První vrchol odráží, kolik váhy jedinec přenáší na stojnou končetinu. Ideálně by hodnota měla být 1,2x váhy jedince. Může se však stát, že hodnota bude menší, například u lidí s amputovanou dolní končetinou, či s bolestmi nosných kloubů, nebo i při pomalejší chůzi. Po prvním vrcholu dochází k poklesu síly. Kolenní kloub stojné končetiny se extenduje a pozice těžiště těla je v této fázi nejvýše. Normální hodnota by měla být 0,7x váhy jedince. Hodnota může být opět ovlivněna rychlostí chůze. Při rychlejším tempu chůze dochází k výraznějšímu poklesu síly mezi oběma vrcholy. Druhý vrchol reakční síly odráží schopnost propulze z chodidla a kotníku a velikost síly by měla opět dosahovat 1,2x váhy jedince. Postupně končetina přechází do švihové fáze a dochází k poklesu reakční síly (Richards, 2008, p. 35 - 41).

**Obr. 1** Schéma vertikální složky reakční síly podložky při chůzi (vlevo Bouffard et al., 2011, p. 3, vpravo report ze Zebris FDM)



Legenda k Obr. 1:

PK = počáteční kontakt, RnZ = reakce na zatížení, SSF = střed stojné fáze, KS = Konečný stoj, PF = předšvihová fáze.

## 2.4 Kinematika chůze

### 2.4.1 Kinematika kloubů dolních končetin během chůze

Co se týče biomechaniky dolních končetin, popisují se v literatuře zejména pohyby v sagitální rovině v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. Na začátku stojné fáze je kyčelní kloub ve flexi, kolenní kloub v extenzi a hlezenní kloub v dorzální flexi tak, aby počátečnímu kontaktu se zemí byla vystavena pata. Aby mohlo dojít k absorpci šoku z nárazu končetiny, kolenní kloub se lehce flektuje, zároveň s tím se hlezenní kloub začíná pohybovat do plantární flexe a dochází k pokládání celého chodidla na zem. Kyčelní kloub se extenduje. Končetina právě prochází středem stojné fáze a zvětšující se extenzí kyčelního kloubu, dorzální flexí kloubu hlezenního a extenzí kolenního kloubu přechází do konečného stoji. Kolenní kloub se poté začne flektovat, přičemž dojde k odlepení paty od podložky a k odrazu palce. Hlezenní kloub se tak nachází v maximální plantární flexi (cca 20°). Končetina ukončuje stojnou fázi a flexí kyčelního kloubu a zejména pak kolenního kloubu (cca 50 - 60° v počátečním švihu) se dostává před končetinu stojnou. Na konci švihové fáze dochází opět k extenzi kolenního kloubu a k přípravě na pokládání paty na podložku (Burnfield and Perry, 1992, p. 51 - 120).

## **2.4.2 Kinematika pánve, trupu a hlavy během chůze**

Na střídavý pohyb dolních končetin nasedá i pohyb pánve, trupu a hlavy. Uvedené struktury se dají rozdělit na tři rigidní systémy, které tvoří pánev, hlava a hrudník, které jsou spojené dvěma pohyblivými systémy, krční a thorakolumbální páteří (Burnfield and Perry, 1992, p. 121).

V sagitální rovině dochází během chůze k anteflexi a retroflexi pánve. Zjednodušeně lze pohyb pánve popsat následujícím způsobem: během fáze dvojí opory (tedy při počátečním kontaktu a konečném stoji končetin) je pánev v anteflexi a během fáze jednooporové (tedy ve středu stojné fáze a v počátečním švihu) je v retroflexi. Nutno podotknout, že celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině je velmi malý (cca 4°), tedy běžným okem není postřehnutelný. Ve frontální rovině dochází k poklesu pánve na straně kontralaterální dolní končetiny během začátku stojné fáze. K poklesu pánve na ipsilaterální straně dochází během středu stojné fáze. Opět se jedná o pohyby velice malého rozsahu (4°). Důležitou roli zde hrají abduktory kyčelního kloubu, které zajišťují laterální stabilitu pánve tím, že brzdí pokles pánve. V transverzální rovině dochází k rotaci pánve o celkovém rozsahu 10°. Rotaci pánve následuje pohyb končetin, tedy při maximální flexi kyčelního kloubu (na konci švihu a začátku stojné fáze) je i největší rotace ipsilaterální strany pánve a naopak. Neutrálního postavení pánev dosahuje během jednooporové fáze (Burnfield and Perry, 1992, p. 121 - 7).

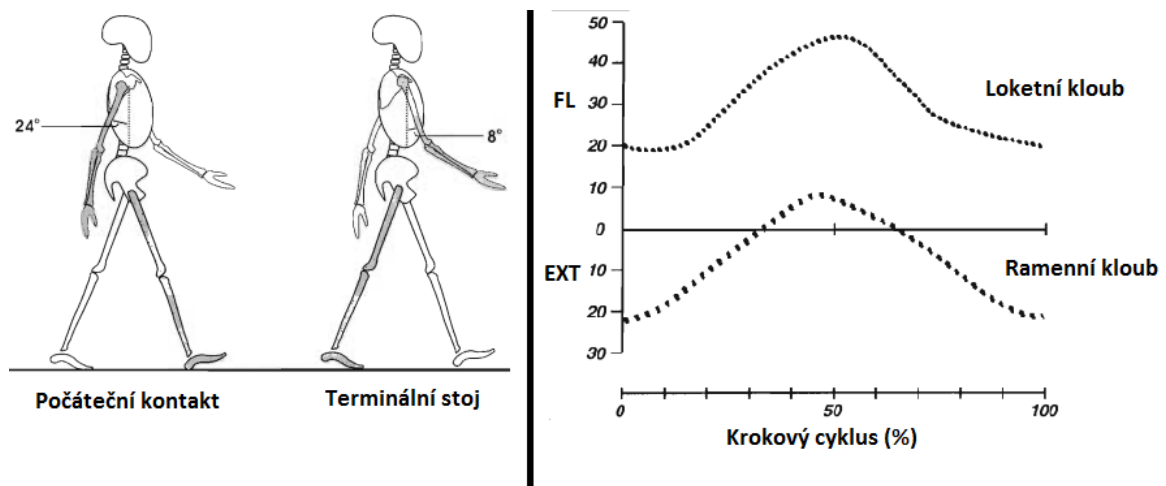
Chůze má co se týče osového orgánu torzní charakter. Hypomochlion torzního pohybu páteře je v oblasti osmého hrudního obratle, dá se tedy popsat, že bederní páteř a dolní hrudní páteř vykonávají rotaci ve směru s rotací pánve, zatímco horní hrudní páteř a krční páteř rotují ve směru opačném a spolu s nimi dochází i k pohybu ramenních pletenců (Burnfield and Perry, 1992, p. 121 - 7, Véle, 2006, s. 350 - 3).

## **2.4.3 Pohyb horních končetin při chůzi**

Jelikož se tato práce zabývá vlivem opory horních končetin během chůze, je třeba se věnovat i popisu biomechaniky pohybu horních končetin při chůzi. Burnfield a Perry (1992, p. 131) udává, že pohyb horních končetin je základní komponentou chůze. Efektivita a plynulost chůze závisí do určité míry právě na pohybu trupu a horních končetin (Burnfield and Perry, 1992, p. 131; Whittle, 2007, p. 62 - 3).

Stejně jako u dolních končetin se klouby horní končetiny při chůzi střídavě flektují a extendují. Na začátku stojné fáze ipsilaterální dolní končetiny je ramenní kloub v maximální extenzi ( $24^\circ$ ) a postupně flektuje až do maxima ( $8^\circ$ ), které nastává během konce stojné fáze ipsilaterální končetiny. Podobný je i pohyb loketního kloubu během chůze, s tím rozdílem, že plné extenze při pohybu loketního kloubu nebývá dosaženo v průběhu celého krokového cyklu a loket setrvává v mírné semiflexi (cca  $20^\circ$ ). Pohyb kloubů horních končetin během krokového cyklu vidíme na obrázku č. 2 (Burnfield and Perry, 1992, p. 129 - 135).

**Obr. č. 2** Pohyb horních končetin při chůzi během krokového cyklu (vlevo), kinematika pohybu ramenního a loketního kloubu během krokového cyklu vyjádřena ve stupních (vpravo), (přeloženo z Burnfield and Perry, 1992, p. 132 , 133).



Co se týče svalové aktivity ramenního pletence během chůze, zdá se, že zatímco extenze je dějem aktivním, flexe ramene je děj pasivní. S tímto výsledkem přichází studie, která během chůze sledovala EMG aktivitu 12 svalů ramenního pletence a zaznamenala, že během flexe nedochází k aktivaci žádného z testovaných flexorů paže (m. deltoideus anterior, m. pectoralis maior, pars clavicularis, m. biceps brachii). Dochází však k aktivaci extenzorové skupiny (m. teres maior, m. deltoideus pars posterior), která pohyb do flexe brzdí (Buchthall et al., 1965 in Burnfield and Perry, 1992, p. 129 - 135).

Role střídavého pohybu horních končetin je vysvětlena načasováním tohoto pohybu. Pohyb horní a dolní ipsilaterální končetiny je během krokového cyklu stejný akorát opačného směru. Horní končetina tak poskytuje účelnou sílu opačného směru, která minimalizuje rotační odchylky těla, ke kterým by kvůli mechanismu pohybu dolních končetin docházelo. Zároveň aktivní extenze horní končetiny na začátku krokového cyklu pravděpodobně slouží jako dynamický manévr ke zlepšení stability (Burnfield and Perry, 1992, p. 129 - 35).

Je potřeba zmínit, že mezi jedinci existují rozdíly v rozsahu pohybu flexe a extenze horních končetin. Na rozsah pohybu má zároveň vliv i rychlost chůze. Při chůzi pomalejší než 2,8 km/h je pohyb horních končetin minimální. Čím rychleji jedinec půjde, tím většího rozsahu pohybu budou končetiny dosahovat (Burnfield and Perry, 1992, p. 129 - 35; Ford et al., 2007, p. 135 - 41).

Rychlost chůze ovlivňuje i synchronizaci pohybu horních a dolních končetin. Při chůzi o nižší rychlosti než 2,8 km/h je pohyb horních končetin synchronizován s frekvencí kroku. Zároveň nedochází ke střídavému pohybu končetin, ale obě horní končetiny se pohybují stejným směrem. Při vyšší rychlosti se horní končetiny začínají pohybovat střídavě a frekvence jejich pohybu je synchronizována s frekvencí dvojkroku (tedy tak, jak je to popsáno na začátku kapitoly) (Wagenaar and van Emmerik, 2000, p. 853 - 61; Ford et al., 2007, p. 135 - 41).

#### **2.4.4 Omezení pohybu horních končetin při chůzi**

Ač je koordinace pohybu mezi dolními a horními končetinami charakteristická pro chůzi jedince, není nezbytná. V běžné denní situaci člověk chodí, zatímco manipuluje s předměty a tím omezuje charakteristického střídavého pohybu horních končetin. Jednou ze studií, která se zabývala vlivem omezeného pohybu jedné horní končetiny na chůzi, je studie autorů Ford et al. (2007, p. 135 - 41). Konkrétněji se autoři zabývali tím, zda a jak parametry krokového cyklu ovlivní fixace jedné horní končetiny ortézou a zohlednili i vliv rychlosti chůze. Testování se zúčastnili zdraví, mladí jedinci, na které byly umístěny elektromagnetické senzory pro analýzu kinematických hodnot končetin během chůze na chodícím pásu při různých rychlostech (v rozmezí od 0,7 km/h do 5,4 km/h). Fixace horní končetiny ovlivnila zejména torzní pohyb osového orgánu. Napříč různými rychlostmi zůstávala rotace trupu téměř stejná, pokud byly končetiny fixovány. U chůze s volně

pohyblivými končetinami dosahovala rotace trupu větších amplitud při zvyšující se rychlosti chůze. Zároveň s omezením pohybu fixované horní končetiny došlo ke zvýšení amplitudy pohybu druhostranné končetiny, což při vyšších rychlostech vedlo k narušení synchronizace pohybu horních a dolních končetin (Ford et al., 2007, p. 135 - 41).

Tím, zda a jaký vliv bude mít omezení pohybu obou horních končetin při chůzi, se zabývala další studie (Umberger, 2008, p. 2575 - 80). Studie se opět účastnili mladí, zdraví jedinci. Zkoumanými parametry byli metabolické nároky při chůzi, kinetické a kinematické parametry chůze. Omezeného pohybu horních končetin bylo dosaženo tak, že jedinec zkřížil horní končetiny na prsou, nebylo tedy použito žádných externích zařízení k fixaci. Výsledky studie ukázaly, že chůze bez střídavého pohybu horních končetin je významně metabolicky náročnější. Kinematické a kinetické hodnoty nebyly fixací končetin významně ovlivněny. Studie však zohledňovala pouze pohyb končetin, a to v sagitální rovině, zda došlo k ovlivnění torzního pohybu trupu není známo. Na rozdíl od první studie tato studie nesledovala vliv rychlosti chůze. Jedinci chodili v preferovaném tempu (Umberger, 2008, p. 2575 - 80).



## 3 Opora horních končetin při chůzi

### 3.1 Důvody a způsoby opory horních končetin při chůzi

S potřebou opory horních končetin při chůzi se v rámci terapie setkáváme tehdy, když je porušena posturální stabilita během chůze. Zatímco někteří lidé si použitím vnějšího zdroje opory (berlí, hůlek, chodítek, zábradlí atd.) ulevují od bolesti nosného kloubu stíženého například artrózou, pro některé je chůze bez opory nemožná, kupříkladu chůze s amputovanou končetinou (Whittle, 2007, p. 122 - 30). Opora horních končetin může být použita i pro účely aerobního tréninku jako v případě severské chůze, anglicky nordic walking. V současné době je tento sport velmi oblíbený i při rehabilitaci pacientů s patologií chůze, způsobenou například Parkinsonovou chorobou (Bombieri et al., 2017, p. 8 - 12).

Použití zevní opory může přinést biomechanické či somatosenzorické výhody, které mohou vést ke zlepšení balanční kontroly a tím mohou změnit parametry krokového cyklu (Ijmker et al., 2015, p. 70 - 82).

Hlavní důvody, proč použití vnější opory pomáhá zlepšit chůzi, jsou následující:

- zlepšení posturální stability,
- vytvoření momentu síly,
- snížení zátěže dolní končetiny (Whittle, 2007, p. 122 - 30).

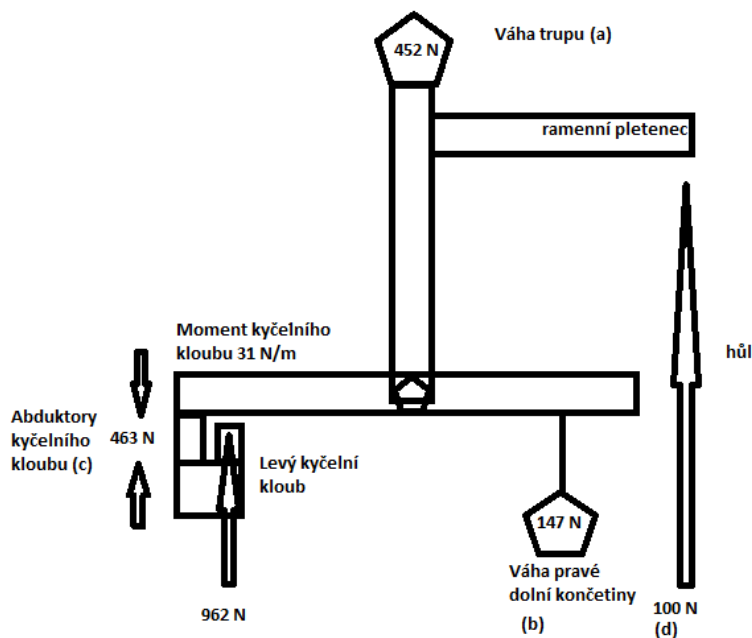
Při použití např. hůlky při chůzi dochází k rozšíření báze opory. Těžiště těla má najednou větší pole, ve kterém se může pohybovat, což vede k větší stabilitě při chůzi. Zároveň může jedinec využít zevní oporu k vytvoření korekční síly při rychlých změnách během chůze a tím opět zlepšit svoji stabilitu (Whittle, 2007, p. 122 - 30).

Druhý bod souvisí zejména s laterálními stabilizátory pánve, kyčelními abduktory, které musí při chůzi vygenerovat kontrakci o takové síle, aby udrželi pánev v rovině a nedošlo k výraznějšímu poklesu na jedné straně. Při použití opory dojde k vytvoření momentu síly

jdoucímú přes rameno na pánev, což sníží velikost kontrakční síly abduktorů (např. z 911 N na 463 N), jak lze vidět na obrázku č. 3 (Whittle, 2007, p. 122 - 30).

Díky vytvoření momentu síly dochází i ke snížení zátěže na nosné klouby, což využívají zejména lidé, kteří trpí bolestí některého z nosných kloubů. Čím blíže je hůlka k tělu, tím více ji může jedinec zatížit ve vertikálním směru a tím více může postihnutý kloub odlehčit (Whittle, 2007, p. 122 - 30).

**Obr. č. 3** Schéma přenosu sil při použití zevní opory - hole (převzato a přeloženo do češtiny dle Whittle, 2007, p. 124)



Legenda k Obr. 3:

Reakční síla na levý kyčelní kloub (962 N) je součtem: a) váhy trupu, b) váhy pravé dolní končetiny (147 N), kontrakční silou abduktorů kyčelního kloubu (463 N), d) síla přenesena holí (100 N).

To, jaký vliv bude na chůzi opora horních končetin mít, závisí i na zvolené pomůcce a typu chůze. Existují různé typy berlí, jejichž použití se od sebe biomechanicky liší. Například hůl s tří či čtyřbodovou oporou toleruje na rozdíl od francouzské hole zátěž i v horizontálním směru, pokud se výsledný silový vektor promítá do báze opory, což může pomáhat zvláště při vstávání ze sedu. Rozdíl je i mezi chůzí s berlí a vycházkovou holí. Zatímco vycházková hůl má pouze jeden bod opory, berle mají většinou dva (předloktí či

podpažní jamka) a tak dovolují přenosu větší síly. Nejstabilnější oporou během chůze jsou chodítka, která zároveň umožňují přenos největší síly jak ve vertikálním, tak v horizontálním směru. Chodítka využíváme u terapie pacientů s největšími motorickými obtížemi. Zatímco nízké čtyřbodové chodítko výrazně zpomaluje chůzi a jedinec si ho musí k dalšímu kroku zvednout a posunout dopředu, čtyřkolové chodítko umožňuje chodit nepřerušovaně a výsledný obraz chůze je podobnější normálnímu krokovému cyklu (Whittle, 2007, p. 125 - 6).

Biomechanicky může parametry chůze ovlivnit i způsob zvolené chůze. Čtyřbodová chůze (levá berle - pravá dolní končetina - pravá berle - levá dolní končetina) je nejvíce stabilní chůzí, avšak také výrazně pomalou chůzí se značnými metabolickými nároky. Pokud vychází horní i dolní končetiny společně, jedná se o dvoubodovou chůzi, která je metabolicky méně náročná, rychlejší a nejvíce podobná přirozenému krokovému cyklu se synkinézou horních končetin. Ovšem vyžaduje dobrou pohybovou koordinaci jedince. V některých případech je chůze s použitím opory naprosto specifická. Například typickým způsobem chůze s berlí u hemiparetických pacientů je opora o berli neparetickou horní končetinou, kdy jde berle první, poté hemiplegická dolní končetina a na závěr zdravá dolní končetina (Whittle, 2007, p. 127 - 9).

Kromě biomechanických výhod přináší opora horních končetin i výhody somatosenzorické. Přináší taktilní a propioceptivní informace o orientaci těla v prostoru vzhledem k bodu kontaktu opory, což může vést ke snížení senzorické nejistoty a vést ke zlepšení posturální kontroly a stability (Dickstein and Laufer, 2004, p. 41 - 7).

### **3.2 Opora horních končetin při chůzi v zahraničních studiích**

Opora horních končetin bývá používána jak v klinické praxi, tak i ve studiích. Při studiích využívajících chodící pásy s postranními madly bývá často výzkumným osobám dovoleno držet se těchto madel. Důvodem je obava z pádu, jelikož se řada těchto studií zabývá jedinci staršími, například po CMP. Dalším důvodem je i snížení metabolické náročnosti při použití opory, a tedy i možnost delšího trvání testování (Ada et al., 2010, p. 153 - 61; Chen et al., 2005, p. 57 - 62).

Současné trendy vědeckého výzkumu chůze hledají co nejvíce přirozenou metodu k zanalyzování chůze. Důvodem je, že analýza chůze většinou vyžaduje specificky upravené

prostředí, a tedy nemusí přinášet informace o přirozené chůzi jedince. Prostředkem, který se nyní testuje, je nízké chodítko vybaveno senzory ke snímání parametrů chůze, zatímco jedinec vykonává běžné denní aktivity. Jelikož však jedinec využívá opory horních končetin při chůzi s chodítkem, je opět nutné u výsledné analýzy brát v potaz roli opory horních končetin (Ballesteros et al., 2016, p. 1896 - 1911).

### **3.2.1 Změna časoprostorových parametrů chůze**

Změnou časoprostorových parametrů vlivem opory horních končetin se zabývaly studie, jejichž výzkumnými osobami nejsou zdraví, mladí jedinci, ale neurologičtí pacienti, zejména po prodělané CMP.

První studie hodnotila oporu jedné horní končetiny (neparetické) při chůzi na chodícím páse preferovanou rychlostí. Výsledky ukázaly, že s oporou horních končetin o fixní postranice chodícího pásu, dojde ke statisticky významnému zúžení báze opory (snížení šířky kroku), pokud je stisk postranice silný i pokud se jedinci pouze dotýkají prsty (silou menší než 5 N). Zároveň došlo k prokazatelnému zlepšení symetrie kroku pravé a levé dolní končetiny, pokud se jedinci drželi pevně. Co se týče délky kroku, nedošlo zde k významnému vlivu na daný parametr, pouze k tendenci k jeho prodloužení v porovnání chůze bez opory a chůze s pevným držetím se postranice (IJmker et al., 2015, p. 70 - 82).

Podobná studie, která použila pro měření taktéž chodící pás, avšak s madly volně pohyblivými v horizontální rovině, uvádí rovněž prokazatelné snížení délky kroku a zvýšení kadence u chůze bez opory horních končetin. Tato studie zkoumala vliv opory obou horních končetin. Vliv opory byl patrný, jak u osob po CMP, tak i u kontrolní skupiny zdravých jedinců staršího věku (v průměru 62 let) (Stephenson et al., 2009, p. 11 - 6).

S podobnými výsledky přichází i studie autorů Kuan et al. (1999, p. 777 - 84). Testovali také chůzi po rovině preferovanou rychlostí, ovšem jedinci při chůzi používali hůl a měření bylo zaznamenáno prostřednictvím kamerového systému. Opět došlo k významnému zúžení šířky kroku, došlo však i k významnému prodloužení délky kroku při chůzi s oporou. Co se týče procentuálního rozložení krokového cyklu, výsledky studie nezachytily žádné významné rozdíly mezi chůzí bez a s oporou (Kuan et al., 1999, p. 777 - 84).

Signifikantní rozdíly v procentuálním rozložení krokového cyklu (zejména doby dvojitý opory) nezaznamenala ani studie, jejichž testovanou skupinou byly pacienti s Parkinsonovou chorobou. Chůze těchto pacientů se vyznačuje krátkými kroky a pomalým tempem. Při chůzi

na chodícím pásu s pohyblivými madly pro oporu vykazovali tito pacienti zvýšení rychlosti chůze až o 16 % a prodloužení délky kroku až o 10 % (Rabin et al., 2015, p. 735 - 41).

### **3.2.3 Vliv opory horních končetin na posturální stabilitu během chůze**

Vliv opory horních končetin na posturální stabilitu je téma zkoumané zejména při klidném stoji, a to u jedinců s narušenou posturální kontrolou z nejrůznějších příčin. Přehledová studie uvádí, že již velmi lehký dotek fixního objektu (silou menší než 1 N) vede ke zlepšení posturální stability (50% snížení výchylek COP), protože poskytuje další somatosenzorickou informaci díky vzruchům z taktilních receptorů dotýkajícího se prstu (Baldan et al., 2014, p. 1 - 10).

To, že má opora vliv na zlepšení posturální stability během chůze dokazuje řada studií. Například studie autorů IJmker et al. (2015, p. 70 - 82) kromě časoprostorových parametrů, zkoumala i vliv na odchylky v pohybu COP během chůze. Na rozdíl od výsledků ve stoji však uvádějí, že u chůze vede pouze pevné držení postranice k signifikantnímu snížení odchylek v pohybu COP (až 35 %), kdežto lehký dotek nemá prokazatelný vliv na zlepšení posturální stability u pacientů po CMP (IJmker et al., 2015, p. 70 - 82).

Další studie, které se zabývají vlivem opory horních končetin při chůzi, sledují zejména její somatosenzorickou úlohu. Znamená to tedy, že porovnávají vliv taktilních a zrakových informací. Těchto studií se na rozdíl od první uvedené studie účastnili mladí, zdraví jedinci. Jednou ze studií hodnotící tento vliv je práce autorů Dickstein a Laufer (2004, p. 41 - 7). Hodnotili výchylky v trajektorii pohybu těžiště těla, COM, při chůzi v anterioposteriorním a mediolaterálním směru při držení se fixního tlakového senzoru při chůzi po chodícím pásu s otevřenými a zavřenými očima. Výsledky studie odhalily, že i velmi lehký dotek jednoho prstu vede k výraznému snížení výchylek v pohybu COM v obou směrech. Znamená to tedy, že výsledky chůze s otevřenými očima jsou porovnatelné s chůzí se zavřenými očima s držením se jedním prstem fixního objektu. Pokud se podíváme pouze na výsledky situací s otevřenými očima, vidíme, že u výchylek v pohybu COM v anterioposteriorním směru došlo ke zvýšení v situaci lehkého dotyku prstu, kdežto výsledky ostatních dvou způsobů chůze jsou podobné. U výchylek v pohybu COM v mediolaterálním směru naopak došlo k poklesu hodnot nejvíce u situace s lehkým dotekem (Dickstein and Laufer, 2004, p. 41 - 7).

Další studie se zaměřila na stejné téma, akorát navíc hodnotila, zda nastane rozdíl mezi oporou o fixní objekt (postranice) či o mobilní objekt (hůl). Výsledky ukázaly, že nejméně

výchylek v pohybu COP v mediolaterálním směru nastane při chůzi s držením se o fixní objekt, zatímco opora o mobilní předmět ke zlepšení posturální stability nevede (Kodesh et al., 2015, p. 378 - 81). Autoři vysvětlují zlepšení posturální stability při chůzi se zevní oporou tím, že i lehký dotek slouží jako somatosenzorická „kotva“ dovolující lepší prostorovou orientaci a tím i lepší posturální stabilitu (Dickstein and Laufer, 2004, p. 41 - 7; Kodesh et al., 2015, p. 378 - 81).

### **3.2.2 Změna kinetických parametrů vlivem opory horních končetin**

Tím, že se jedinec drží, dochází k přenosu určitého množství váhy horními končetinami, což může ovlivnit zatížení dolních končetin a tím i kinetické parametry chůze jako je velikost vertikální složky reakční síly podložky. Uvedeným problémem se zabýval výzkum autorky Zahradka (2010, p. 41 - 7). Studie se zúčastnilo 25 mladých, zdravých jedinců, kterým byly měřeny parametry chůze na chodícím pásu při čtyřech modalitách: bez držení se postranních madel, s držením se oběma horními končetinami a s držením se zvlášť pravou a levou horní končetinou. Jedinci byli měřeni při normální, preferované rychlosti chůze. Výsledky ukázaly signifikantní snížení prvního vrcholu reakční síly podložky při chůzi s držením se oběma horními končetinami i jen jednou končetinou v porovnání s chůzí bez opory. Velikost druhého vrcholu reakční síly zůstala bez výrazných rozdílů napříč měřeními. Uvedený výsledek autorka vysvětluje tím, že výzkumné osoby vyvinuli větší sílu během držení se při iniciálním kontaktu, pravděpodobně pro zlepšení stability než při odrazu palce. Zároveň se studie zabývala tím, zda dojde ke změně parametrů, pokud bude síla, kterou se budou jedinci zábradlí držet, kontrolována (drželi se 5 % tělesné váhy jednou nebo druhou horní končetinou). Výsledky ukázaly, že při uvedeném způsobu držení se (tedy silnějším stiskem než v měření předtím), dochází k statisticky výrazným změnám v pohybech trupu v sagitální i frontální rovině, zatímco kinematické parametry kyčelních kloubů zůstávají téměř nezměněny, což je ve shodě se studií zabývající se daným tématem u starších jedinců (Stephenson et al., 2010, p. 109 - 15). Zároveň docházelo i ke změnám při držení se levou či pravou horní končetinou. Například pokud se výzkumné osoby držely pravou horní končetinou, trup měl tendence se naklánět doprava. Ovšem výsledky v kinetických parametrech nebyly změnou síly držení prokazatelně pozměněny (Zahradka, 2010, p. 41 - 7).

### 3.2.4 Vliv opory horních končetin při chůzi po nakloněné rovině

Chůzí po nakloněné rovině s oporou horních končetin se zabývala jedna studie, nezkoumala však parametry chůze, ale vliv opory na metabolické nároky při chůzi. Studie potvrdila, že při chůzi po nakloněné ploše dochází k signifikantnímu snížení metabolických nároků vlivem opory horních končetin, stejně jako při chůzi po rovině s oporou horních končetin. Zároveň udává, že je důležité, jaký pokyn dáme jedinci při držení se postranic. Studie používala k měření taktéž chodící pás, ale s postranicemi umístěnými vepředu a testovala situaci chůze v 10° náklonu. Pokud se jedinec držel postranic s horními končetinami nataženými, došlo k signifikantnímu snížení metabolické námahy v porovnání s chůzí bez opory a s chůzí s oporou, ale s napřímenou posturou (Hofmann et al., 2014, p. 339 - 45).

V uvedených studiích se autoři povětšinou soustředili na jeden výsek z parametrů chůze a testovali chůzi v normálním tempu po rovině. Zůstává tedy zatím nezodpovězeno, zda a do jaké míry ovlivní opora horních končetin časoprostorové i kinetické parametry chůze v rychlejším tempu a zda bude tento vliv větší, pokud se bude jednat o chůzi do kopce. Uvedeným problémem se budeme zabývat v praktické části diplomové práce.

## 4 CÍLE A HYPOTÉZY

### 4.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zjistit, zda bude mít opora horních končetin vliv na časoprostorové a kinetické parametry chůze. Dílčím cílem je zjistit, zda tento vliv bude rozdílný při chůzi po rovině a po nakloněné ploše, a při chůzi v rychlém a normálním tempu.

### 4.2 Parametry chůze

Vybrané testované parametry chůze jsou následující:

- průměrná délka kroku (cm)
- šířka kroku (cm)
- průměrná doba stojné fáze (% krokového cyklu)
- průměrná doba švihové fáze (% krokového cyklu)
- doba fáze dvojí opory (% krokového cyklu)
- kadence (počet kroků/min)
- laterální symetrie COP (mm)
- maximální výchylky COP v laterálním směru (mm)
- 1. vrchol reakční síly (N/kg)
- 2. vrchol reakční síly (N/kg)



Průměrná délka kroku, průměrná doba stojné a švihové fáze a vrcholy reakčních sil jsou parametry, které se týkají zvláště pravé a levé dolní končetiny. Jelikož však chůze zdravých jedinců nevykazovala větších asymetrií (hodnoceno dle Symmetry Index)<sup>1</sup>, byly hodnoty pro pravou a levou dolní končetinu zprůměrovány a statistické testy byly prováděny již s touto průměrnou hodnotou.

Dále se před statistickým zpracováním upravovaly hodnoty reakčních sil, které byly vztaheny k váze jedince (postup normalizace hodnot dle Baker, 2013, p. 23 - 4).

Posledním upravovaným parametrem byla laterální symetrie COP. Nulová hodnota tohoto parametru je rovna naprosté stranové symetrii pohybu COP, záporné hodnoty znamenají posun COP vlevo, kladné naopak vpravo (Kolářová a kol., 2014, s. 41). Pro účely této práce však byla statisticky zpracována rovnou absolutní hodnota tohoto parametru.

### 4.3 Nulové hypotézy H0

H<sub>01</sub>: Chůze bez držení, s držení jedné horní končetiny a s držení obou horních končetin se neliší v parametrech chůze při normální chůzi po rovině.

H<sub>02</sub>: Chůze bez držení, s držení jedné horní končetiny a s držení obou horních končetin se neliší v parametrech chůze při rychlé chůzi po rovině.

H<sub>03</sub>: Chůze bez držení, s držení jedné horní končetiny a s držení obou horních končetin se neliší v parametrech chůze při normální chůzi do kopce.

---

<sup>1</sup> Symmetry Index (SI) = procentuální vyjádření symetrie mezi parametry, vztahujícími se k levé (X<sub>L</sub>) a pravé (X<sub>R</sub>) končetině, za symetrickou hodnotu je brána hodnota 0 %, za fyziologickou asymetrii se považuje 0 - 5 %, vzorec pro výpočet:  $SI = [ (X_L - X_R) / 0,5 (X_L + X_R) ] * 100$  (Sadeghi et al., 2000, p. 34 - 45).

H<sub>0</sub>4: Chůze bez držení, s držením jedné horní končetiny a s držením obou horních končetin se neliší v parametrech chůze při rychlé chůzi do kopce.

#### **4.4 Alternativní hypotézy H<sub>A</sub>**

H<sub>A</sub>1: Chůze bez držení, s držením jedné horní končetiny a s držením obou horních končetin se liší v parametrech chůze při normální chůzi.

H<sub>A</sub>2: Chůze bez držení, s držením jedné horní končetiny a s držením obou horních končetin se liší v parametrech chůze při rychlé chůzi po rovině.

H<sub>A</sub>3: Chůze bez držení, s držením jedné horní končetiny a s držením obou horních končetin se liší v parametrech chůze při normální chůzi do kopce.

H<sub>A</sub>4: Chůze bez držení, s držením jedné horní končetiny a s držením obou horních končetin se liší v parametrech chůze při rychlé chůzi do kopce.

## **5 METODIKA VÝZKUMU**

### **5.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Do výzkumné části diplomové práce bylo zařazeno 30 probandů, 10 mužů a 20 žen. Věkové rozmezí probandů bylo 20 let až 26 let, průměrný věk byl 22,9 let. Tělesná výška probandů byla od 150 do 193 cm, s průměrem 173 cm. Tělesná váha probandů se pohybovala v rozmezí od 52 do 91 kg, průměrná hodnota byla 67,15 kg.

Probandi museli splňovat následující kritéria: nesměli být po operaci či úrazech na dolních končetinách či jiných onemocněních pohybového aparátu, která by mohla ovlivňovat chůzi.

Všichni probandi byli předem s měřením a jeho možnými riziky seznámeni a podepsali informovaný souhlas.

### **5.2 Průběh měření**

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice v Olomouci. K analýze chůze byl použit chodící pás se zabudovanou tlakovou plošinou Zebris FDM-T (velikost 150 x 50 cm). Rychlost pásu je nastavitelná a během vyšetření konstantní. Maximální rychlost pásu je 10 km/h, maximální sklon pásu je 15 %. Po stranách pásu jsou umístěna madla, jejichž výška a šířka je nastavitelná.

Probandi byli měření naboso, na sobě měli pohodlné kalhoty a tričko. Kvůli randomizaci výzkumu byli nejdříve probandi vyzváni k tomu, aby si vylosovali pořadí jednotlivých modalit chůze. Měřena byla chůze po rovině a do kopce (15% náklon), obě v normálním a rychlém tempu.

Poté co se provedla kalibrace, jedinec přešel na chodící pás, který jsem nastartovala a postupně přidávala rychlost. Jedinec se nejdříve alespoň dvě minuty rozcházel, přičemž byl vyzván k tomu, aby se chytil postranic a řekl, zda mu jejich výška vyhovuje, v opačném případě byla výška změněna.

K tomu, aby byla vybrána preferovaná rychlost chůze, byla rychlost 3x zvyšována a jedinec měl označit chůzi za normální či rychlou. Během výběru rychlosti chůze se probandi nesměli držet postranic. Ze tří hodnot byl pak spočítán průměr rychlosti, která byla použita pro následující měření: chůzi bez držení horních končetin, s držením jednou horní končetinou dle vlastního výběru probanda (platilo poté pro všechna následující měření) a s držením se obou horních končetin. Pro chůzi dostal proband pokyn dívat se před sebe a přirozeně pohybovat horními končetinami, při testování držení se jednou či oběma horními končetinami byl instruován k tomu, aby se pevně držel madel. Při měření byli probandi vyzváni k mlčení, aby nebyli výsledky ovlivněny vlivem dvojího úkolu na chůzi.

Jakmile byla vypočítána preferovaná rychlost, začalo se s nahráváním analýzy chůze, což trvalo 1 minutu a bylo tak opakováno pro tři následující modality: držení se jednou horní končetinou, oběma a bez držení v randomizovaném pořadí. Stejný postup byl opakován při všech způsobech, tedy chůzi po rovině a chůzi do kopce v normálním a rychlém tempu.

Na konci měření byla rychlost chodícího pásu pomalu snižována až k 0. Aby se předešlo nežádoucím situacím, byl proband varován, že se mu bude lehce točit hlava.

Fotografie z měření a výseky ze záznamu měření jsou uvedeny v Přílohách.

### **5.3 Statistické zpracování dat**

Pro statistické zpracování dat byl použit program Statistica 12.0. Nejdříve se otestovalo normální rozložení dat, které vykazovaly následující parametry: průměrná délka kroku, šířka kroku, kadence, 1. a 2. vrchol reakční síly. Pro testování hypotéz uvedených parametrů byla využita jednofaktorová analýza rozptylu (ANOVA). V případě nenormálně rozložených dat byl použit neparametrický test pro porovnání více nezávislých vzorků (Kruskal - Wallisova ANOVA). Pokud došlo k statisticky signifikantním výsledkům, tedy hodnota významnosti  $p$  byla menší než 0,05, byla provedena Post-hoc analýza, aby se zjistilo, které dvojice porovnávaných hodnot se od sebe výrazně liší. Pro parametrická data byl použit Tukeyův Post-hoc test, pro nenormálně rozložená data bylo použito Vícenásobné porovnávání průměrného pořadí hodnot pro všechny skupiny. Pro zjednodušení grafického vyjádření výsledků je použit u všech parametrů intervalový graf.

## 6 VÝSLEDKY

Pro přehlednost uvedeme nejdříve výsledky (p hodnoty) u všech testovaných hypotéz. Hodnota průměru je použita u parametrů s normálním rozložením (průměrná délka kroku, šířka kroku, kadence, 1. a 2. vrchol reakční síly), hodnota mediánu u hodnot bez normálního rozložení dat (průměrná doba stojné a švihové fáze, doba fáze dvojí opory, laterální symetrie COP a maximální výchylky COP v laterálním směru). Dále budou v textu zahrnuty intervalové grafy pro statisticky významné parametry u vybraných způsobů chůze a pro parametry, které vykazují v testovaných modalitách chůze podobné tendence. Intervalové grafy zbylých parametrů budou uvedeny v Přílohách.

### 6.1 Výsledky k hypotéze H<sub>01</sub>

Znění hypotézy H<sub>01</sub>: „Chůze bez držení, s držení jedné horní končetiny a s držení obou horních končetin se neliší v parametrech chůze při normální chůzi po rovině.“

Hodnoty statistické významnosti p pro parametry chůze jsou uvedeny v tabulce č. 1.

**Tabulka č. 1** Výsledky a hodnoty statistické významnosti pro hypotézu H<sub>01</sub>.

Parametr chůze	Průměr/ medián 0 HK	Průměr/ medián 1 HK	Průměr/medián n 2 HK	p
Průměrná délka kroku (cm)	66,817	67,25	67,9	0,75
Šířka kroku (cm)	8,567	7	6,767	0,01392 *
Průměrná doba stojné fáze (%)	61	60,95	60,8	0,6631
Průměrná doba švihové fáze (%)	39	39,05	39,2	0,69
Doba fáze dvojí opory (%)	21,95	21,9	21,6	0,6496
Kadence (počet kroků/min)	111,194	110,484	109,548	0,88490
Laterální symetrie COP (mm)	2	1,6	1,4	0,3204
Maximální výchylky COP v laterálním směru (mm)	3,7	2,8	2,45	0,0000 ***
1. vrchol reakční síly (N/kg)	9,255	8,986	8,477	0,0004 ***
2. vrchol reakční síly (N/kg)	9,432	9,350	9,113	0,11431

Legenda k Tab. č. 1:

p = dosažená hladina statistické významnosti

\* p < 0,05, \*\*\* p < 0,001

Z výsledků vidíme, že signifikantních hodnot bylo dosaženo u parametrů šířky kroku, maximálních výchylek COP v laterálním směru a 1. vrcholu reakční síly. Pro tyto parametry tedy zamítáme nulovou hypotézu a potvrzujeme alternativní hypotézu  $H_{A1}$  ve znění: „Chůze bez držení, s držením jedné horní končetiny a s držením obou horních končetin se liší v parametrech chůze při normální chůzi.”

U ostatních parametrů nemůžeme zamítnout nulovou hypotézu, protože dosažená hladina statistické významnosti  $p > 0,05$ , dané parametry se tedy s držením i bez držení horních končetin neliší.

U parametru šířka kroku a maximální odchylky v pohybu COP v laterálním směru se statisticky významně liší chůze jak s držením jedné, tak i obou horních končetin od chůze bez opory. Mezi chůzí s držením jedné horní končetiny a dvěma horními končetinami není významných statistických rozdílů. U 1. vrcholu reakční síly se liší chůze s držením se obou horních končetin od zbylých možností. Chůze s držením se jedné horní končetiny se s chůzí bez opory významně neliší.

## **6.2 Výsledky k hypotéze $H_02$**

Znění hypotézy  $H_02$ : „Chůze bez držení, s držením jedné horní končetiny a s držením obou horních končetin se neliší v parametrech chůze při rychlé chůzi po rovině.”

Výsledky jsou shrnuty v tabulce č. 2.

**Tabulka č. 2** Výsledky a hodnoty statistické významnosti pro hypotézu H<sub>02</sub>.

Parametr chůze	Průměr/ medián 0 HK	Průměr/ medián 1 HK	Průměr/medián n 2 HK	p
Průměrná délka kroku (cm)	79,667	79,833	79,667	0,995
Šířka kroku (cm)	8,367	7,7	7,267	0,108
Průměrná doba stojné fáze (%)	59,175	59,025	58,8	0,5233
Průměrná doba švihové fáze (%)	40,825	40,925	41,2	0,57
Doba fáze dvojí opory (%)	18,35	18,05	17,6	0,5209
Kadence (počet kroků/min)	130,161	129,387	128,903	0,9459
Laterální symetrie COP (mm)	1,05	1,15	1,1	0,6594
Maximální výchylky COP v laterálním směru (mm)	2,3	2,25	2,1	0,0321*
1. vrchol reakční síly (N/kg)	10,417	10,190	9,5371	0,00115 **
2. vrchol reakční síly (N/kg)	9,494	9,478	9,170	0,27698

Legenda k Tab. č. 2:

p = dosažená hladina statistické významnosti

\* p < 0,05, \*\* p < 0,01, \*\*\* p < 0,001



Z tabulky s výsledky vidíme, že signifikantních hodnot bylo dosaženo u parametrů maximální výchylky COP v laterálním směru a v 1. vrcholu reakční síly. U uvedených parametrů tedy zamítáme nulovou hypotézu a potvrzujeme hypotézu alternativní  $H_{A2}$  ve znění: „Chůze bez držení, s držení jedné horní končetiny a s držení obou horních končetin se liší v parametrech chůze při rychlé chůzi po rovině.“

U zbylých testovaných parametrů s hodnotou  $p > 0,05$ , nemůžeme nulovou hypotézu zamítnout, tedy dané parametry se vlivem opory horních končetin neliší.

Co se týče srovnání jednotlivých dvojic u významně se lišících parametrů, jsou zde jiné výsledky, než u hypotézy  $H_{01}$ . Maximální výchylky COP se liší pouze mezi držení se obou horními končetinami a bez opory, v jiných kombinacích nedochází k výrazným statistickým rozdílům. U 1. vrcholu reakční síly dochází ke stejným výsledkům jako u hypotézy  $H_{01}$ , tedy významně se liší chůze s držení obou horních končetin od zbylých způsobů chůze, zatímco chůze s držení se jedné horní končetiny a bez opory se neliší.

### **6.3 Výsledky k hypotéze $H_{03}$**

Znění hypotézy  $H_{03}$ : „Chůze bez držení, s držení jedné horní končetiny a s držení obou horních končetin se neliší v parametrech chůze při normální chůzi do kopce.“

Výsledky dané hypotézy jsou uvedeny v tabulce č. 3.

**Tabulka č. 3** Výsledky a hodnoty statistické významnosti pro hypotézu H<sub>03</sub>.

Parametr chůze	Průměr/ medián 0 HK	Průměr/ medián 1 HK	Průměr/medián n 2 HK	p
Průměrná délka kroku (cm)	62,1	62,9	64,45	0,27
Šířka kroku (cm)	8,433	6,1	5,933	0,00004 ***
Průměrná doba stojné fáze (%)	62,55	62,725	62,65	0,7819
Průměrná doba švihové fáze (%)	37,45	37,275	37,35	0,55
Doba fáze dvojí opory (%)	24,537	25,473	24,94	0,7949
Kadence (počet kroků/min)	99,194	97,710	95,839	0,41895
Laterální symetrie COP (mm)	1,65	1,85	2,4	0,9785
Maximální výchylky COP v laterálním směru (mm)	5,9	3,65	3,15	0,0000 ***
1. vrchol reakční síly (N/kg)	8,799	8,433	8,097	0,00224 **
2. vrchol reakční síly (N/kg)	9,451	9,491	9,235	0,29275

Legenda k Tab. č. 3:

p = dosažená hodnota statistické významnosti,

\* p < 0,05, \*\* p < 0,01, \*\*\* p < 0,001

Z výsledků vidíme, že významných hodnot bylo dosaženo u parametrů šířka kroku, maximální výchylky COP v laterálním směru a 1. vrcholu reakční síly, tedy u stejných parametrů jako v případě hypotézy  $H_{01}$ . U těchto parametrů tedy opět zamítáme nulovou hypotézu a potvrzujeme hypotézu  $H_{A3}$  ve znění: „Chůze bez držení, s držení jedné horní končetiny a s držení obou horních končetin se liší v parametrech chůze při normální chůzi do kopce.“

U ostatních hodnot s dosaženou hladinou statistické významnosti  $p > 0,05$  nezamítáme nulovou hypotézu, tedy dané parametry se vlivem opory horních končetin neliší.

V případě parametrů šířka kroku a maximální výchylky COP dochází ke stejným výsledkům jako v případě testování hypotézy  $H_{01}$ , tedy významně se od sebe odlišují chůze bez opory a chůze s držení se jak jedné, tak obou horních končetin. Mezi chůzí s držení se jedné a obou horních končetin výrazných rozdílů není. U parametru 1. vrchol reakční síly dochází k rozdílům oproti výsledkům hypotéz  $H_{01}$  a  $H_{02}$ . V případě chůze do kopce v normálním tempu se od sebe liší pouze chůze s držení se obou horních končetin a bez opory, další srovnávané dvojice se od sebe neliší.

## **6.4 Výsledky k hypotéze $H_{04}$**

Znění hypotézy  $H_{04}$ : „Chůze bez držení, s držení jedné horní končetiny a s držení obou horních končetin se liší v parametrech chůze při rychlé chůzi do kopce.“

Výsledky parametrů jsou uvedeny v následující tabulce č. 4.

**Tabulka č. 4** Výsledky a hodnoty statistické významnosti pro hypotézu H<sub>04</sub>.

Parametr chůze	Průměr/ medián 0 HK	Průměr/ medián 1 HK	Průměr/medián n 2 HK	p
Průměrná délka kroku (cm)	74,617	75,417	75,717	0,799
Šířka kroku (cm)	8,267	6,733	6,6	0,00497 **
Průměrná doba stojné fáze (%)	60,45	60,925	60,7	0,5850
Průměrná doba švihové fáze (%)	39,55	39,075	39,3	0,57
Doba fáze dvojí opory (%)	20,407	21,337	20,93	0,6046
Kadence (počet kroků/min)	121,516	119,742	119,129	0,60298
Laterální symetrie COP (mm)	1,3	1,2	1,55	0,6811
Maximální výchylky COP v laterálním směru (mm)	3,25	2,75	2,7	0,1290
1. vrchol reakční síly (N/kg)	9,82	9,339	8,969	0,00575 **
2. vrchol reakční síly (N/kg)	9,902	10,078	9,995	0,75156

Legenda k Tab. č. 4:

p = dosažená hladina statistické významnosti ,

\* p < 0,05, \*\* p < 0,01, \*\*\* p < 0,001

U rychlé chůze do kopce dochází k významným rozdílům v parametrech šířka kroku a 1. vrchol reakční síly, kdežto maximální odchylky v pohybu COP a ostatní parametry nedosahují významných hodnot, proto u nich nemůžeme zamítnout nulovou hypotézu. U uvedených dvou parametrů s  $p < 0,05$  nulovou hypotézu zamítnout můžeme ve prospěch hypotézy alternativní  $H_{A4}$  ve znění: „Chůze bez držení, s držení jedné horní končetiny a s držení obou horních končetin se liší v parametrech chůze při rychlé chůzi do kopce.“

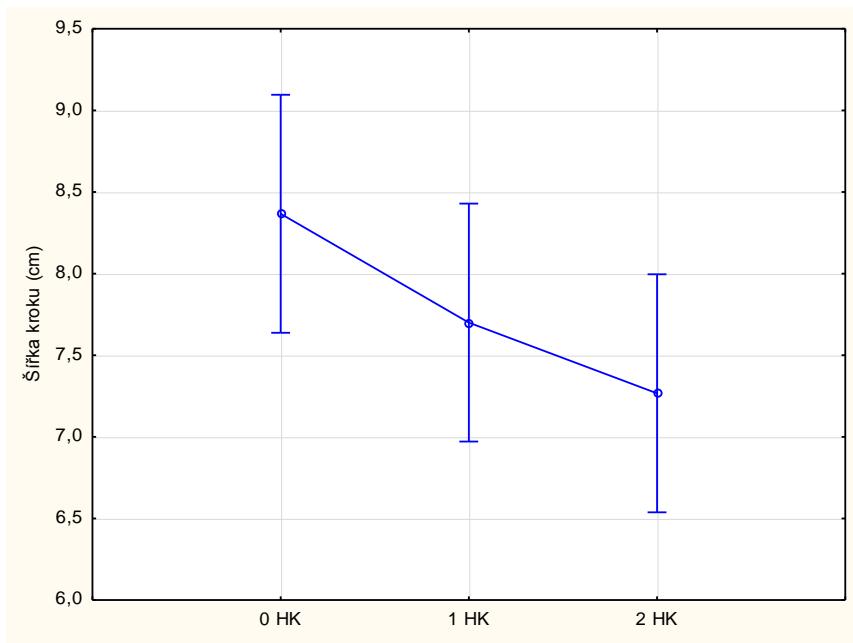
U šířky kroku dochází k rozdílům mezi držení se jak jedné, tak obou horních končetin s chůzí bez opory. Není rozdílů mezi chůzí s držení se jedné a obou horních končetin. Stejný výsledek je i u hypotéz  $H_{01}$  a  $H_{03}$ . U parametru 1. vrchol reakční síly dochází k významným statistickým odlišnostem při držení se obou horních končetin a chůzí bez opory, ostatní modalit se významně neliší. Tento výsledek je stejný jako v případě hypotézy  $H_{03}$ .

## **6.5 Grafické zobrazení vybraných parametrů**

Z časoprostorových parametrů vykazovala signifikantní výsledky šířka kroku při všech způsobech chůze vyjma rychlé chůze po rovině, u které ale také vidíme klesající tendence (viz graf č. 1). Pro ukázkou je v textu uveden i graf pro rychlou chůzi do kopce, který zobrazuje výsledky u zbylých modalit chůze (graf č. 2).

Co se týče průměrné délky kroku, její hodnoty vykazovaly rostoucí tendence u chůze v normálním tempu (grafy v Příloze). Hodnoty kadence naopak vykazovaly při normální chůzi klesající tendence (grafy v Příloze). Hodnoty obou dvou uvedených parametrů se při chůzi v rychlém tempu téměř nelišily.

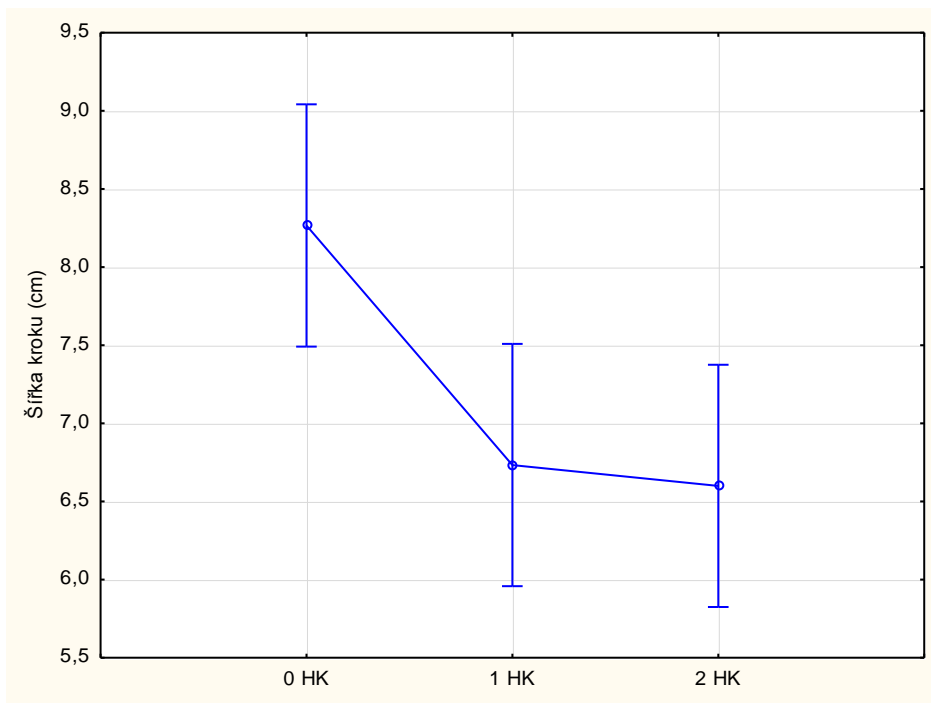
**Graf č. 1** Parametr šířka kroku u rychlé chůze po rovině



Legenda ke Grafu č. 1:

0 HK = chůze bez opory, 1 HK = chůze s držením jedné horní končetiny, 2 HK = chůze s držením oběma horními končetinami.

**Graf č. 2** Parametr šířka kroku u rychlé chůze do kopce

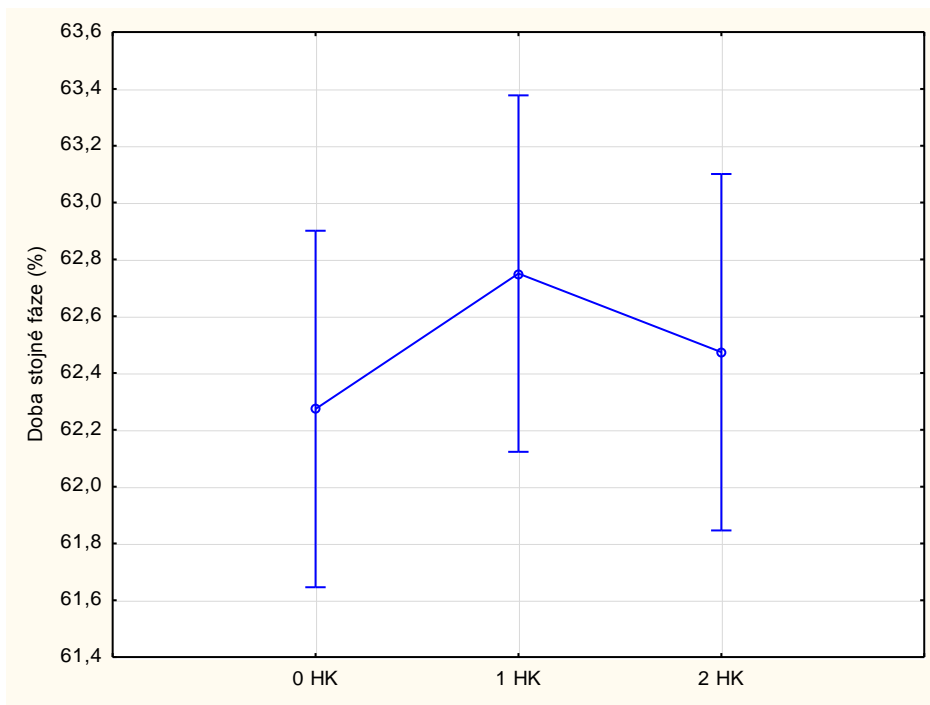


Legenda ke Grafu č. 2:

0 HK = chůze bez opory, 1 HK = chůze s držením jedné horní končetiny, 2 HK = chůze s držením oběma horními končetinami.

Další časoprostorové parametry se vztahují k procentuálnímu rozvržení krokového cyklu. Hodnoty doby stejné a švihové fáze a fáze dvojí opory vykazují podobné tendence, co se týče chůze po rovině. U doby stejné fáze a fáze dvojí opory dochází k poklesu hodnot, zatímco švihová fáze vykazuje rostoucí tendence. Při chůzi do kopce jsou tyto tendence zachovány kromě opory o jednu horní končetinu, což můžeme vidět v grafu č. 3. U doby švihové fáze dochází naopak k poklesu (zahrnuto v Přílohách).

**Graf č. 3** Parametr průměrné doby stejné fáze při rychlé chůzi do kopce

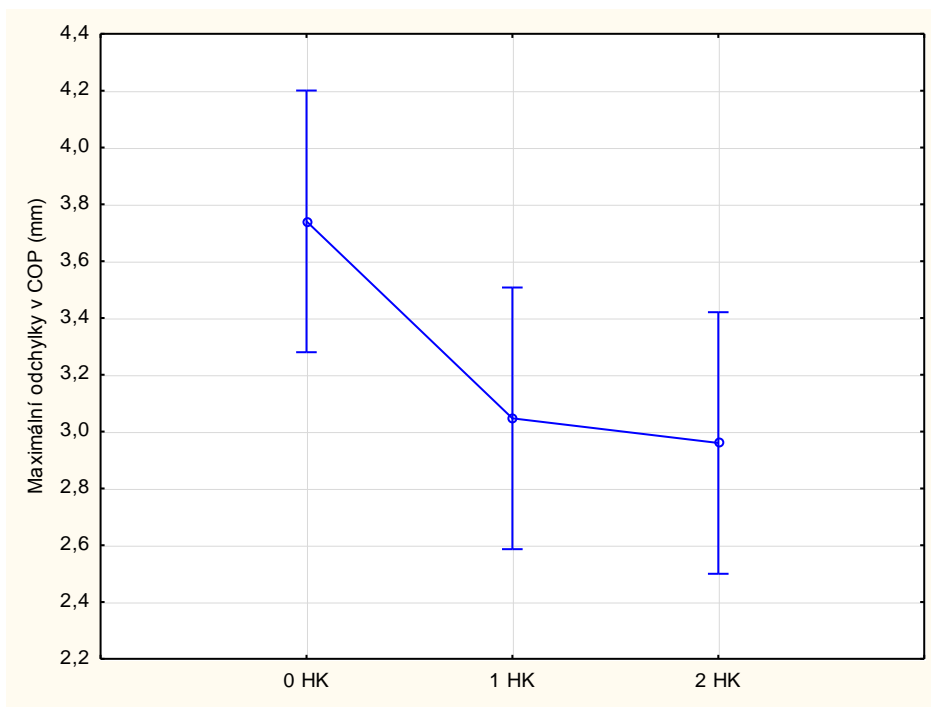


Legenda ke Grafu č. 3:

0 HK = chůze bez opory, 1 HK = chůze s držení jedné horní končetiny, 2 HK = chůze s držení oběma horními končetinami.

Z kinetických parametrů vykazovaly významné výsledky maximální výchylky v pohybu COP v laterálním směru a 1. vrchol reakční síly. U pohybu COP vidíme klesající tendence (viz Graf č. 4). Parametr laterální symetrie nevykazoval podobné tendence napříč různými způsoby měření, nedá se tedy u něj popsat obecná tendence k poklesu či nárůstu vlivem opory horních končetin (grafy jsou uvedeny v Přílohách).

**Graf č. 4** Parametr maximální pohyb COP v laterálním směru při rychlé chůzi do kopce



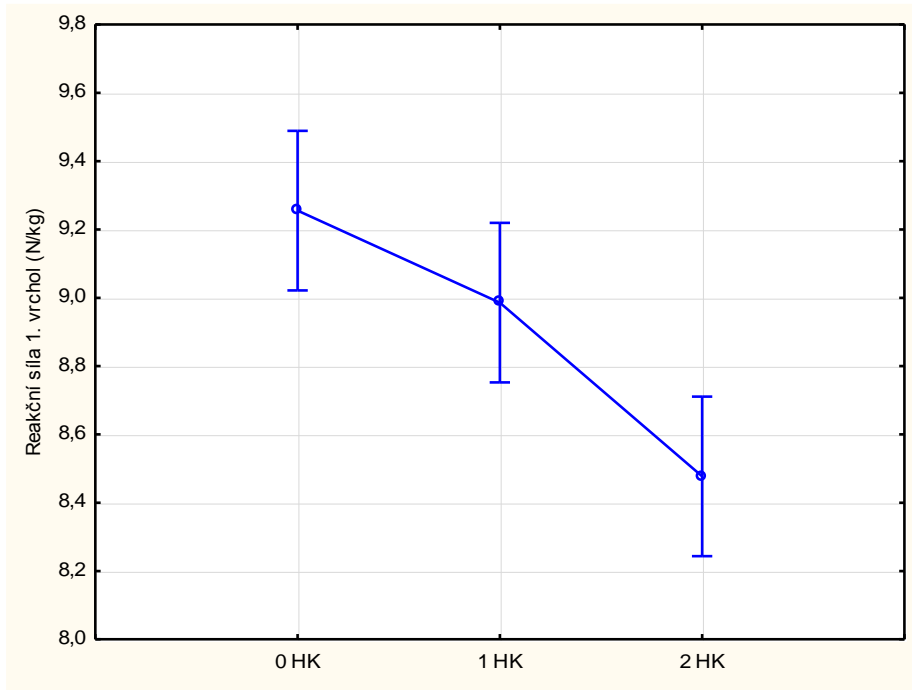
Legenda ke Grafu č. 4:

0 HK = chůze bez opory, 1 HK = chůze s držením jedné horní končetiny, 2 HK = chůze s držením oběma horními končetinami.

U parametrů reakčních sil vidíme klesající tendence v případě 1. vrcholu u všech způsobů chůze (viz graf č. 5) a v případě 2. vrcholu při chůzi po rovině v normálním i rychlém tempu. Při chůzi po nakloněné rovině hodnoty 2. vrcholu vykazují trend narůstajících hodnot (viz graf č. 6).



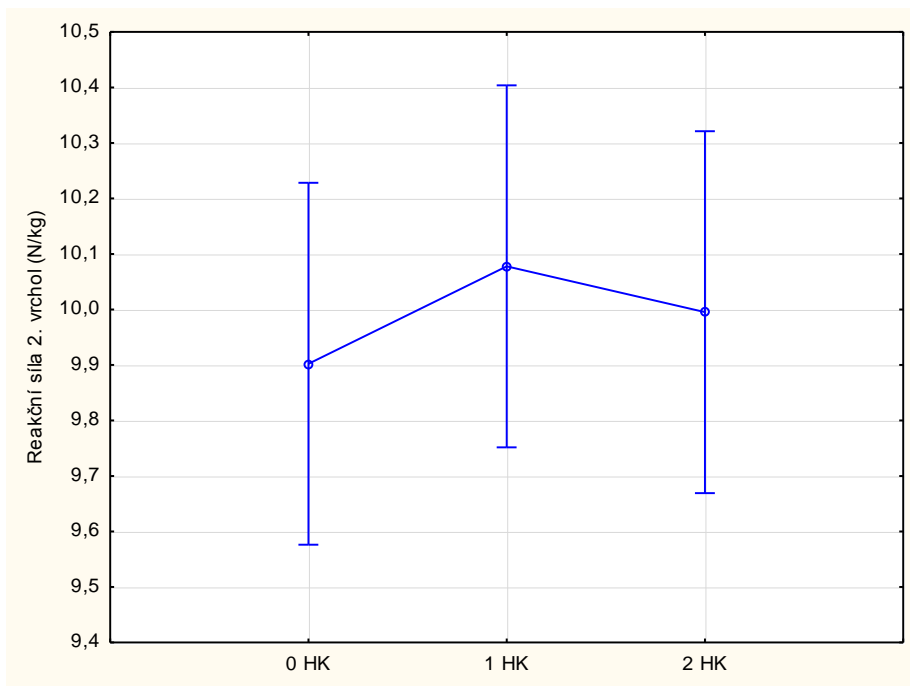
**Graf č. 5** Parametr 1. vrchol reakční síly při normální chůzi po rovině



Legenda ke Grafu č. 5:

0 HK = chůze bez opory, 1 HK = chůze s držením jedné horní končetiny, 2 HK = chůze s držením oběma horními končetinami.

**Graf č. 6** Parametr 2. vrchol reakční síly při rychlé chůzi do kopce



Legenda ke Grafu č. 6:

0 HK = chůze bez opory, 1 HK = chůze s držením jedné horní končetiny, 2 HK = chůze s držením oběma horními končetinami.

## 7 DISKUZE

### 7.1 Diskuze ke statistickému zpracování

Nejdříve uvedeme důvody pro zpracování testovaných parametrů a jejich hodnot. Zahraniční studie zabývající se daným tématem se vždy zabývaly vlivem opory na výsek parametrů chůze (viz. Kapitola 3.2). Daná práce si však dala za cíl sledovat téměř všechny dostupné parametry chůze (ze záznamu softwaru chodícího pásu) a stanovit obecné závěry, což zatím v literatuře uvedeno není. Aby však nebyl posuzován každý parametr zvlášť a výsledky se mohli porovnat s výsledky studií, byly parametry chůze shluknuty do následujících tří kategorií:

- parametry časoprostorové (kadence, doba stojné, švihové fáze a fáze dvojí opory, délka a šířka kroku)
- parametry hodnotící posturální kontrolu (laterální symetrie pohybu COP a maximální výchylky pohybu COP v laterálním směru).
- parametry kinetické (1. a 2. vrchol reakční síly),

Vliv opory horních končetin na parametry chůze se posuzoval ještě v návaznosti na další čtyři modality měření, tedy chůzi po rovině a do kopce a chůzi rychlou a normální. Dané výsledky bylo potřeba zpracovat co nejjednodušeji tak, aby se předešlo zmatečnosti v jejich výkladu. Proto se dané hypotézy týkaly jednotlivých čtyř modalit chůze zvlášť a rozdíl mezi parametry rychlé a normální chůze byly popsány v teoretické části textu. Zároveň by bylo bezúčelné porovnávat mezi sebou chůzi po rovině a do kopce například s držením jedné končetiny, protože dané parametry by byly vlivem změny biomechaniky nutně signifikantní, ač by to nemuselo dokazovat vliv opory.

Ovšem to, že se práce zabývá hned čtyřmi způsoby měření, má své opodstatnění. Jak je uvedeno v teoretické části práce, rychlost chůze i náklon chodící plochy vede k ovlivnění metabolických nároků, svalového zapojení, což se projevuje na změnách testovaných parametrů chůze (viz kap. 1.1). Práce vycházela z předpokladu, že se zvyšující se náročností

chůze, budou testovaní jedinci více těžit z opory horních končetin, což se projeví ve větších rozdílech v hodnotách parametrů chůze bez opory a s oporou. Tedy dojde k rozdílu i u těch parametrů, které by nemusely být tolik ovlivněny při chůzi po rovině v normálním tempu. Ve výsledcích však můžeme vidět, že parametry dosahující signifikantních hodnot jsou u všech modalit stejné (šířka kroku, maximální výchylky COP v laterálním směru a 1. vrchol reakční síly) vyjma parametru šířka kroku u chůze po rovině v rychlém tempu. Vlivem náklonu či rychlosti chůze tedy nedošlo k nárůstu či poklesu statisticky významně se lišících parametrů. Zdá se tedy, že opora má vliv zejména na tři uvedené parametry bez ohledu na náročnost měření. Dá se předpokládat, že i v případě pacientů s patologií chůze (například pacienti po CMP) bude mít opora vliv na dané parametry a při hodnocení jejich chůze je nutné brát tento vliv v potaz.

## **7.2 Diskuze k časoprostorovým parametrům chůze**

Z časoprostorových parametrů byly do testování zahrnuty délka kroku, šířka kroku, kadence a procentuální rozložení krokového cyklu.

Předpoklad pro první dva uvedené parametry byl takový, že opora ovlivní délku kroku ve smyslu nárůstu hodnot, zatímco hodnoty šířky kroku budou klesat, podobně jako u studie autorů IJmket et al. (2015, p. 70 - 82) a Kuan et al. (1999, p. 777 - 84), kteří na rozdíl od této práce posuzovali vliv opory u pacientů, kteří prodělali CMP. Výsledky měření jsou ve shodě s výsledky studií. Na rozdíl od této práce však testovali pouze oporu jedné horní končetiny (neparetické). Zároveň testovali jen preferovanou rychlost pacientů. Navíc však první zmíněná studie zkoumala metabolickou zátěž chůze bez opory a s oporou horní končetiny. Výsledky ukázaly signifikantní snížení metabolické námahy při pevném držení se jednou horní končetinou. Uvedené výsledky autoři studie vysvětlují tak, že vlivem snížené metabolické námahy během chůze s oporou dochází k menší aktivaci svalů ve smyslu optimálního svalového zapojení a jedinci tak mohou vykazovat známky méně náročné chůze (zúžení báze opory a prodloužení délky kroku).

Autoři však nezohledňují změnu biomechaniky chůze vlivem opory horních končetin. K signifikantnímu snížení hodnot šířky kroku vlivem opory došlo, vyjma situace rychlé chůze po rovině, ve všech modalitách měření i u zdravých mladých jedinců, tedy nebyly zde žádné výraznější rozdíly vlivem metabolicky náročnějších situací. To by mohlo nasvědčovat

tomu, že výsledek bude pravděpodobně více ovlivněn biomechanikou chůze a rozšířením báze opory držení se horní končetinou (viz zlepšení posturální stability kap. 3.1), než metabolickými nároky při chůzi. K výraznému ovlivnění biomechaniky při chůzi s oporou, dochází i u mladých jedinců již při opoře jednou horní končetinou. Při opoře oběma končetinami je zúžení báze výraznější, ale rozdíly mezi držení se jednou a oběma horními končetinami významný rozdíl nepřinášejí.

Parametr délky kroku však signifikantních výsledků nedosahuje, je zde pouze vidět tendence k jeho nárůstu. Stejný výsledek je viděn i u studie, která zvolila testování na chodícím pásu (IJmker, 2015, p. 70 - 82). Studie, která však hodnotila chůzi na normálním povrchu s oporou o hůl, zaznamenala signifikantní prodloužení kroku (Kuan et al., 1999, p. 777 - 84). Ovšem i u první studie byla tendence k prodloužení délky kroku značně vyšší, než u probandů této práce. Důvodem, proč je tento parametr vlivem opory horních končetin u starších jedinců (pacientů po CMP) pozměněn ve vyšší míře než u mladších, je patrně to, že vykazují v porovnání s těmi mladšími signifikantně kratší délku kroku již při chůzi bez opory (Ostrosky et al., 1994, p. 637 - 44). Dalším důvodem bude to, že chůze starších jedinců je výrazně metabolicky náročnější (Finch et al., 2011, p. 541 - 7). Je tedy jasné, že starším jedincům opora při chůzi přináší daleko větší metabolickou úlevu, což se projeví i na daných výsledcích.

Parametr kadence byl testován kvůli posouzení toho, zda měli testovaní jedinci tendence ke změně rychlosti. Měření na chodícím pásu s nastavitelnou rychlostí neumožňovalo hodnotit změny rychlosti přímo. Opět bylo předpokladem, že opora horních končetin povede k tendencím k vyšší rychlosti chůze. Zatímco průměrná délka kroku vykazuje napříč měření rostoucí tendence, kadence naopak klesá. Ke změně rychlosti dochází tehdy, když se změní jeden z parametrů, zatímco druhý zůstává konstantní, či zda se oba zvyšují či snižují ve stejném poměru (Sekiya and Nagasaki, 1998, in Whittle, 2007, p. 57). Ve výsledcích však vidíme, že oba parametry se chovají opačně, dá se tedy předpokládat, že ke změně rychlosti nedojde. Tento výsledek můžeme ověřit tak, že vezmeme parametry délky kroku a kadence a dosadíme je do vzorce pro výpočet rychlosti uvedený v kapitole 1.1.1. Tabulka s těmito výsledky je uvedena v Přílohách. Jak je vidět na průměrných hodnotách i na hladině statistické významnosti, chůze s oporou nemá vliv na rychlost chůze. Je však velmi pravděpodobné, že tento výsledek je výrazně ovlivněn měření na chodícím pásu a při chůzi na normálním povrchu by opora mohla mít vliv na změnu rychlosti chůze.

Závěrem je potřeba zmínit, že parametry délky kroku a rychlosti chůze mohou být rozdílné při chůzi po normálním povrchu. Při testování na chodícím páse totiž jedinci chodí pomaleji a o kratší délce kroku (Riley, 2006, p. 17 - 24; Kram et al., 1998, p. 764 - 9).

### **7.2.1 Rozložení krokového cyklu**

Dalšími testovanými parametry byly průměrná doba stojné a švihové fáze a doba fáze dvojí opory. U daných parametrů se nepředpokládalo signifikantních změn, jelikož rozložení krokového cyklu chůze je pevně dáno. Předpokladem však bylo, že se vlivem opory bude snižovat doba fáze dvojí opory a doba stojné fáze, což jsou ukazatele na stabilnější způsob chůze a dobrou funkci opory dolních končetin (Burnfield and Perry, 1992, p. 4 - 16). Postupné klesání těchto hodnot bylo viděno pouze u chůze po rovině v normálním a rychlém tempu. To, že klesala doba stojné fáze a prodlužovala se doba švihu je spjato s prodlužující se délkou kroku (viz kap. 7.2) a pravděpodobně tedy souvisí se snížením metabolických nároků vlivem držení se horními končetinami.

U chůze do kopce však jsou výsledky rozdílné. Můžeme zde pozorovat výchylky v hodnotách parametrů při chůzi s oporou jedné horní končetiny. U doby fáze dvojí opory a stojné fáze dochází k odchylce směrem vzhůru, u švihové fáze směrem dolů. Zároveň nedochází u chůze do kopce k poklesu hodnot doby stojné fáze a doby fáze dvojí opory, pakliže zohledníme jenom chůzi bez opory a s oporou obou horních končetin, naopak dochází k jejímu prodloužení (ovšem zanedbatelnému). Jedinou dohledanou studií, která se zabývá těmito parametry je abstrakt studie autorů Kuan et al. (1999, p. 777 - 84), ve kterém je uvedeno, že signifikantních výsledků nebylo dosaženo, ke konkrétnějším údajům se nelze dostat.

Podobný trend však mohou ukazovat naopak studie, které se zabývaly zkoumáním vlivu omezení horních končetin při chůzi. Studie, která se zabývala chůzí s fixací jedné horní končetiny, uvádí, že s omezením pohybu jedné horní končetiny dochází k narušení synchronizace pohybu horních a dolních končetin. Pohyb volně se pohybující horní končetiny dosahuje větších rozsahů (Ford et al., 2007, p. 135 - 41). Zároveň studie, která se zabývala omezením obou horních končetin neshledala žádné signifikantní změny v kinematických parametrech (Umberger, 2008, p. 2575 - 80). Studie (Ford et al., 2007, p. 135 - 41) nezkoumala kinematické hodnoty kloubů dolních končetin, z biomechaniky lze však předpokládat, že díky torznímu pohybu páteře (viz kap. 2.4.2) dochází k přenosu

zvýšené amplitudy pohybu volného ramenního pletence na dolní končetiny, kde může narušovat synchronizaci pohybů a může vést ke zvýšení amplitudy pohybu jedné dolní končetiny a tedy k asymetrii hodnot pravé a levé dolní končetiny. Držení se postranice má charakter fixace horní končetiny, je tedy pravděpodobné, že i při držení se jednou horní končetinou dochází k narušení synergických pohybů horních a dolních končetin během chůze. Při chůzi do kopce navíc dochází ke změně kinematických hodnot (viz kap. 1.1.4), tudíž se tady mohou rozdíly mezi oporou jednou horní končetinou a dvěma více projevit. Je však nutno připomenout, že uvedené rozdíly jsou velmi malé a k posouzení změn mezi oporou jedné a obou horních končetin je patrně kinematické měření citlivější, než-li měření rozložení stojné fáze.

#### **7.4 Diskuze k parametrům hodnotícím posturální stabilitu**

Z parametrů odrážející posturální stabilitu byly vybrány laterální symetrie pohybu COP a maximální výchylky v pohybu COP v laterálním směru. Řada studií se při zkoumání posturální stability zabývá i pohybem COP v anterioposteriorním směru, u kterého se předpokládá, že se zvyšující se rychlostí budou růst i výkyvy v těchto hodnotách (Orendurff et al., 2004, p. 829 - 34). Pohyb COP v anterioposteriorním směru bohužel software nevyhodnocoval podobně jako v lateromediálním směru, tedy jako symetrii a jeho výchylky, ale jako průměr pohybu COP obou dolních končetin, kdy nulová hodnota znamená kontakt paty s plošinou. Nakonec se tedy od statistického zpracování tohoto parametru upustilo, jelikož by se z něj nedala posoudit role posturální stability.

Co se týče parametru laterální symetrie pohybu COP, práce vycházela z předpokladu, že vlivem opory dojde ke zlepšení symetrie kroku, tedy ke zmenšení hodnot daného parametru jako tomu bylo například u studie autorů IJmker et al (2015, p. 70 - 82) a Dickstein a Laufer (2004, p. 41 - 7). Navíc bylo předpokladem, že zlepšení symetrie vlivem opory se projeví zejména u chůze v normálním tempu a u chůze do kopce, jelikož tyto způsoby chůze vykazují větší oscilaci těžiště v lateromediálním směru (Orendurff et al., 2004, p. 829 - 34; McIntosh et al., 2006, p. 2491 - 502).

Prokazatelné snížení hodnot laterální symetrie výsledky nepotvrzují ani v jednom z daných způsobů měření. Tendence k poklesu těchto hodnot vlivem opory byla viděna u normální chůze po rovině (viz Příloha 6). U chůze do kopce v normálním tempu byly

hodnoty laterální symetrie nejvyšší, a vlivem opory se překvapivě ještě zvyšovaly. Daný výsledek, tedy zvýšení hodnot laterální symetrie pohybu COP neuvádí žádná ze studií. To, že by tento výsledek mohl být ovlivněn tím, že se jedinci nestihli přizpůsobit chůzi na chodícím pásu do kopce, byl minimalizován randomizací výběru pořadí určených způsobů chůze. Je však nutno zmínit, že se jedná o statisticky zanedbatelný trend (hodnota statistické významnosti  $p$  byla dokonce nejvyšší ze všech způsobů měření), proto se rozhodně nedá stanovit, že by role opory vedla ke zhoršení posturální stability při chůzi do kopce.

Laterální symetrie COP je však průměrná hodnota všech kroků krokového cyklu. Jelikož však záznam nabízel i hodnoty maximálních výchylek, tedy směrodatných odchylek od průměrné hodnoty laterální symetrie pohybu COP, byly tyto hodnoty zvláště statisticky zpracovány a shledány signifikantními (vyjma rychlé chůze do kopce). U výchozích hodnot, tedy chůze bez opory, bylo potvrzeno to, co je uvedeno v kap. 1.1.3 a 1.1.4, a sice, že tyto hodnoty budou vyšší (u chůze do kopce v normálním tempu byly vyšší dokonce až o 40 % v porovnání s chůzí po rovině v normálním tempu). Očekávalo se tedy, že i pokles těchto hodnot vlivem opory horních končetin bude vyšší, než u rychlé chůze. Daný předpoklad se potvrdil.

Z výsledků se dá shrnout, že opora horních končetin může mít vliv na snížení výchylek v pohybu COP v laterálním směru, a tedy přispívá ke zlepšení posturální stability během chůze. Důvodem, proč nedošlo ke změnám v laterální symetrii pohybu COP, může být to, že tato hodnota je odrazem průměrné hodnoty všech kroků v rámci měřené minuty, a tedy u mladých zdravých jedinců bez poškození posturální kontroly nedosahuje takových hodnot, aby se mohly ještě prokazatelně snížit. Oporu horních končetin tedy probandi nevnímali jako tak nápomocnou, jako by byla v případě jedinců starších či s jakoukoli poruchou posturální stability. Jak bylo uvedeno v přehledové studii, role opory má tím větší význam v posturální stabilitě, čím více je primárně narušena (Baldan et al., 2014, p. 1 - 10).

### **7.3 Diskuze ke kinetickým parametrům chůze**

Z kinetických parametrů byly statisticky vyhodnocovány 1. a 2. vrchol reakční síly podložky. Stanoveným předpokladem bylo, že hodnoty 1. i 2. vrcholu reakční síly budou s oporou horních končetin klesat, jak to uvádí studie autorky Zahradka (2010, p. 41 - 7). Ke statisticky prokazatelnému snížení došlo jen u 1. vrcholu. U 2. vrcholu reakční síly také

nastal postupný pokles (viz Graf č. 6), ovšem tyto hodnoty nedosahovaly takových rozdílů jako u 1. vrcholu.

Výsledek statistického zpracování je plně ve shodě s prací autorky Zahradka (2010, p. 41 - 7), kde také vlivem opory horní končetiny došlo k signifikantnímu snížení pouze 1. vrcholu reakční síly. Uvedená studie uvádí signifikantní rozdíly mezi chůzí s držením se obou horních končetin a chůzí bez opory. Uvedený výsledek je plně ve shodě i s výsledky této práce, a to při všech modalitách chůze. Studie se od těchto výsledků liší v následujícím. U studie došlo k statisticky významným rozdílům i u chůze s držením se jedné horní končetiny v porovnání s chůzí bez opory. Statistické zpracování výsledků však nepotvrdilo tyto signifikantní rozdíly (ač zde byla tendence k poklesu). Při chůzi po rovině došlo k statisticky významnému poklesu hodnot 1. vrcholu reakční síly zejména při opoře obou horních končetin, proto zde byl i významný rozdíl mezi oporou jednou horní končetinou a oběma horními končetinami. U chůze do kopce však byl pokles hodnot daleko lineárnější a významných rozdílů mezi držením se jednou horní končetinou a oběma zde nebylo vidno. Rozdíl mezi výsledky při chůzi po rovině a do kopce je dán tím, že chůze do kopce je metabolicky náročnější než po rovině a jedinci měli pravděpodobně tendence se držet zábradlí větší silou, než při chůzi po rovině, což se projevilo na výraznějším poklesu hodnot 1. vrcholu reakční síly již při držení se jednou horní končetinou. Dané vysvětlení by potvrdzovala i studie autorů Stephenson et al. (2009, p. 11 - 6), kteří udávají, že při rychlejší chůzi jedinci přenáší daleko více síly držícími se horními končetinami, než při chůzi preferovanou rychlostí, tedy chůzi méně metabolicky náročnou.

Opora horních končetin má prokazatelně vliv na 1. vrchol reakční síly, tedy začátek stojné fáze. Potvrzuje to tedy to, co popisuje Whittle (2007, p. 122 - 30), a sice, že díky vytvoření momentu síly oporou o horní končetinu dojde k odlehčení nosných kloubů, což se projeví sníženou reakční silou. Jedinci při chůzi s oporou nemusí tedy cíleně odlehčovat dolní končetinu, protože již díky biomechanickým faktorům dojde k výraznému snížení síly při kontaktu chodidla se zemí, což se projevilo právě na mladých zdravých jedincích, kteří neměli žádné postihnutí pohybového aparátu, které by je vědomě nutilo odlehčovat dolní končetiny.

Zahradka (2010, p. 41 - 2) popisuje, že důvodem, proč nedošlo rovněž k signifikantnímu snížení druhého vrcholu reakční síly je patrně to, že jedinci mají tendence se více držet zábradlí při pokládání končetiny na zem, pravděpodobně pro zlepšení stability na začátku



stojné fáze, zatímco při odrazu končetiny již opora horních končetin nehraje tak významnou roli. Vysvětlení může být doplněno o poznatky z kinetiky chůze. Při prvním vrcholu dochází k přenosu tíhové síly jedince prostřednictvím paty na podložku, což může být tím více sníženo, čím větší oporu horních končetin jedinec využívá. Kdežto druhý vrchol odráží spolu s tíhovou silou jedince i svalovou sílu produkovanou pro odraz a propulzi končetiny, která je nutná pro pokračování krokového cyklu (Richards, 2008, p. 35 - 41), na což opora může mít daleko menší vliv, a proto zde nebylo dosaženo signifikantního snížení.

Pokud bychom chtěli dané výsledky převést na chůzi po normálním povrchu, je nutné počítat s tím, že hodnoty vrcholů reakčních sil jsou při chůzi po rovině vyšší (Riley, 2006, p. 17 - 24; Kram et al., 1998, p. 764 - 9), tudíž chůze s oporou horních končetin by mohla dosahovat ještě výraznějších rozdílů, než tomu bylo při testování na chodícím páse.

## 7.6 Limity práce

Je potřeba zmínit limity práce zejména v prováděném měření. Probandům se postupně nastavovala rychlost chodícího pásu a oni měli označit rychlé, či normální tempo. U řady výzkumných osob však při pokynu chůze v rychlejším tempu docházelo k tomu, že chůze nedosahovala objektivních hodnot rychlé chůze. Zejména se tomu dělo u rychlé chůze do kopce. Aby nemohlo být nastavování rychlosti chůze ovlivněno, nedívala jsem se na displej s rychlostmi během nastavování. U některých probandů bylo však potřeba nechat jim více času na rozcházení a zvyknutí si na přístroj. Tomuhle limitu lze snadno předejít tím, že se stanoví hraniční hodnoty pro normální a rychlou chůzi, v kterých se budou probandi pohybovat.

Dále bylo v metodice stanoveno, že probandi budou chodit po páse naboso, což řada probandů (zejména žen) vnímala jako nepříjemné. Je otázkou, zda toto subjektivní vnímání mohlo nějak ovlivnit měřené parametry.

Dalším limitem je nezaznamenání kinematických parametrů, a to zejména pohybu bederní páteře. Z osobních sdělení řady probandů vyšlo najevo, že cítili zvýšenou rotaci bederní páteře při držení se horními končetinami, a to zejména při chůzi v rychlém tempu. Zároveň někteří udávali, že při chůzi s oporou o jednu horní končetinu mají tendence jít více na stranu druhou. Software však tyto odchylky nebyl schopen zaznamenat.

Posledním limitem je to, že práce byla měřena pouze na zdravých, mladých jedincích. Tito jedinci však byli oslovováni tak, aby mezi ně byli zařazeni jedinci sportovněji založení i nesportovci (v poměru 1:1). Zároveň byli zvoleny v metodice čtyři způsoby měření různé metabolické náročnosti. Pakliže by se daná studie prováděla na jedincích staršího věku či pacientech, musela by být metodika značně upravená, zejména co se týče rychlosti chůze a času měření (v dané práci zabralo měření cca 30 minut). Zároveň by rychlost chůze musela dosáhnout určité hodnoty, protože ze zkušenosti se softwarem ZEBRIS nedochází k vyhodnocení celé 1 minuty testování při chůze v rychlostech menších než 1,5 km/h.

## 7.7 Přínos práce

Tato práce může být přínosná jak pro klinickou praxi, tak pro praxi vědeckou. Ve výzkumných pracích zabývajících se chůzí a využívajících k tomu chodících pásů je často dovoleno probandovi držet se jednou či oběma horními končetinami postranice (Chen et al., 2005, p. 57 - 62; Ada et al., 2010, p. 153 - 61). Z toho důvodu je důležité vědět, jak opora horních končetin ovlivní parametry chůze. Ze stejného důvodu se například provádí studie, které se zabývají rozdíly mezi chůzí na chodícím pásu a chůzí po normálním povrchu, aby pak výsledky mohly být přirovnány k chůzi po normálním povrchu.

Tato práce přináší právě výsledky o tom, jaké parametry budou oporou horních končetin ovlivněny a na které parametry chůze s oporou horních končetin vliv mít nebude. Práce se sice dělala u zdravých probandů, ovšem v náročnějších způsobech testování, aby mohla do nějaké míry zodpovědět, jaká situace by nastala u starších jedinců. Z práce vyplývá, že v momentě, kdy budeme testovat chůzi člověka na chodícím pásu, musíme počítat s tím, že budou významně ovlivněny kinetické hodnoty ve smyslu jejich poklesu a měření bude vykazovat hodnoty lepší posturální stability, než by tomu bylo bez opory. Jelikož se tato práce zabývá zdravými, mladými jedinci, můžeme předpokládat, že u jedinců staršího věku budou významně ovlivněny i ty hodnoty, u kterých vidíme pouze tendenci k nějakému posunu, jako například prodloužení délky kroku.

Co se týče přínosů pro praxi, studie autorky Zahradka (2010, p. 41 - 7) s velice podobnou metodikou měření jako u této práce, udává, že výsledky můžeme přirovnat k chůzi o berlích. Chůze o berlích ale vyžaduje synkinézu horních končetin (chůze dvoubodová), podobnou jako u normální chůze bez opory. Pevné držení se madel však volný pohyb

horních končetin nedovoluje. Zároveň pohyb s berlemi vyžaduje mechanickou práci k jejich zvednutí a přesunu, což držení se madel také nevyžaduje (Whittle, 2007, p. 122 - 30; IJmker et al., 2015, p. 70 - 82). Chůze s berlemi tedy pravděpodobně nebude přinášet takové metabolické úlevy jako chůze s držením se postranic na chodícím páse. Chůze s berlemi po normálním povrchu vyžaduje 1,3x více mechanické práce, tudíž je i metabolicky náročnější, než chůze bez berlí (Thys et al., 1996, p. 1474 - 82). Dá se proto předpokládat, že chůze s berlemi bude ovlivňovat podobné parametry, jako u výsledků této práce, avšak v daleko menší míře. Studie, které se zabývaly i vlivem pohyblivé opory (u pacientů po CMP) však rovněž prokazují signifikantní prodloužení délky kroku a zúžení šířky kroku (Kuan et al., 1999, p. 777 - 84; Stephenson et al., 2009; p. 11 - 6).

Často v klinické praxi vidíme chůzi jen s jednou berlí či vycházkovou holí. Z tohoto důvodu byla do měření zahrnuta možnost držení se jednou horní končetinou. Ze všech uvedených parametrů však zaznamenala chůze s oporou jedné horní končetiny výkyvy akorát u rozložení krokového cyklu, a to při metabolicky náročnější chůzi do kopce. Dalo by se proto předpokládat, že u jedinců staršího věku by tyto výkyvy mohly být vyšší a mohlo by být vhodnější zvolit od začátku terapie oporu o obě horní končetiny. Avšak studie zkoumající pacienty po CMP s jednou horní končetinou plegickou uvádějí, že i při držení se pouze jednou končetinou dochází k výrazné úpravě symetrie kroku (Kuan et al., 1999, p. 777 - 84; IJmker et al., 2015, p. 11 - 6). K asymetriím plynoucím z nesymetrické opory tedy zřejmě dochází spíše u mladších jedinců, jejichž normální chůze vykazuje symetrické hodnoty.

Ve studiích, které jsou v práci uvedeny, je většinou testována zejména jedna skupina pacientů, a to pacienti po CMP. Tito pacienti se vyznačují chůzí, která je často asymetrická. Dle výsledků studií jim opora horních končetin může výraznou měrou přispět k symetrizaci kroku. Vzhledem k tomu, že všechny studie zkoumající časoprostorové a posturální parametry i výsledky této práce potvrdily prokazatelné zúžení šířky báze, dalším okruhem pacientů, kterým může přinést chůze s oporou horních končetin okamžitý užitek jsou pacienti s mozečkovou ataxií, jejichž chůze se vyznačuje mimo jiné také širokou bází opory (Palliyath et al., 1998, p. 958 - 64). Studie zabývající se konkrétní problematikou zůstávají tak předmětem budoucího výzkumu.

## ZÁVĚR

Krokový cyklus je v literatuře popisován jako pevně daná lokomoční jednotka, vyznačující se určitými biomechanickými parametry. Na tyto parametry má prokazatelně vliv změna podmínek chůze, například různá rychlost (Jordan et al., 2007, p. 128 - 34; Orendurff et al., 2004, p. 829 - 34) či náklon chodící plochy (McIntosh et al., 2006, p. 2491 - 502). Tato práce se zabývala tím, zda bude mít na dané parametry vliv i opora horních končetin a zda bude tento vliv prokazatelný. K tomu, aby bylo pokryto co nejvíce způsobů měření a vliv opory mohl být posouzen komplexněji, bylo použito různých modalit chůze, a sice: chůze v rychlém a normálním tempu, na rovném povrchu a do kopce. Měřila se opora jak jednou horní končetinou, tak oběma. Do práce bylo zahrnuto 30 mladých zdravých jedinců.

Měření probíhalo na chodícím páse s tlakovou plošinou, jehož software umožňoval zaznamenat řadu kinetických i časoprostorových parametrů. Bylo vybráno následujících 10 parametrů: průměrná délka kroku, šířka kroku, průměrná doba stojné a švihové fáze, doba fáze dvojí opory, kadence, laterální symetrie COP a její maximální výchylky, 1. a 2. vrchol reakční síly. Pro potřeby srovnávání těchto výsledků s výsledky studií, byly parametry shluknuty do tří oblastí, a to: časoprostorové parametry, parametry hodnotící posturální stabilitu a kinetické parametry.

Ke statisticky významným změnám vlivem opory horních končetin došlo u tří parametrů u většiny testovaných situací. Z časoprostorových parametrů došlo k signifikantnímu zúžení šířky báze, což je ve shodě se studii (IJmker et al., 2015, p. 70 - 82; Kuan et al., 1999, p. 777 - 84). Uvedený výsledek je patrně nejvíce ovlivněn biomechanickými faktory, tedy rozšířením báze opory kvůli držení se postranice horní končetinou. S daným výsledkem souvisí i další parametr, týkající se posturální stability, a sice maximálních výchylek COP v laterálním směru. Nejvíce byl vliv opory horní končetiny zjevný u situace chůze v normálním tempu do kopce, kde byly výchylky nejvyšší a opora vedla k jejich nejvýraznějšímu snížení. Dá se tedy říct, že opora má vliv na zlepšení posturální kontroly jedince, což je ve shodě se studii autorů IJmker et al. (2015, p. 70 - 82) Dickstein a Laufer (2004, p. 41 - 7) a Kodesh et al. (2015, p. 378 - 81). Posledním ovlivněným parametrem byl 1. vrchol reakční síly, jehož hodnoty s oporou výrazně klesaly. Vysvětlení je opět

v biomechanických faktorech. Oporou horní končetiny se vytvoří moment síly, který vede k odlehčení dolních končetin. Výsledek je opět plně ve shodě s výsledky autorky studie Zahradka (2010, p. 41 - 7).

O uvedených parametrech můžeme říct, že jsou prokazatelně ovlivněny oporou horních končetin o fixní postranice při chůzi na chodícím páse. Mezi dalšími parametry, které ukazovaly na tendence k nárůstu či poklesu hodnot, jmenujme průměrnou délku kroku, která měla tendence k prodloužení a snížení i 2. vrcholu reakční síly. Tendence ke změnám těchto parametrů je viděna i u výše uvedených studií.

Přínosem této práce je potvrzení biomechanických znalostí ohledně chůze. V případě dalších studií, zabývajících se chůzí, by měl být brán zřetel na metodiku měření. Pokud je probandům v průběhu testování na chodícím páse dovoleno držet se postranních madel, je nutné tento vliv zvážit i při vyhodnocování výsledků. Zároveň práce přináší i vhled do terapie, a sice, které parametry při chůzi s oporou můžeme výrazně ovlivnit (šířka kroku).

## REFERENČNÍ SEZNAM

ADA, L., DEAN, C. M., VARGAS, J., ENNIS, S. 2010. Mechanically assisted walking with body weight support results in more independent walking than assisted overground walking in non-ambulatory patients early after stroke: systematic review. *Journal of Physiotherapy* [online]. 2010, vol. 56, p. 153 - 61. ISSN 1836-9561. [cit. 2017-04-25]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1836955310700205>.

BAKER, R. 2013. *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis*. 1<sup>st</sup> edition. London: Mac Keith Pres. 2013. ISBN 978-1-908316-66-0.

BALDAN, A. M. S., ALOUCHE, S. R., ARAUJO, I. M. G., FREITAS, S. M. S. F. 2014. Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: A systematic review. *Gait and Posture* [online]. 2014, vol. 40, no. 1, p. 1 - 10. ISSN 0966-6362. [cit. 2017-05-25]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636214000046>

BALLESTEROS, J., URDIALES, C., MARTINEZ, A. B., VAN DIEEN, J. H. 2016. On Gait Analysis Estimation Errors Using Force Sensors on a Smart Rollator. *Sensors* [online]. 2016, vol. 16, p. 1896-1911. ISSN 1424-8220. [cit. 2017-04-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27834911>

BOMBIERI, F., SCHENA F., PELLEGRINI, B., BARONE P., TINAZZI M., ERRO, R. 2017. Walking on four limbs: A systematic review of Nordic Walking in Parkinson disease. *Parkinsonism and related disorders* [online]. 2017, vol. 38, p. 8 - 12. ISSN 1873-5126. [cit. 2017-06-01]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135380201730038X>.

BOUFFARD, V., NANTEL, J., THERRIEN, M., VENDITOLLI, P. A., LAVIGNE, M., PRINCE, F. 2011. Center of Mass Compensation during Gait in Hip Arthroplasty Patients: Comparison between Large Diameter Head Total Hip Arthroplasty and Hip Resurfacing. *Rehabilitation Research and Practice*. [online]. 2011, vol. 2011, p. 1 - 9. ISSN 2090-2867. [cit. 2017-03-25]. Dostupné z: <file:///C:/Users/nuník/Downloads/2011%20Rehab%20Research%20centre%20of%20mass%20%20hips.pdf>

BRIBBLE, P. A., HERTEK J. 2004. Effect of Lower-Extremity Fatigue on Postural Control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. [online]. 2004, vol. 85, no. 4, p. 589 - 92. ISSN 0003-9993. [cit. 2017-04-02]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999303009936?via%3Dihub>.

BURNFIELD, J., PERRY, J. 1992. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, N.J. : SLACK. 1992. ISBN 978-1-55642-766-4.

BUCHTHAL, F., FERNANDEZ-BALLESTEROS, M. L., ROSENFALCK, P. 1965 The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. In BURNFIELD, J., PERRY, J. 1992. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, N.J. : SLACK. 1992. ISBN 978-1-55642-766-4.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D. H., ZAJAC, F. E. 2005. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. *Gait and Posture*. [online]. 2005, vol. 22, p. 57 - 62. ISSN 0966-6362. [cit. 2017-05-02]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620400116X>.

DICKSTEIN, R., LAUFER, Y. 2004. Light touch and center of mass stability during treadmill locomotion. *Gait and Posture* [online]. 2004, vol. 20, no. 1, p. 41 - 7. ISSN 0966-6362. [cit. 2017-04-25]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636203000912>

FINCH, A., HORTOBAGAYI, T., SOLNIK, S., RIDER, P., DEVITA, P. 2011. Association Between Muscle Activation and Metabolic Cost of Walking in Young and Old Adults. *The Journal of Gerontology*. [online]. 2011, vol. 66, no. 5, p. 541 - 7. ISSN 1758-535X. [cit. 2017-05-15]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3074960/>.

FORD, M. P., WAGENAAR, R. C., NEWELL, K. M. 2007. Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait and Posture* [online]. 2007, vol. 26, no. 1, p. 135 - 41. ISSN 0966-6362 [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620600169X>.

HOFMANN, C. L., DOUGHERTY, C. J., ABKARIAN, H. K., FOX, M. K., JURIS, P. M. 2014. The Reduction of Metabolic Cost While Using Handrail Support During Inclined Treadmill Walking is Dependent on the Handrail Use Instruction. *International Journal of Exercise Science* [online]. 2014, vol. 7, no. 4, p. 339 - 45. ISSN 1939-795X. [cit.

2017-03-25].

Dostupné

z:

<http://digitalcommons.wku.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1638&context=ijes>.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Aging* [online]. 2006, vol. 35, suppl. 2, p. 7 - 11. ISSN 0002-0729. [cit. 2017-04-02]. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ageing/article-lookup/doi/10.1093/ageing/afl077>.

IJMKER, T., LAMOTH, C. J., HOUDIJK, H., TOLSMA, M., VAN DER WOUDE, L. H. V., DAFFERTSHOFER, A., BEEK, P. J. 2015. Effects of handrail hold and light touch on energetics, step parameters, and neuromuscular activity during walking after stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* [online]. 2015, vol. 12, p. 70 - 82. ISSN 1743-0003. [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4546819/pdf/12984\\_2015\\_Article\\_51.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4546819/pdf/12984_2015_Article_51.pdf).

ITEM-GLATTHORN, J., CASARTELLI, N. C., MAFFIULETTI, N. A. 2016. Reproducibility of gait parameters at different surface inclinations and speeds using an instrumented treadmill system. *Gait and Posture* [online]. 2016, vol. 44, p. 259 - 64. ISSN 0966-6362 [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(15\)01005-X/pdf](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(15)01005-X/pdf).

JORDAN, K., CHALLIS, J. H., NEWELL, K. M. 2007. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait and Posture* [online]. 2007, vol. 26, p. 128 - 34. ISSN 0966-6362 [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: [http://my.me.queensu.ca/People/Deluzio/JAM/files/02.12.10\\_Yang.pdf](http://my.me.queensu.ca/People/Deluzio/JAM/files/02.12.10_Yang.pdf).

KAWAMURA, K., TOKUHIRO, A., TAKECHI, H. 1991. Gait analysis of slope walking: a study of step length, stride width, time factors and deviation in the centre of pressure. *Gait and Posture* [online]. 1991, vol. 45, no. 3, p. 179 - 84. ISSN 0966-6362. [cit. 2017-03-20]. Dostupný ve formě abstraktu z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1891977>.

KIRTLEY, CH. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. 2006. 1<sup>st</sup> edition. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-100009-3.

KODESH, E., FALASH, F., SPRECHER, E., DICKSTEIN, R. 2015. Light touch and medio-lateral postural stability during short distance gait. *Neuroscience Letter* [online]. 2015, vol. 584, no. 1, p. 378 - 81. ISSN 0304-3940. [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030439401400860X>.



KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, 138 s. ISBN 978-80-244-4266-2.

KRAM, R., GRIFFIN, T. M., DONELAN, J. M. 1998. Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of applied physiology* [online]. 1998, vol. 85, no. 2, p. 764 - 9. ISSN 1522-1601. [cit. 2017-03-23]. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/85/2/764.long>.

KUAN, T., TSOU, J., SU, F. 1999. Hemiplegic gait of stroke patients: The effect of using a cane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1999, vol. 80, no. 7, p. 777 - 84. ISSN 0003-9993. [cit. 2017-06-01]. Dostupné ve formě abstraktu z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999399902277?via%3Dihub>

LEROUX, A., FUNG, J., BARBEAU, H. 2002. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait and Posture* [online]. 2002, vol. 15, no. 1, p. 64 - 74. ISSN 0966-6362. [cit. 2017-03-21]. Dostupné z <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001813>.

MATSAS, A., TAYLOR, N., MCBURNEY, H. 2000. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait and Posture* [online]. 2000, vol. 11, no. 1, p. 46 - 53. [cit. 2017-03-24]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663629900048X>.

MATSAS, A., TAYLOR, N. F., WASS, E. 2005. Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait and Posture* [online]. 2005, vol. 21, no. 1, p. 72 - 79. [cit. 2017-03-24]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204000165>.

MCINTOSH, A. S., BEATTY, K. T., DWAN, L. N., VICKERS, D.R. 2006. Gait dynamics on an inclined walkway. *Journal of Biomechanics* [online]. 2006, vol. 39, no. 13, p. 2491 - 502. ISSN 0021-9290. [cit. 2017-02-26]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929005003659>

ORENDURFF, M. S., SEGAL, A. D., KLUTE, G. K., BERGE, J. S., ROHR, E. S., KADEL, N. J. 2004. The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2004, vol. 41, no. 6A, p. 829 - 34. ISSN

1938-1352. [cit. 2017-03-16]. Dostupné z:  
<http://www.rehab.research.va.gov/jour/04/41/6/pdf/Orendurff.pdf>.

OSTROSKY, K. M., BURDETT, R. G., GEE, Z., VANSWEARINGEN, J. 1994. A Comparison of Gait Characteristics in Young and Old Subjects. *Physical Therapy*. [online]. 1994, vol. 74, no. 4, p. 637-44. ISSN 1538-6724. [cit. 2017-05-15]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/15183441\\_A\\_Comparison\\_of\\_Gait\\_Characteristics\\_in\\_Young\\_and\\_Old\\_Subjects](https://www.researchgate.net/publication/15183441_A_Comparison_of_Gait_Characteristics_in_Young_and_Old_Subjects)

PALLIYATH, S., HALLETT, M., THOMAS, S., LEBIEDOWSKA, M. 1998. Gait in patients with cerebellar ataxia. *Movement Disorders* [online]. 1998, vol. 13, no., 6, p. 958 - 64. ISSN 1531-8257. [cit. 2017-06-06]. Dostupné formou abstraktu z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mds.870130616/full>.

PARVATANENI, K., PLOEG, L., OLNEY, S. J., BROUWER, B. 2009. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clinical Biomechanics* [online]. 2009, vol. 24, no. 1, p. 95 - 100. ISSN 0268-0033. [cit. 2017-03-21]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003308002350>

PRINCE, F., WINTER, D. A., STERGIOU, P. 1994. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. In WHITTLE, M. W. *Gait Analysis: An introduction*. 2007 4<sup>th</sup> ed. Butterworth-Heinemann. ISBN 0-7506-8883-1.

RABIN, E., DEMIN, A., PIRROTTA, S., CHEN, J., PATEL, H., BHAMBRI, A., NOYOLA, E., LACKNER, J., DIZIO, P., DIFRANCISCO, D., WERNER, W. 2015. Parkinsonian gait ameliorated with a moving handrail, not with a banister. *Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2015, vol. 96, no. 4, p. 735 - 41. ISSN 1934-1482. [cit. 2017-03-30]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(14\)01120-4/abstract](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(14)01120-4/abstract)

RICHARD, J. 2008. *Biomechanics in Clinic and Research*. 1<sup>st</sup> ed. Churchill Livingstone. ISBN 9780443101700.

RILEY, P. O., PAOLINI, G., DELLA CROCE, U., PAYLO, K. W., KERRIGAN, D. C. 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait and Posture* [online]. 2007, vol. 26, no. 1, p. 17 - 24. ISSN 0966-6362. [cit. 2017-03-21]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Gabriele\\_Paolini/publication/6882769\\_A\\_kinematic\\_and](https://www.researchgate.net/profile/Gabriele_Paolini/publication/6882769_A_kinematic_and)

[d kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects/links/004635266389718ed2000000.pdf](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000709)

SADEGHI, H., ALLARD, P., PRINCE, F., LABELLE, H. 2000. Symmetry and limb dominance in able - bodied gait: a review. *Gait and Posture* [online]. 2000, vol. 12, no. 1., p. 34 - 45. ISSN 0966-6362. [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000709>.

SEKIYA, N., NAGASAKI, H. 1998. Reproducibility of the walking patterns of normal young adults:

test-retest reliability of the walk ratio (step-length/step-rate). In WHITTLE, M. W. *Gait Analysis: An introduction*. 2007 4<sup>th</sup> ed. Butterworth-Heinemann. ISBN 0-7506-8883-1.

SCHENAU, G. J. 1980. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Medicine and science in sports and exercise* [online] 1980, vol. 12, no. 4, p. 257 - 61. ISSN 1530-0315. [cit. 2017-03-21]. Dostupné z: <http://europepmc.org/abstract/med/7421475>.

SILDER, A., BESIÉ, T., DELP, S. L. 2012. Predicting the Metabolic Cost of Incline Walking from Muscle Activity and Walking Mechanics. *Journal of Biomechanics* [online]. 2012, vol. 45, no. 10, p. 1842 - 9. ISSN 0021-9290. [cit. 2017-02-26]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4504736/>.

STEPHENSON, J. L., LAMONTAGNE, A., SERRES, S. J. 2009. The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals. *Gait and Posture* [online]. 2009, vol. 29, p. 11 - 6. ISSN 0966-6362 [cit. 2017-05-02]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Sophie\\_De\\_Serres/publication/5231435\\_The\\_coordination\\_of\\_upper\\_and\\_lower\\_limb\\_movements\\_during\\_gait\\_in\\_healthy\\_and\\_stroke\\_individuals/links/0deec524c20ade594b000000.pdf#page=37](https://www.researchgate.net/profile/Sophie_De_Serres/publication/5231435_The_coordination_of_upper_and_lower_limb_movements_during_gait_in_healthy_and_stroke_individuals/links/0deec524c20ade594b000000.pdf#page=37)

STEPHENSON, J. L. DE SERRES, S. J., LAMONTAGNE, A. 2010 The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke. *Gait and Posture* [online]. 2010, vol. 31, p. 109-15. ISSN 0966-6362 [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636209006213?via%3Dihub>.

TAKAKUSAKI, K. 2013. Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders* [online]. 2013, vol. 28, no. 11, p. 1483 - 91. ISSN 1531-8257. [cit. 2017-04-01]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mds.25669/full>.

THYS, H., WILLEMS, P. A., SAELS, P. 1996. Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swing-through gait with elbow crutches. *Journal of Biomechanics* [online]. 1996, vol. 29, no. 11, p. 1473 - 1482. ISSN 0021-9290. [cit. 2017-06-01]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Patrick\\_Willems2/publication/14311922\\_Energy\\_cost\\_mechanical\\_work\\_and\\_muscular\\_efficiency\\_in\\_swing-through\\_gait\\_with\\_elbow\\_crutches/links/56e2ed8408ae1c52fafda8e5.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Patrick_Willems2/publication/14311922_Energy_cost_mechanical_work_and_muscular_efficiency_in_swing-through_gait_with_elbow_crutches/links/56e2ed8408ae1c52fafda8e5.pdf)

UMBERGER, B. R. 2008. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetic of human walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 2008, vol. 41, p. 2575 - 80. ISSN 0021-9290. [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/ef10/baaa7a17cbd79a26fd3a8157ee22bf673a63.pdf>.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.

WAGENAAR, R. C., VAN EMMERIK, R. E. A. 2000. Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *Journal of Biomechanics* [online]. 2000, vol. 33, no. 7, p. 853 - 61. ISSN 1873-2380.[cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929000000208?via%3Dihub>.

WHITTLE, M. W. *Gait Analysis: An introduction*. 2007 4<sup>th</sup> ed. Butterworth-Heinemann. ISBN 0-7506-8883-1.

WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* [online]. 1995, vol. 3, p. 193 - 214. ISSN 0966-6362. [cit. 2017-03-21]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/7760/b2869f83ff04e595a39a0070283d2ea31c29.pdf>.

ZAHRADKA, N. *Effects of handrail use on healthy treadmill walking*. Delaware, 2010. University of Delaware, Department of Mechanical Engineering. 63 stran. Diplomová práce. Vedoucí práce: Jill S. Higginson. Dostupné z: <http://udspace.udel.edu/handle/19716/9791>.

## **SEZNAM ZKRATEK**

CMP - cévní mozková příhoda

COM - Centre of Mass, těžiště

COP - Centre of Pressure, výslednice reakční síly

COG - Centre of Gravity, průmět těžiště těla do opěrné báze

EMG - elektromyografie

m. - musculus, sval

p. - page, strana

s. - strana

cm - centimetr

mm - milimetr

min - minuta

s - sekunda

h - hodina

m - metr

km - kilometr

N - Newton

kg - kilogram

## Seznam obrázků

<b>Obr. 1</b> Schéma vertikální složky reakční síly podložky při chůzi (Bouffard et al., 2011, p. 3; report ze Zebris FDM).....	20
<b>Obr. 2</b> Pohyb horních končetin při chůzi během krokového cyklu - vpravo, kinametika pohybu ramenního a loketního kloubu během krokového cyklu (přeloženo z Burnfield and Perry, 1992, p. 132 - 3).....	22
<b>Obr. 3</b> Schéma přenosu sil při použití zevní opory - hole (převzato a přeloženo do češtiny dle Whittle, 2007, p. 124).....	26

## SEZNAM TABULEK

<b>Tabulka č. 1</b>	Výsledky a hodnoty statistické významnosti pro hypotézu $H_{01}$ .....	38
<b>Tabulka č. 2</b>	Výsledky a hodnoty statistické významnosti pro hypotézu $H_{02}$ .....	40
<b>Tabulka č. 3</b>	Výsledky a hodnoty statistické významnosti pro hypotézu $H_{03}$ .....	42
<b>Tabulka č. 4</b>	Výsledky a hodnoty statistické významnosti pro hypotézu $H_{04}$ .....	44

## SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1	Parametr šířka kroku u rychlé chůze po rovině.....	46
Graf č. 2	Parametr šířka kroku u rychlé chůze do kopce.....	46
Graf č. 3	Parametr průměrná doba stojné fáze při rychlé chůzi do kopce.....	47
Graf č. 4	Parametr maximální pohyb COP v laterálním směru při rychlé chůzi do kopce.....	48
Graf č. 5	Parametr 1. vrchol reakční síly při normální chůzi po rovině.....	49
Graf č. 6	Parametr 2. vrchol reakční síly při rychlé chůzi do kopce.....	49



# SEZNAM PŘÍLOH

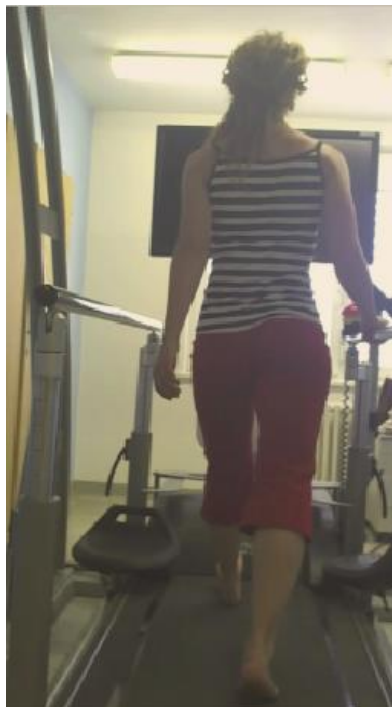
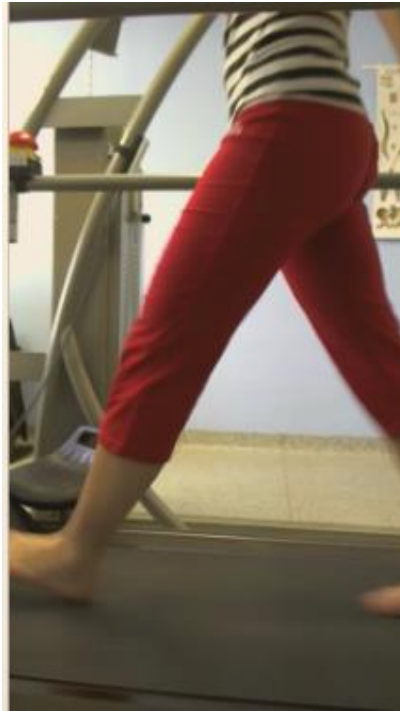
Příloha 1 Rešerše zahraničních studií .....	74
Příloha 2 Fotografie z měření .....	75
Příloha 3 Záznam měření (zpracováno softwarem Zebris FDM) .....	76
Příloha 4 Grafy parametru průměrné délky kroku .....	77
Příloha 5 Grafy parametru šířka kroku .....	79
Příloha 6 Tabulky s výsledky Tukeyova testu u parametru šířka kroku .....	80
Příloha 7 Grafy parametru průměrná doba stojné fáze .....	81
Příloha 8 Grafy parametru průměrné doby švihové fáze .....	83
Příloha 9 Grafy parametru doby fáze dvojí opory .....	84
Příloha 10 Grafy parametru kadence .....	86
Příloha 11 Tabulka s výsledky rychlosti chůze a hodnotou statistické významnosti .....	88
Příloha 12 Grafy parametru laterální symetrie COP .....	89
Příloha 13 Grafy parametru maximální výchylky COP v laterálním směru .....	91
Příloha 14 Tabulky s vícenásobným porovnáváním průměrného pořadí p hodnot pro všechny skupiny u parametru maximální výchylky COP v laterálním směru .....	93
Příloha 15 Grafy parametru 1. vrchol reakční síly .....	94
Příloha 16 Tabulky s výsledky Tukeyova testu u parametru 1. vrchol reakční síly .....	96
Příloha 17 Grafy parametru 2. vrchol reakční síly .....	97

# PŘÍLOHY

## Příloha 1 Rešerše zahraničních studií




Studie	Probandi	Testované parametry	Signifikantní výsledky
IJmker et al. (2015, p. 70 - 82)	15 pacientů po CMP (57,5 let)	Spotřeba kyslíku, délka kroku, šířka kroku, pohyb COP, symetrie kroku, EMG aktivita svalů dolních končetin	Snížení metabolické námahy, snížení šířky kroku, lepší symetrie kroku, snížení výchylek COP (při pevném držení), snížení svalové aktivity
Stephenson et al. (2009, p. 11 - 6)	10 pacientů po CMP, 10 zdravých jedinců (62 let)	Kinematika horních a dolních končetin, časoprostorové parametry chůze	Snížení délky kroku, zvýšení kadence u chůze bez opory horních končetin
Stephenson et al. (2010, p. 109 - 15)	10 pacientů po CMP, 10 zdravých, starších jedinců	Kinematika horních a dolních končetin, EMG aktivita svalů dolních končetin	Snížení EMG aktivace svalů
Kuan et al. (1999, p. 777 - 84) - abstrakt	15 pacientů po CMP (56 let)	Časoprostorové parametry chůze	Zúžení šířky kroku, prodloužení délky kroku
Rabin et al. (2015, p. 735 - 41) - abstrakt	16 pacientů s Parkinsonovou chorobou, 16 zdravých, starších jedinců	Časoprostorové parametry chůze	Zvýšení rychlosti chůze, prodloužení délky kroku
Dickstein a Laufer (2004, p. 41 - 7)	20 mladých, zdravých jedinců	Posturální stabilita - pohyb COM v lateromediálním a anterioposteriorním směru	Snížení výchylek COP (v situaci se zavřenýma očima)
Kodesh et al. (2015, p. 378 - 81)	40 mladých, zdravých jedinců	Posturální stabilita - pohyb COP v lateromediálním směru	Snížení výchylek COP při držení se fixního objektu
Zahradka (2010, p. 41 - 7)	25 mladých, zdravých jedinců	Kinematika dolních končetin a trupu, kinetika - reakční síly	Snížení 1. vrcholu reakční síly
Hofmann et al. (2014, p. 339 - 45)	13 zdravých jedinců (39 let)	Metabolické nároky při chůzi po nakloněné rovině	Snížení metabolických nároků

## Příloha 2 Fotografie z měření








### Příloha 3 Záznam měření (zpracováno softwarem Zebris FDM)


#### Délka a šířka kroku

Step length, cm	L	65±2		160 cm
	R	64±3		
Step width, cm		11±3		

#### Rozložení krokového cyklu

Stance phase, %	L	62,6±1,4		100 %
	R	63,1±1,4		
Swing phase, %	L	37,4±1,4		
	R	36,9±1,4		
Double stance phase, %		25,8±1,2		





#### Kadence

Cadence, steps/min	92±3		120 steps/min
--------------------	------	--	---------------

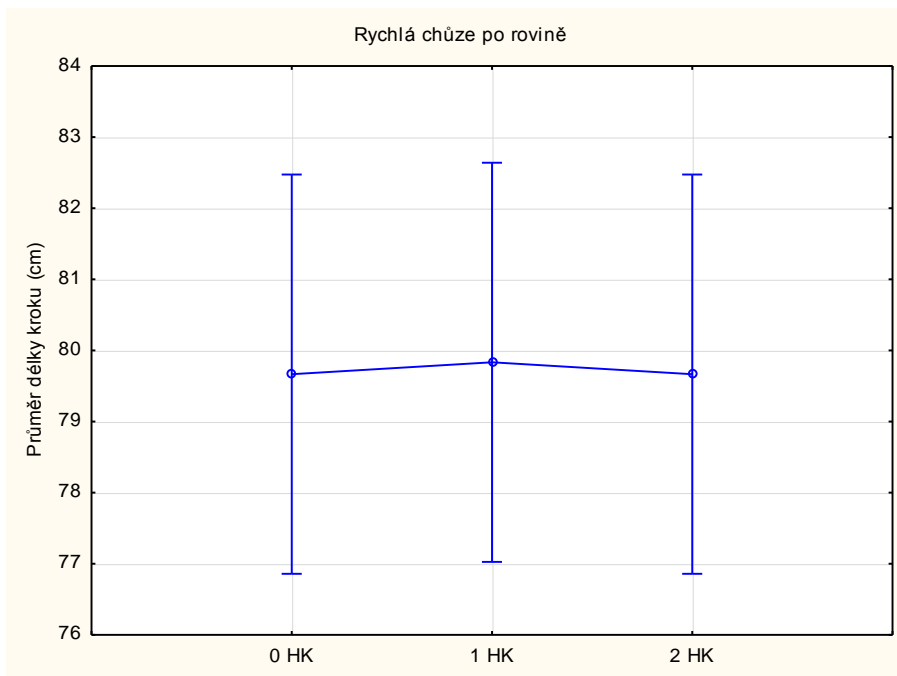
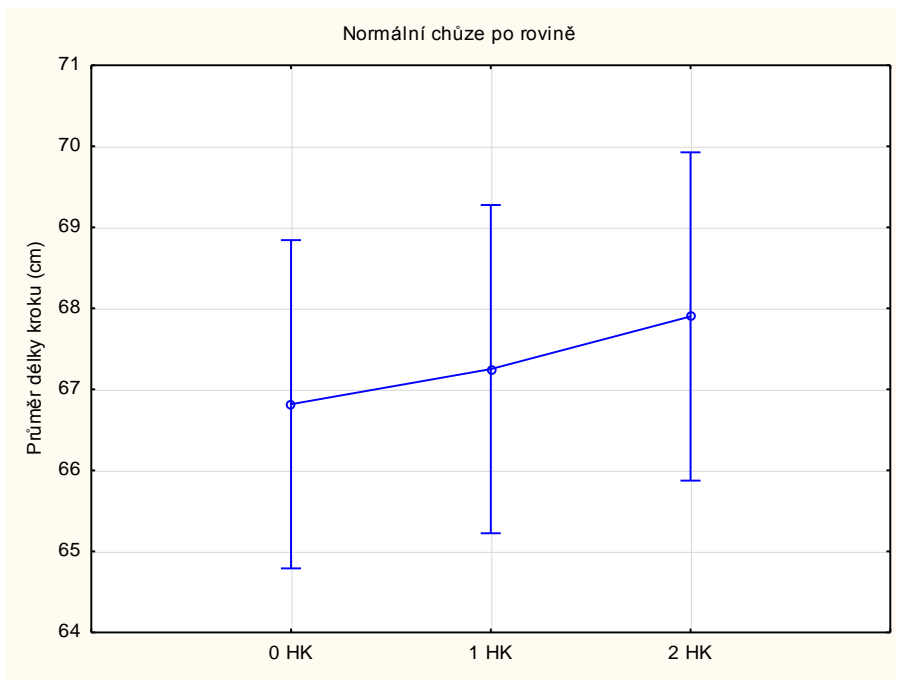
#### Laterální symetrie a její maximální výchylky

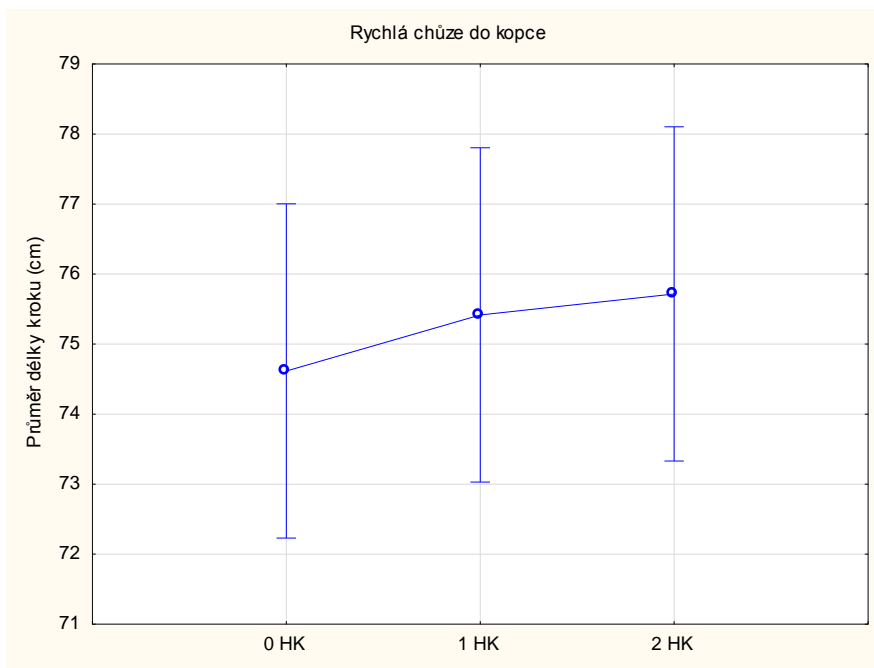
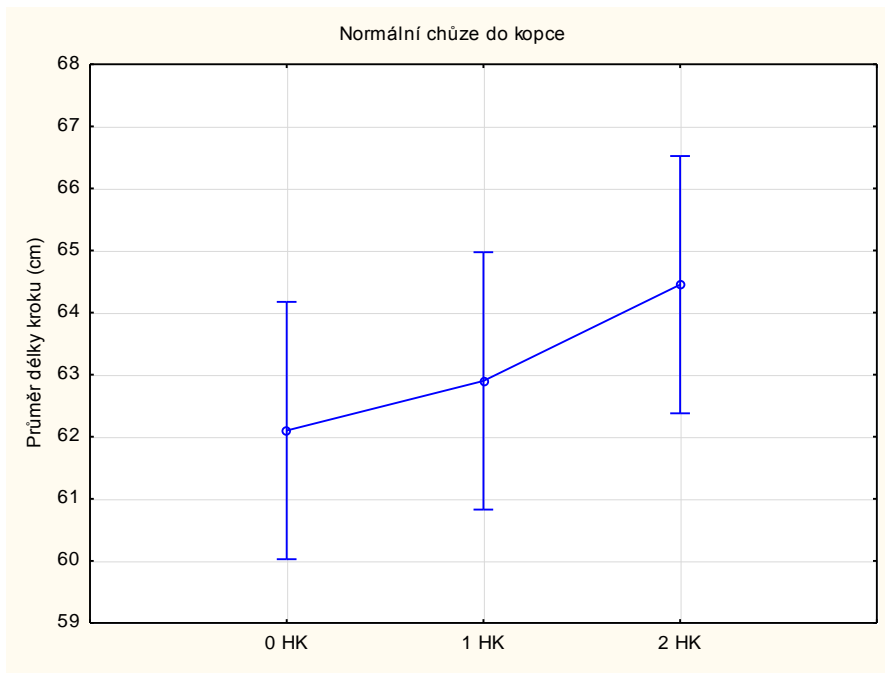
Lateral symmetry, mm	0,1±6,4		-150 mm	150 mm
----------------------	---------	--	---------	--------

#### Hodnoty 1. a 2. vrcholu reakčních sil

Maximum force1, N	L	747,0		1200 N
	R	757,4		
Maximum force2, N	L	841,5		1200 N
	R	845,3		

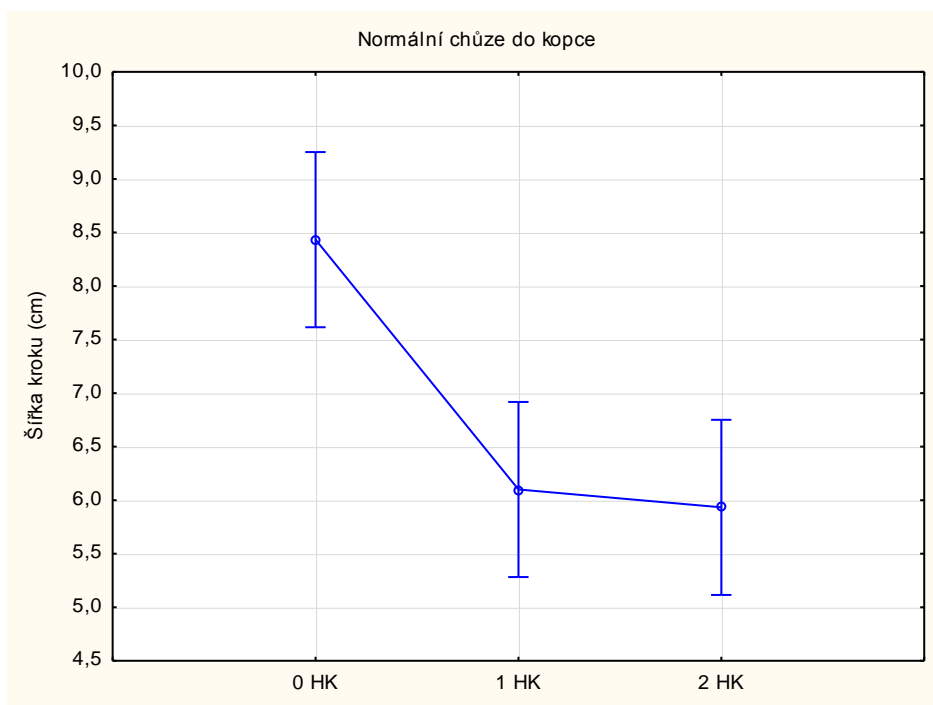
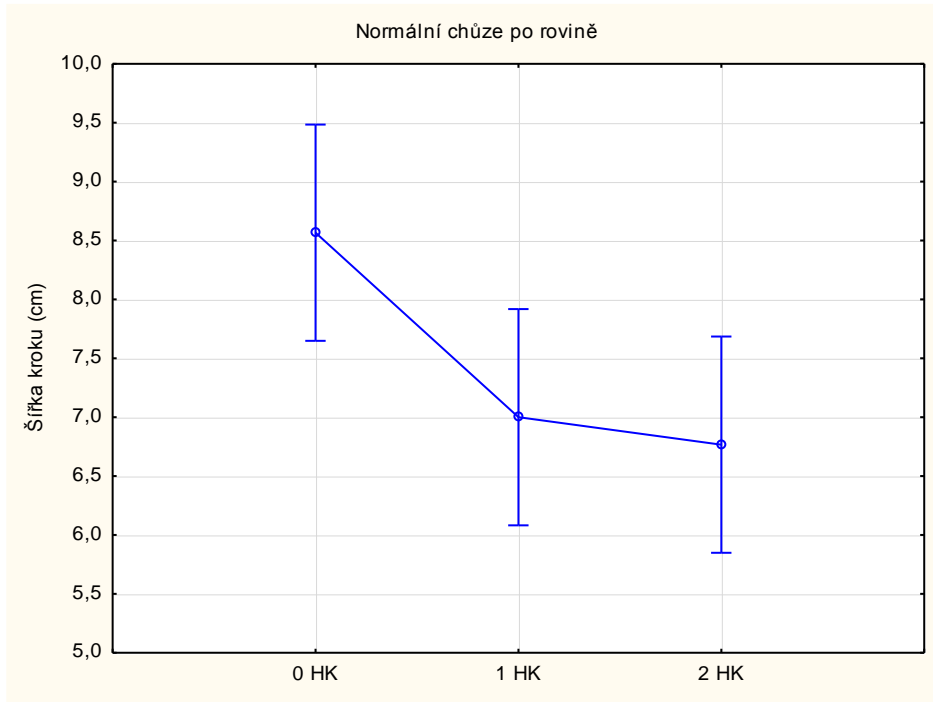
## Příloha 4 Grafy parametru průměrné délky kroku





## Příloha 5 Grafy parametru šířka kroku

Grafy parametru šířka kroku u rychlé chůze po rovině a do kopce jsou uvedeny v textu (kap. 6.5).



## Příloha 6 Tabulky s výsledky Tukeyova testu u parametru šířka kroku

Normální chůze po rovině

Č. buňky	Tukeyův HSD test; proměnná Normální chůze po rovině (Měření)			
	Přibližné pravděpodobnosti pro post hoc testy			
Chyba: meziskup. PČ = 6,3992, sv = 87,000				
	Grup	0 HK	1 HK	2 HK
		8,5667	7,0000	6,7667
1	0 HK		0,048402	0,019445
2	1 HK	0,048402		0,932220
3	2 HK	0,019445	0,932220	

Normální chůze do kopce

Č. buňky	Tukeyův HSD test; proměnná Normální chůze do kopce (Měření)			
	Přibližné pravděpodobnosti pro post hoc testy			
Chyba: meziskup. PČ = 5,0797, sv = 87,000				
	Grup	0 HK	1 HK	2 HK
		8,4333	6,1000	5,9333
1	0 HK		0,000465	0,000230
2	1 HK	0,000465		0,955902
3	2 HK	0,000230	0,955902	

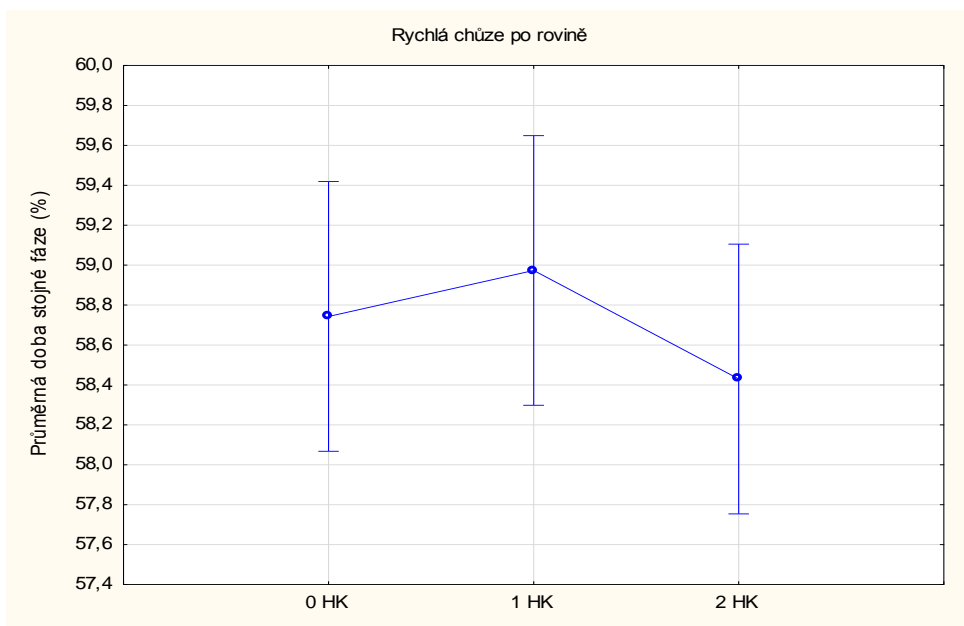
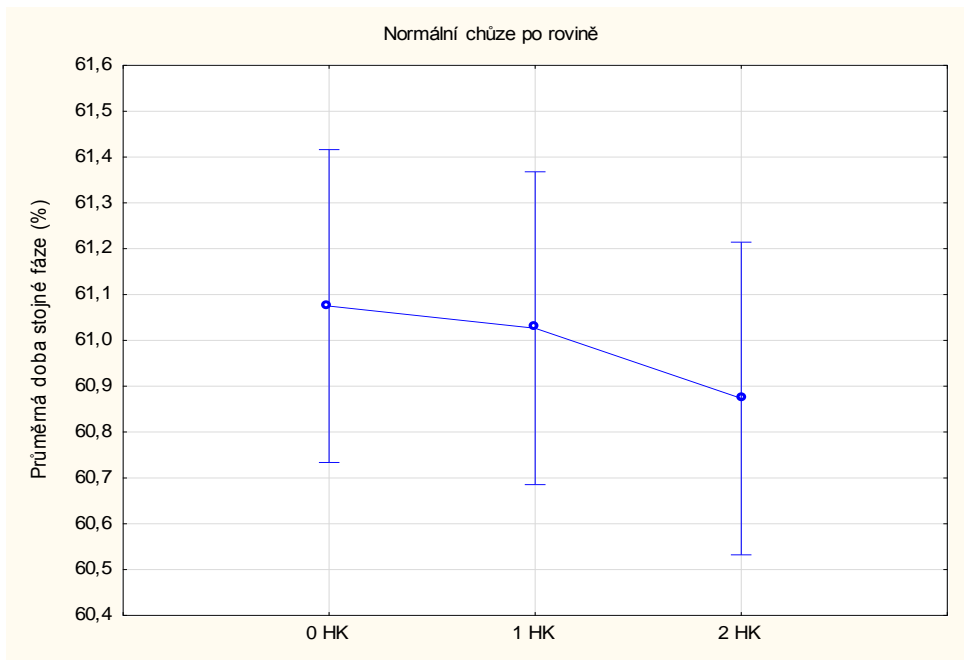
Rychlá chůze do kopce

Č. buňky	Tukeyův HSD test; Rychlá chůze do kopce (Měření)			
	Přibližné pravděpodobnosti pro post hoc testy			
Chyba: meziskup. PČ = 4,5625, sv = 87,000				
	Grup	0 HK	1 HK	2 HK
		8,2667	6,7333	6,6000
1	0 HK		0,018207	0,009256
2	1 HK	0,018207		0,968388
3	2 HK	0,009256	0,968388	

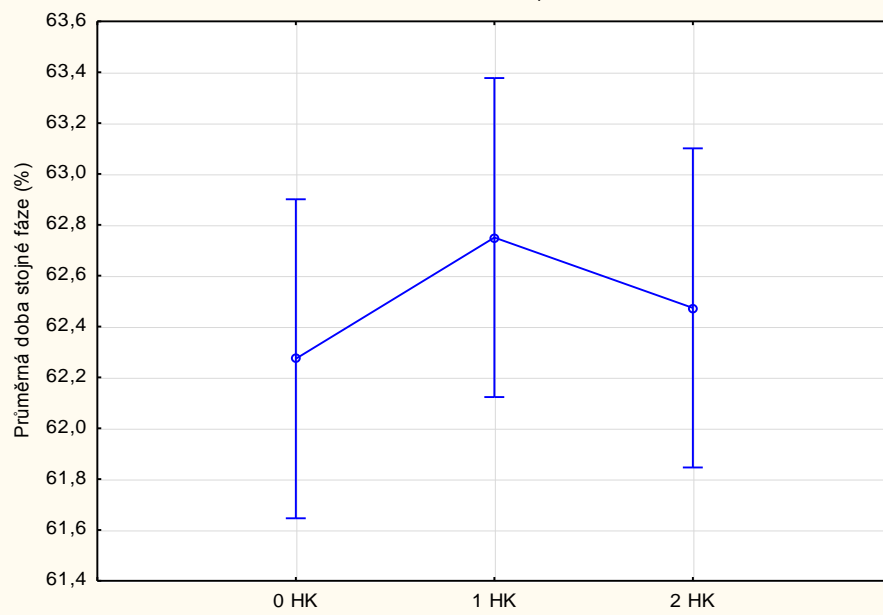


## Příloha 7 Grafy parametru průměrná doba stejné fáze

Graf rychlé chůze po rovině je uveden v kapitole 6.5.

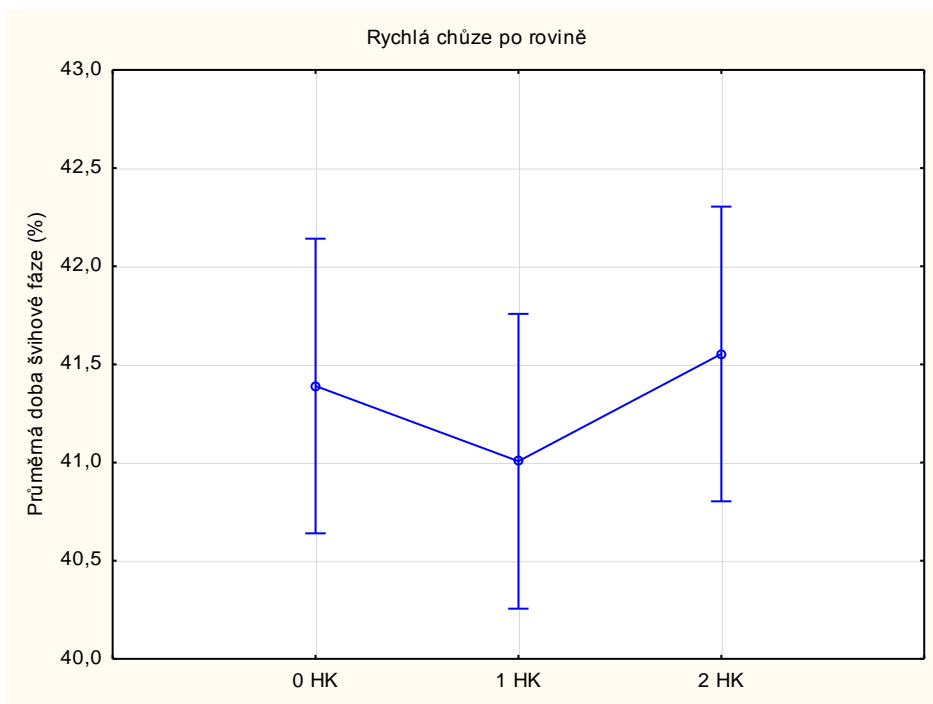
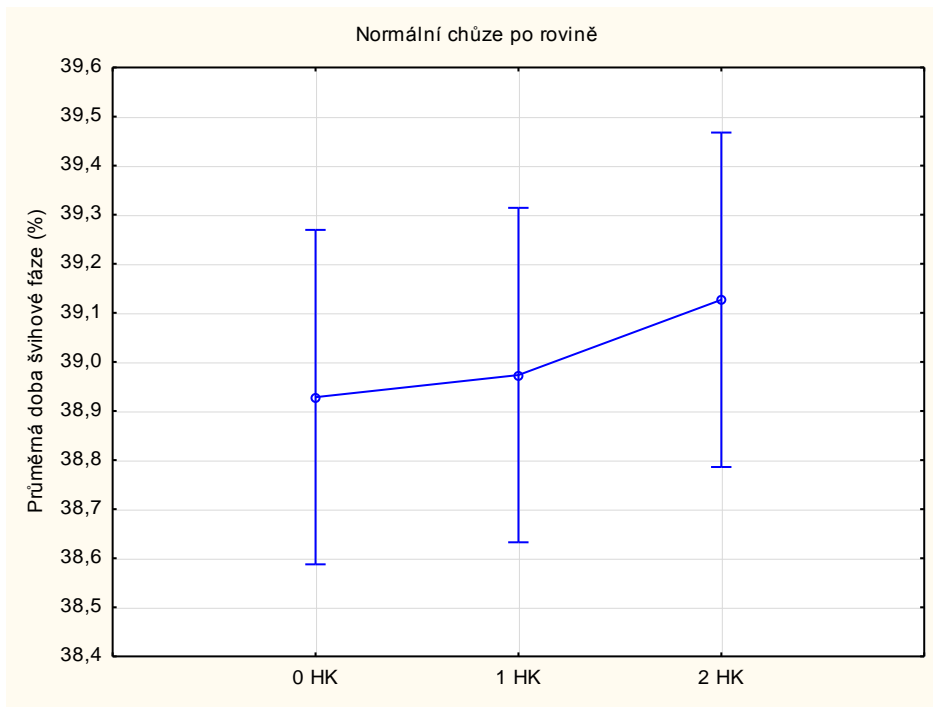


Normální chůze do kopce

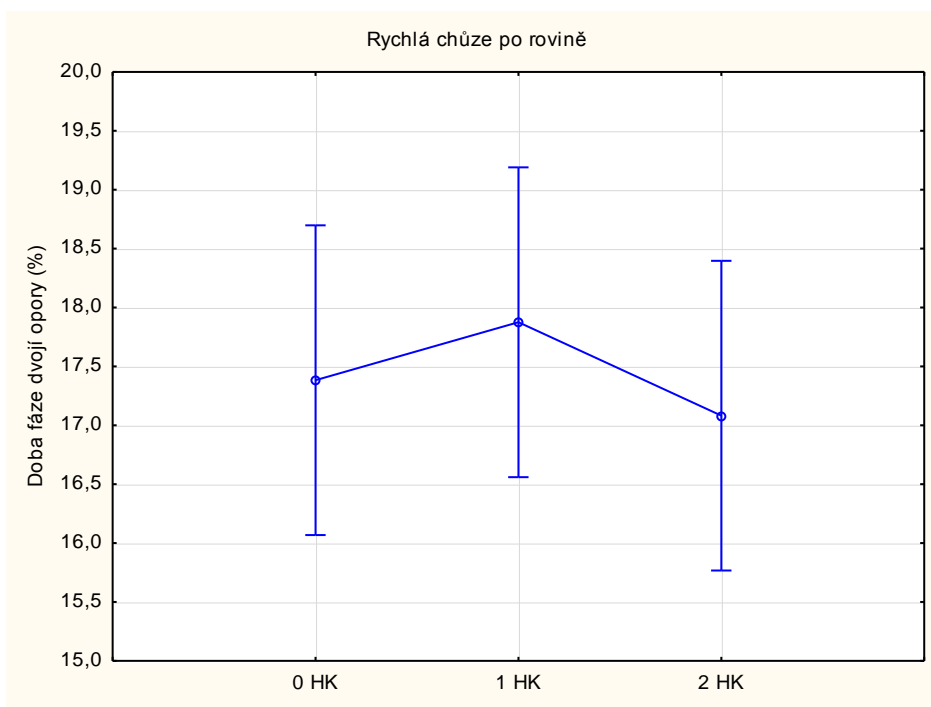
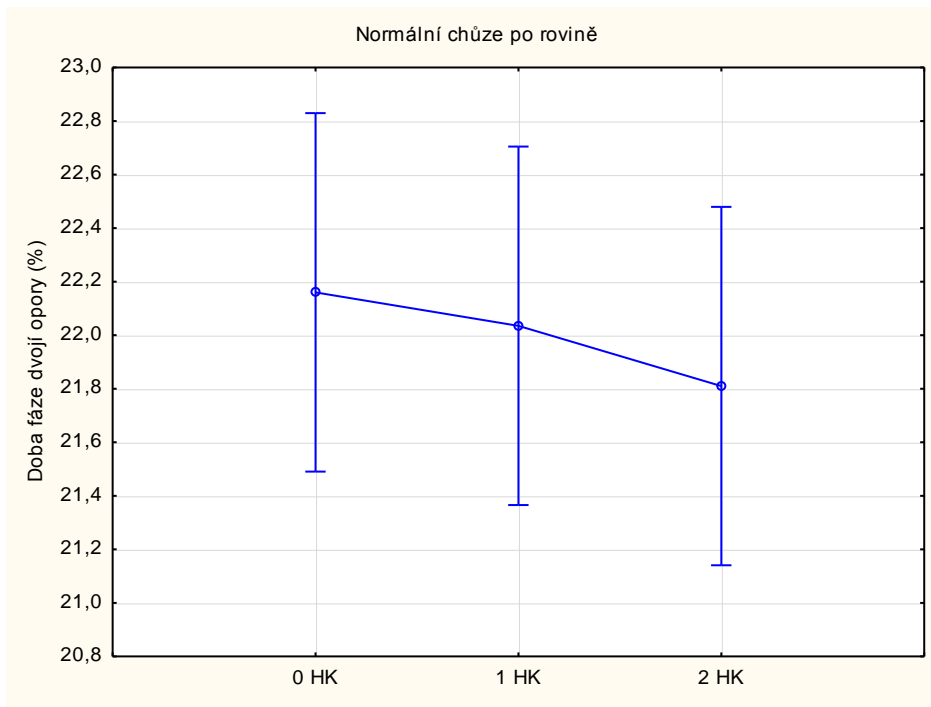


## Příloha 8 Grafy parametru průměrné doby švihové fáze

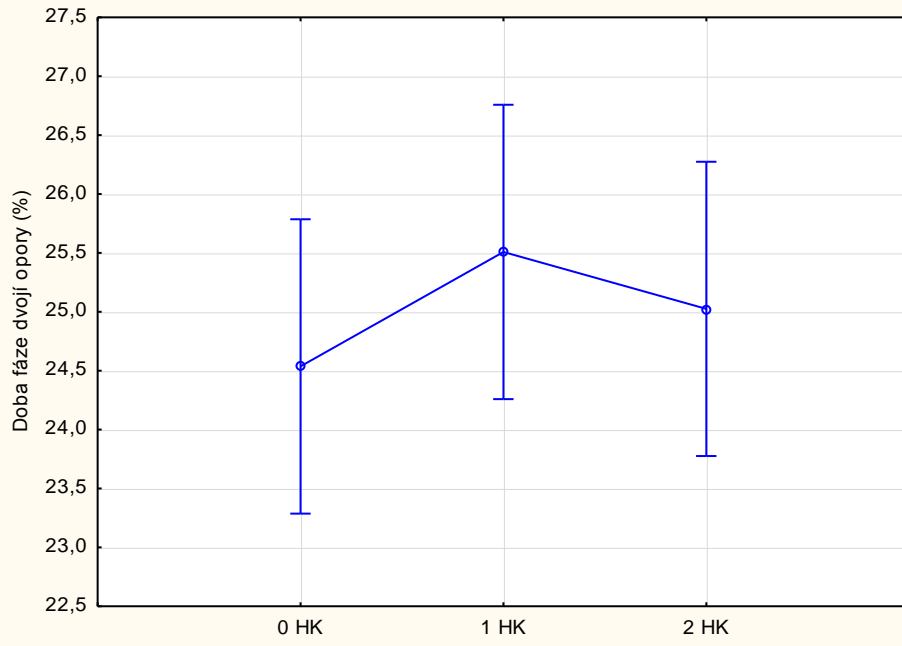
Grafy při normální a rychlé chůzi do kopce jsou uvedeny v kapitole 6.5.



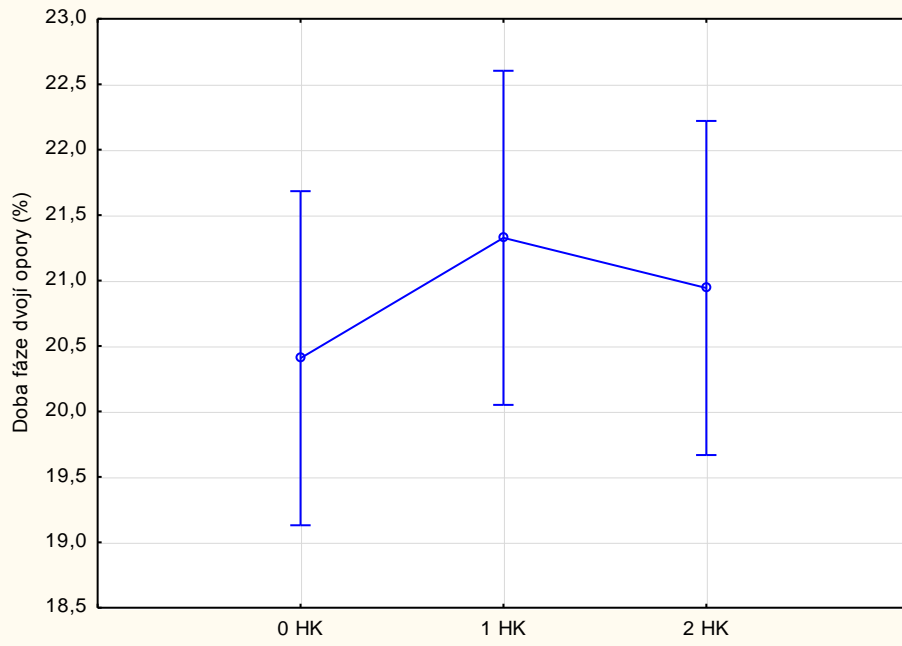
## Příloha 9 Grafy parametru doby fáze dvojí opory



Normální chůze do kopce

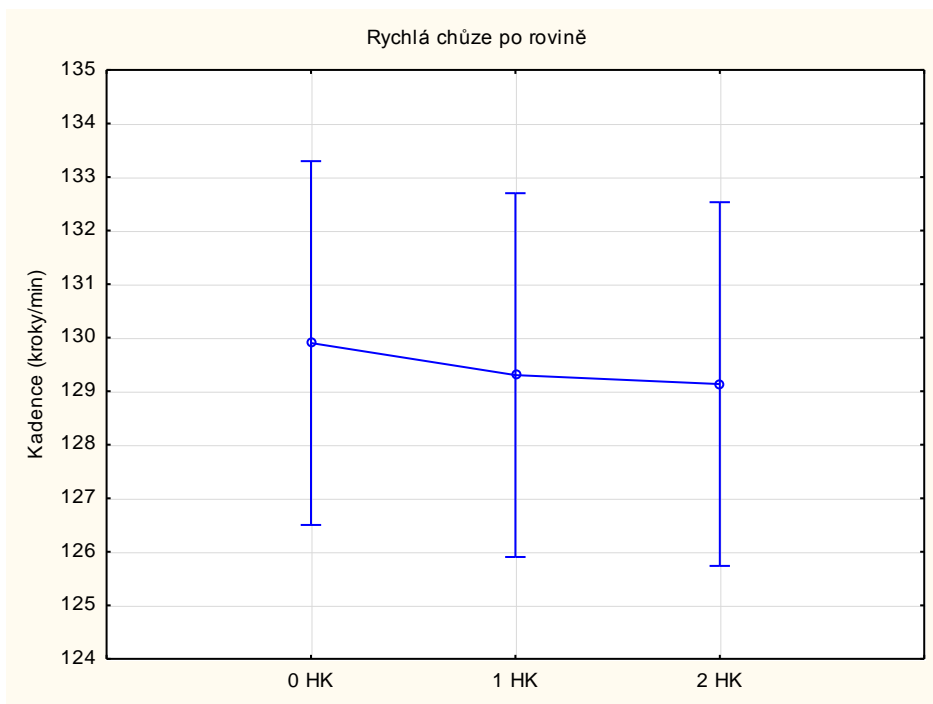
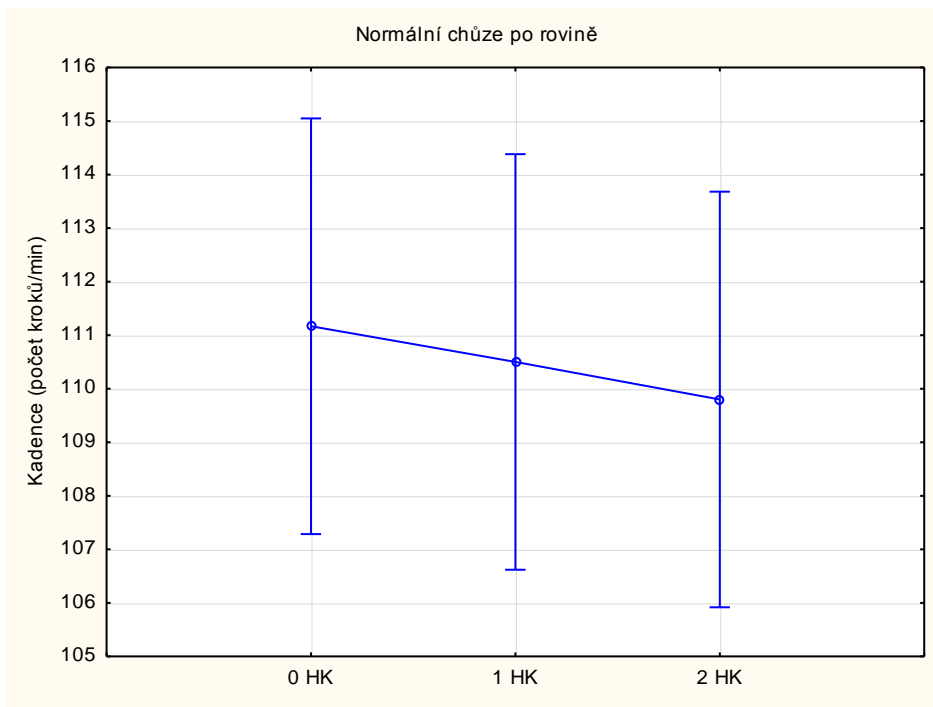


Rychlá chůze do kopce

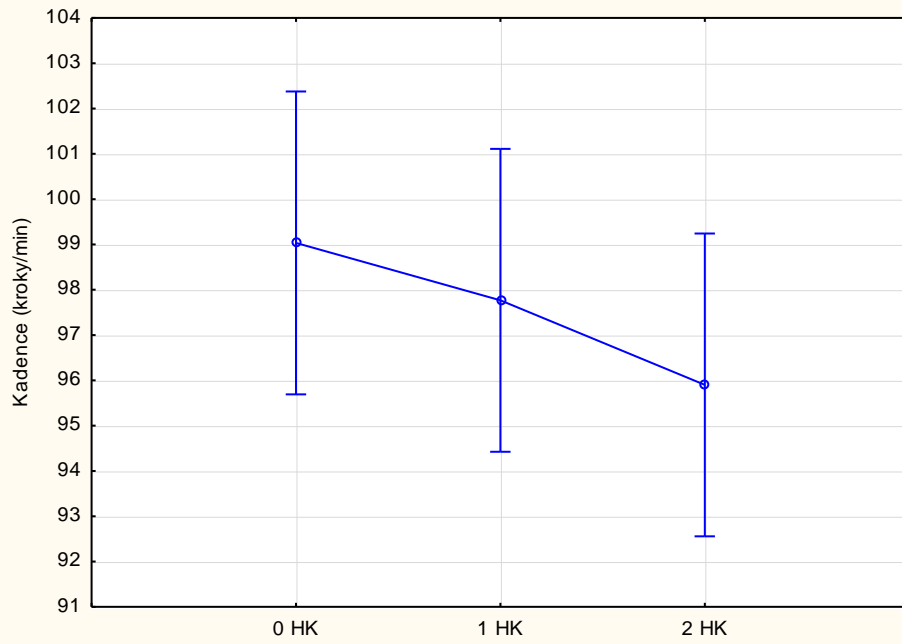


## Příloha 10 Grafy parametru kadence

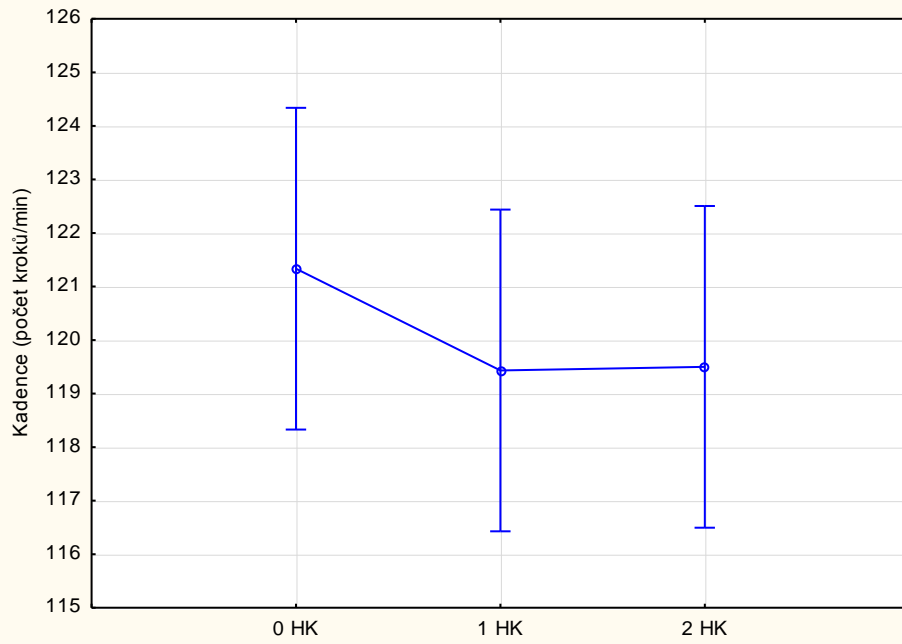
Graf rychlé chůze po rovině a normální chůze do kopce jsou uvedeny v kapitole 6.5.



Normální chůze do kopce



Rychlá chůze do kopce



## Příloha 11 Tabulka s výsledky rychlosti chůze a hodnotou statistické významnosti

Průměr rychlosti (m/s)	0 HK	1 HK	2 HK	p
Normální chůze po rovině	1,240	1,239	1,241	0,999
Rychlá chůze po rovině	1,723	1,716	1,704	0,919
Normální chůze do kopce	1,026	1,023	1,029	0,985
Rychlá chůze do kopce	1,509	1,500	1,500	0,972

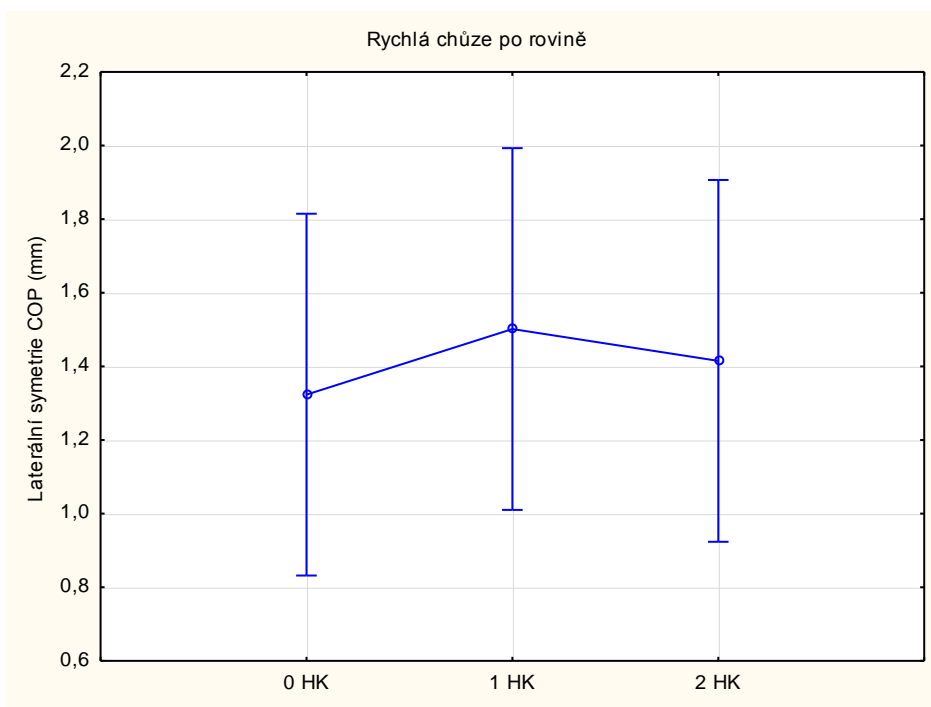
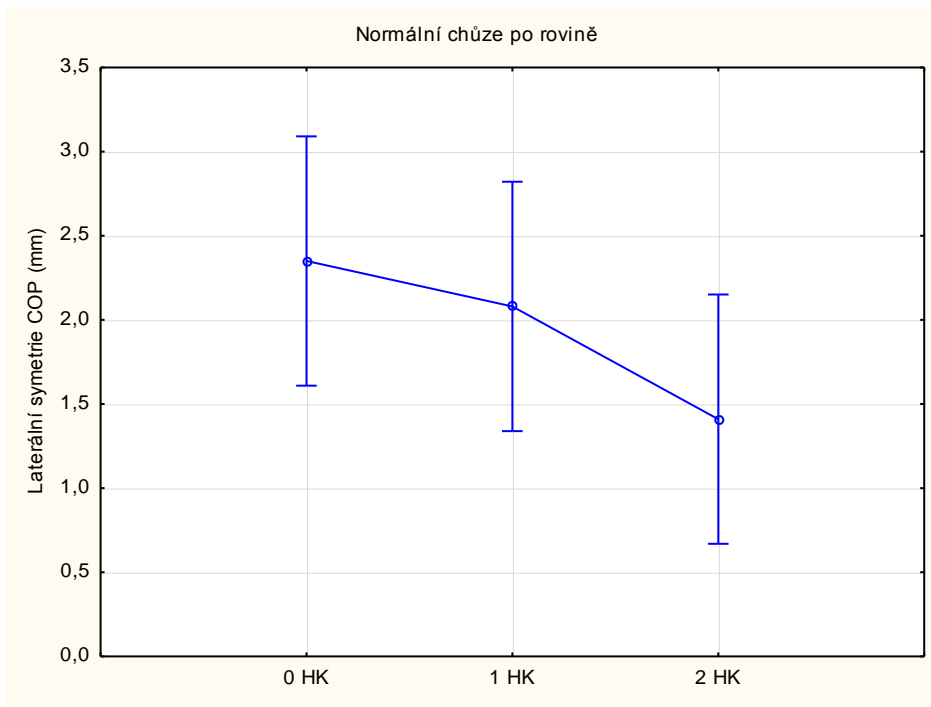
Legenda k Tabulce:

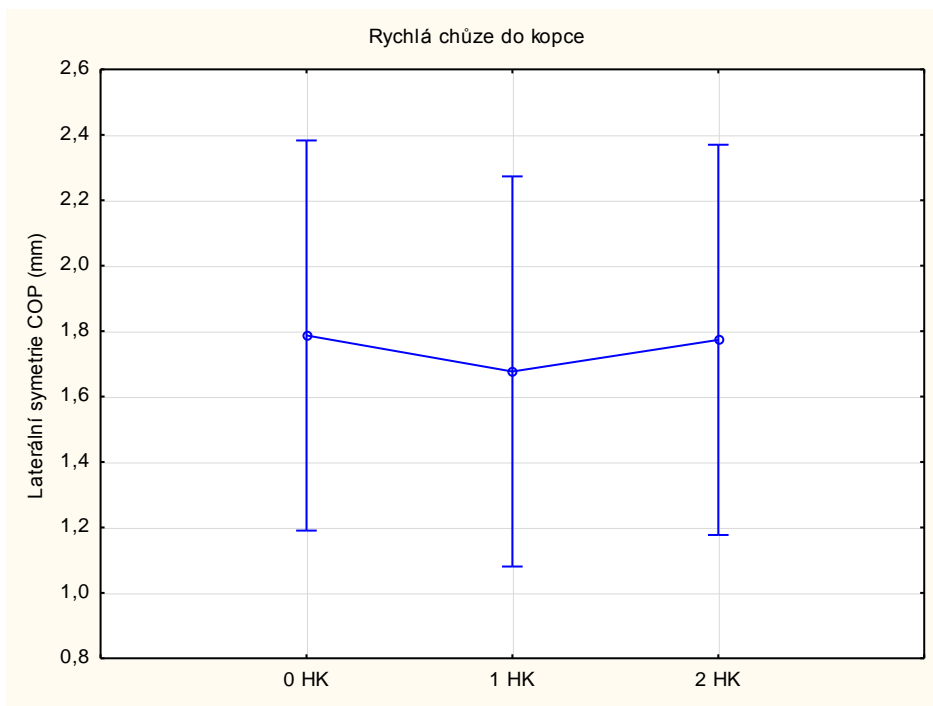
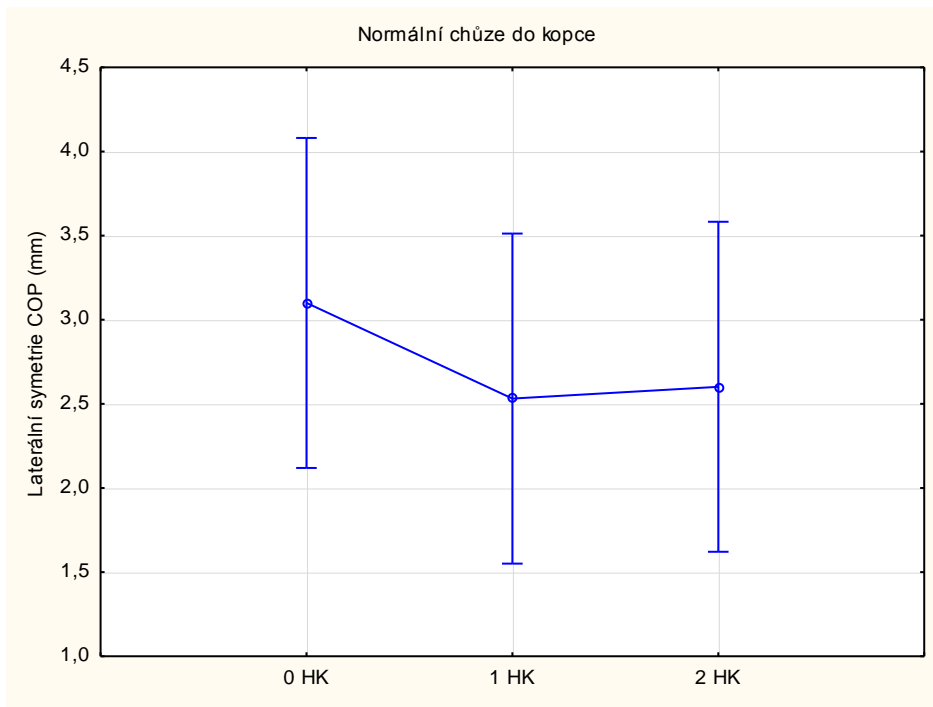
p = dosažená hladina statistické významnosti

\* p < 0,05, \*\* p < 0,01, \*\*\* p < 0,001



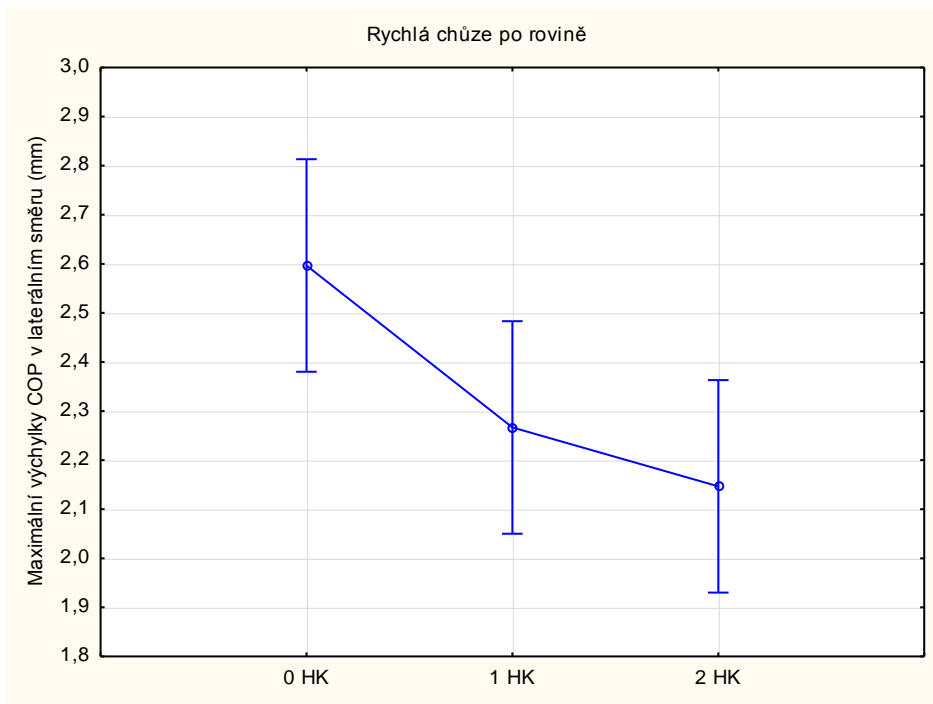
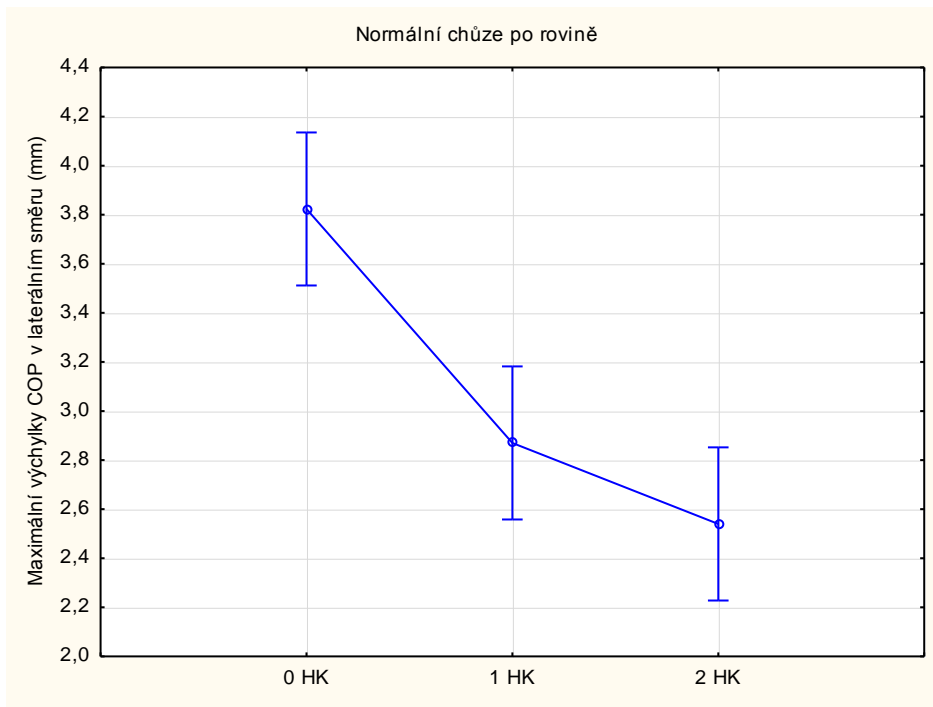
## Příloha 12 Grafy parametru laterální symetrie COP



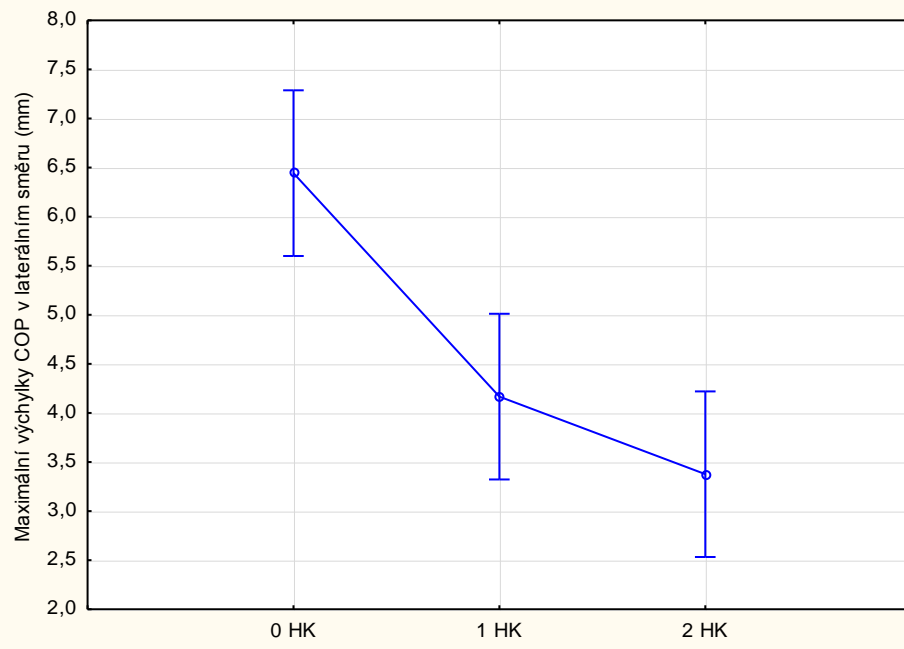


### Příloha 13 Grafy parametru maximální výchylky COP v laterálním směru

Graf rychlé chůze do kopce je uveden k kapitole 6.5.



Normální chůze do kopce



**Příloha 14 Tabulky s vícenásobným porovnáním průměrného pořadí p hodnot pro všechny skupiny u parametru maximální výchylky COP v laterálním směru**

Normální chůze po rovině

Závislá: Prom2	Vícenásobné porovnání p hodnot (oboustr.); Kruskal-Wallisův test: $H(2, N=90) = 28,59188$ $p = ,0000$		
	0 HK R:64,933	1 HK R:42,167	2 HK R:29,400
0 HK		0,002213	0,000000
1 HK	0,002213		0,175211
2 HK	0,000000	0,175211	

Rychlá chůze po rovině

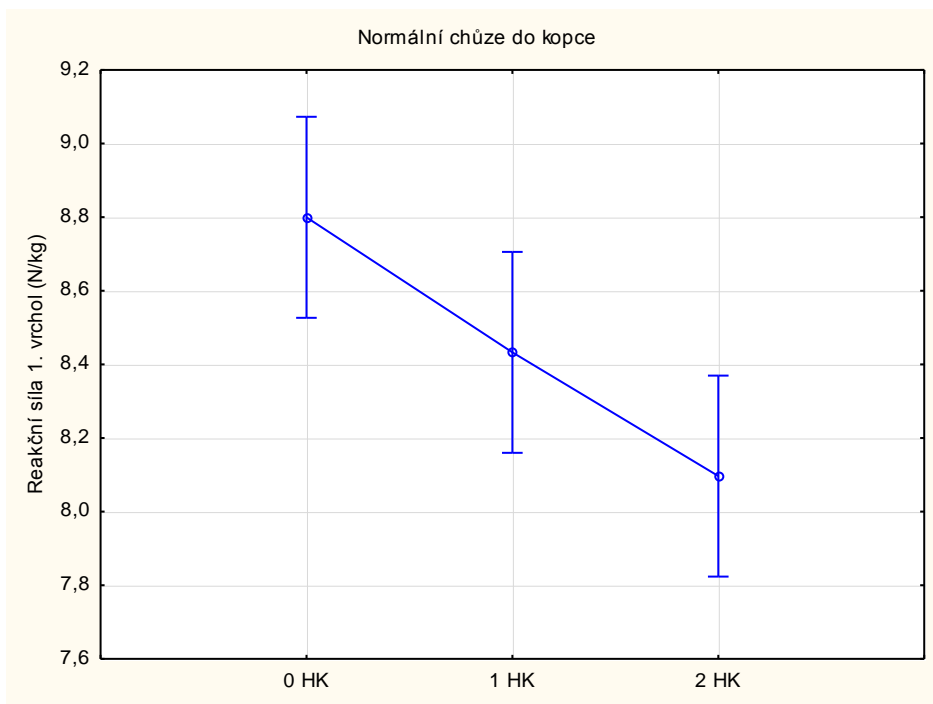
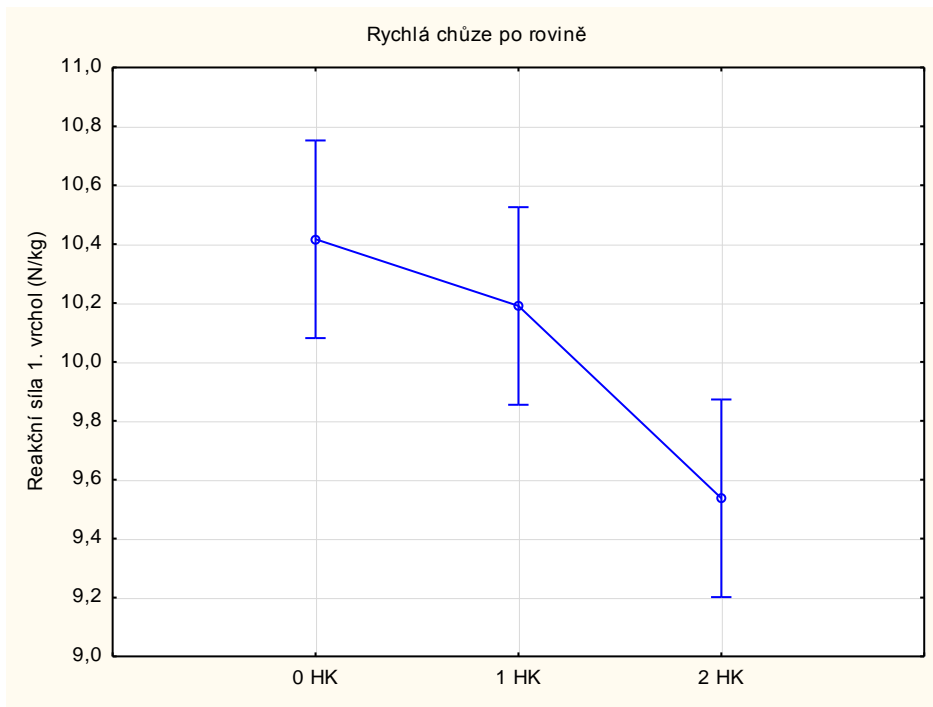
Závislá: Prom8	Vícenásobné porovnání p hodnot (oboustr.); Kruskal-Wallisův test: $H(2, N=90) = 6,876179$ $p = ,0321$		
	0 HK R:54,983	1 HK R:43,983	2 HK R:37,533
0 HK		0,308830	0,029048
1 HK	0,308830		1,000000
2 HK	0,029048	1,000000	

Normální chůze do kopce

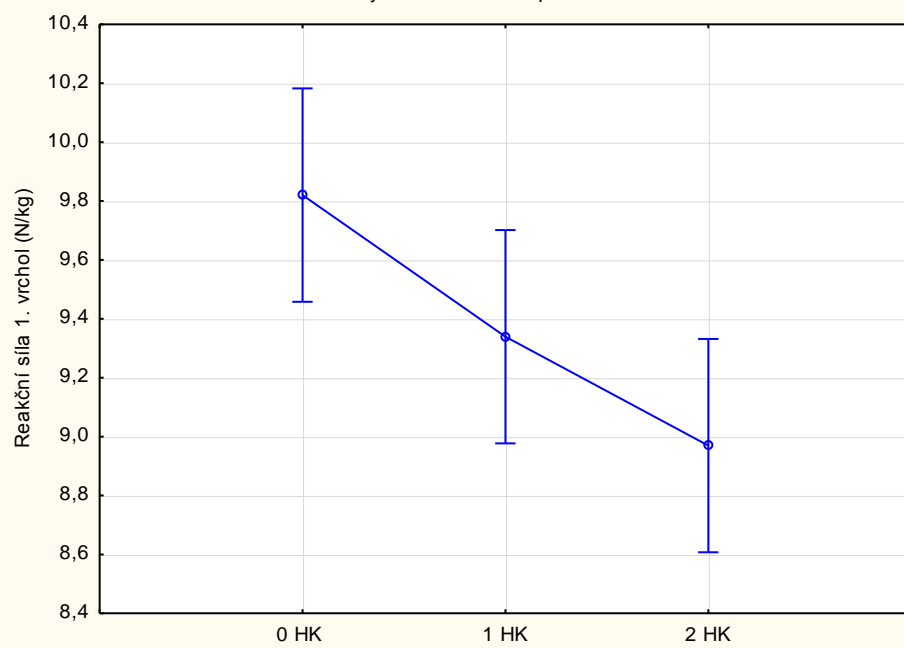
Závislá: Prom14	Vícenásobné porovnání p hodnot (oboustr.); Kruskal-Wallisův test: $H(2, N=90) = 24,07776$ $p = ,0000$		
	0 HK R:63,467	1 HK R:42,133	2 HK R:30,900
0 HK		0,004690	0,000004
1 HK	0,004690		0,287535
2 HK	0,000004	0,287535	

## Příloha 15 Grafy parametru 1. vrchol reakční síly

Graf normální chůze po rovině je uveden v kapitole 6. 5



Rychlá chůze do kopce



## Příloha 16 Tabulky s výsledky Tukeyova testu u parametru 1. vrchol reakční síly

Normální chůze po rovině

Č. buňky	Přibližné pravděpodobnosti pro post hoc testy Chyba: meziskup. PČ = ,41403, sv = 87,000			
	grup	0 HK; 9,2553	1 HK; 8,9859	2 HK; 8,4772
1	0 HK		0,242107	0,000133
2	1 HK	0,242107		0,008253
3	2 HK	0,000133	0,008253	

Rychlá chůze po rovině

Č. buňky	Přibližné pravděpodobnosti pro post hoc testy Chyba: meziskup. PČ = ,85466, sv = 87,000			
	grup	0 HK; 10,417	1 HK; 10,190	2 HK; 9,5371
1	0 HK		0,610975	0,001241
2	1 HK	0,610975		0,020508
3	2 HK	0,001241	0,020508	

Normální chůze do kopce

Č. buňky	Přibližné pravděpodobnosti pro post hoc testy Chyba: meziskup. PČ = ,56607, sv = 87,000			
	grup	0 HK; 8,7996	1 HK; 8,4328	2 HK; 8,0967
1	0 HK		0,148166	0,001521
2	1 HK	0,148166		0,199904
3	2 HK	0,001521	0,199904	

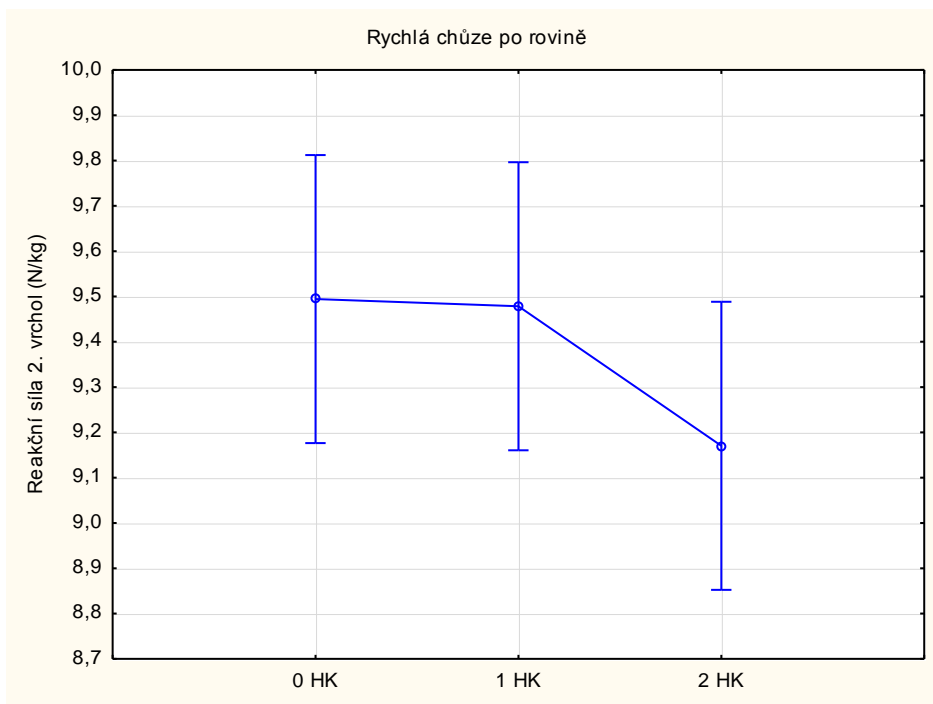
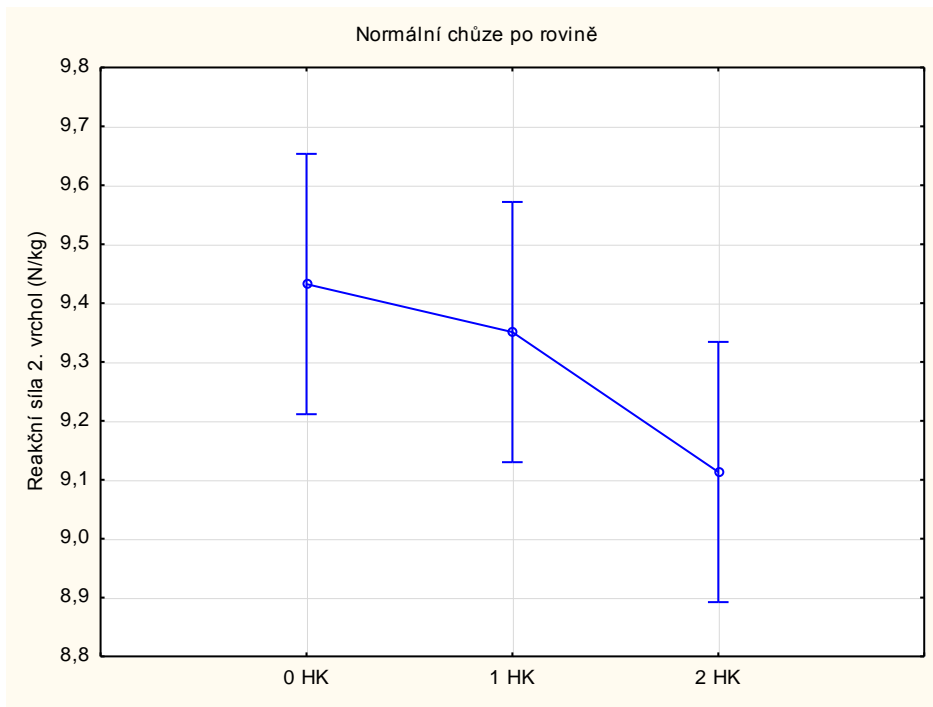
Rychlá chůze do kopce

Č. buňky	Přibližné pravděpodobnosti pro post hoc testy Chyba: meziskup. PČ = ,99626, sv = 87,000			
	grup	0 HK; 9,8201	1 HK; 9,3393	2 HK; 8,9695
1	0 HK		0,154956	0,004063
2	1 HK	0,154956		0,327694
3	2 HK	0,004063	0,327694	



## Příloha 17 Grafy parametru 2. vrchol reakční síly

Graf Rychlé chůze do kopce je uveden v kapitole 6.5.



Normální chůze do kopce

