

**Univerzita Palackého v Olomouci**

Fakulta tělesné kultury

**Vliv rychlosti a sklonu podložky na rozsah pohybů  
dolních končetin a pánve při Nordic Walking a běžné  
chůzi**

Diplomová práce

Autor: Bc. Jakub Marek, Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, PhD.

Olomouc 2014

## **Bibliografická identifikace**

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Jakub Marek

**Název diplomové práce:** Vliv rychlosti a sklonu podložky na rozsah pohybů dolních končetin při Nordic Walking a běžné chůzi

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Zdeněk Svoboda, PhD.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2014

### **Abstrakt:**

Práce se zabývá novým fenoménem volnočasových aktivit – Nordic Walking. Teoretická část diplomové práce je rozdělena na dvě části, první se zabývá prováděním severské chůze a jejího vlivu na lidský organismus, druhá je věnována kinematické analýze a celkově kinematice kloubů dolních končetin a pánve.

Cílem výzkumné části bylo analyzovat, zda má použití holí, rychlost chůze a sklon podložky vliv na provádění pohybu dolních končetin a pánve. Zkoumaný soubor tvořilo 15 probandů mužského pohlaví. Průměrný věk probandů byl 22,9 let, průměrná výška 180,1 cm, průměrná hmotnost 75,3 kg.

Kinematická analýza byla provedena pomocí přístroje Vicon MX při běžné rychlosti, rychlosti zvýšené o 10 % a 20 %, při sklonu 0 % a 7,5 %.

Při porovnání chůze s holemi a bez holí bylo nalezeno minimum statisticky významných rozdílů. Při chůzi do kopce došlo k významnému nárůstu flexe v kyčelním kloubu a poklesu hodnoty maximální extenze v kolenním kloubu. Zvýšená rychlost chůze se významně projevila zejména ve zvětšení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině a rotace pánve v rovině transversální.

**Klíčová slova:** hole, rychlost, sklon, kinematika, analýza, dolní končetina, pánev

## **Bibliographic identification**

**Author's name and surname:** Bc. Jakub Marek

**Thesis title:** Influence of speed and ground tilt on scope of movement of lower limbs in Nordic Walking and normal walking

**Work place:** Physiotherapy department

**Thesis supervisor:** Mgr. Zdeněk Svoboda, PhD.

**Year of thesis defence:** 2014

### **Abstract:**

The thesis focuses on a new phenomenon in leisure activities – Nordic Walking.

The theoretical part of the thesis is divided into two parts, the first focusing on the performing of Nordic Walking and its influence on the human body, the second consisting of kinematic analysis and kinematics of the pelvis and lower limb joints.

The aim of the research part was to analyze whether using poles, velocity of walking and slope of the ground have any influence on executing movements of the pelvis and lower limbs. The analyzed group consisted of 15 male individuals of average age of 22.9 years, average height of 180.1 cm and average weight of 75.3 kg.

The kinematic analysis was done with the Vicon MX system at self-selected speed, speed increased by 10 % and 20 %, and at 0 % and 7.5 % slope of the ground.

When comparing walking with and without poles we have found minimal number of statistically significant differences. In uphill walking we have ascertained a significant increase in flexion of the pelvis and decrease in the value of maximum extension in the knee joint. Higher speed of walking brought a considerable effect, especially on an increased range of movement in the hip joint in the sagittal plane and in the pelvis rotation in the transversal plane.

**Key words:** poles, speed, tilt, kinematics, analysis, lower limb, pelvis

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, PhD., uvedl jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 28. 4. 2014 .....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, PhD. za vedení, odborný dohled, pomoc, cenné rady a čas, který mi věnoval při zpracování diplomové práce a za pomoc při statistickém zpracování výsledkům výzkumu. Děkuji všem, kteří se na výzkumu podíleli jako probandi a také svojí rodině za podporu při studiu.

## Obsah

1	Úvod .....	8
2	Syntéza poznatků .....	9
2.1	Historie Nordic Walking .....	9
2.2	Technika provádění Nordic Walking.....	10
2.2.1	Postavení hlavy a trupu.....	10
2.2.2	Pohyb horních končetin .....	10
2.2.3	Pohyb dolních končetin a krokový cyklus.....	10
2.2.4	Technika chůze do kopce .....	11
2.2.5	Technika chůze z kopce .....	11
2.2.6	Chyby při provádění Nordic Walking .....	11
2.2.7	Hole pro Nordic Walking .....	12
2.3	Nejnovější poznatky o Nordic walking.....	13
2.4	Kinematika dolní končetiny a pánve během chůze .....	15
2.4.1	Kinematika oporné fáze .....	15
2.4.2	Období střední opory .....	16
2.4.3	Období aktivního odrazu .....	16
2.4.4	Období pasivního odlepení .....	16
2.4.5	Švihová fáze.....	17
2.5	Kinematická analýza .....	17
3	Cíle.....	19
4	Metodika .....	21
4.1	Charakteristika souboru.....	21
4.2	Metodika sběru dat .....	22
4.2.1	Lekce severské chůze .....	22
4.2.2	Výzkumná metoda .....	22
4.3	Průběh měření.....	22
4.3.1	Zpracování dat .....	25
4.3.2	Sledované parametry kinematické analýzy chůze .....	25
4.4	Statistické metody .....	27
5	Výsledky.....	28
5.1	Výsledky k vědecké otázce .....	28
5.2	Výsledky k hypotéze H01 .....	29
5.3	Výsledky k hypotéze H02 .....	33

5.4	Výsledky k hypotéze H03 .....	36
5.5	Výsledky k hypotéze H04 .....	38
5.6	Výsledky k hypotéze H05 .....	40
5.7	Výsledky k hypotéze H06 .....	42
5.8	Výsledky k hypotéze H07 .....	44
6	Diskuze .....	46
7	Závěr.....	51
8	Souhrn .....	52
9	Summary.....	54
10	Referenční seznam .....	56
	Příloha .....	60

## 1 Úvod

V současné době provozuje stále více lidí sedavý způsob života během zaměstnání i ve volném čase. Stravovací návyky nejsou taktéž optimální. Z kombinací těchto rizikových faktorů vyplývají negativní dopady na pohybový aparát. Velmi mnoho lidí proto trpí zejména bolestmi zad, obezitou a hypertenzí.

Nordic walking je momentálně velmi oblíbenou pohybovou aktivitou, která je díky své dostupnosti a příznivým vlivům na zdraví využívána širokou veřejností. Pro vhodné provádění Nordic Walking je nutné pouze vlastnit speciální hole a zvládnout techniku chůze.

Díky zapojení většího množství svalů, oproti běžné chůzi, dochází při Nordic Walking k výraznějšímu energetickému výdeji. Hole lze také využít k odlehčení nosných kloubů při pohybu. Při správném využití dokáže člověk jít delší dobu při větším úsilí bez pocitu vyšší zátěže. Navíc se při současném zapojení svalů dolní i horní poloviny těla rovnoměrně rozloží zátěž a člověk pak zvládá při stejných pocitech vyšší zátěž. U seniorů lze využít hole i pro zlepšení stability chůze, zvýšení celkové kondice a mobility celého těla.

Nordic Walking je také doporučován pro zlepšení držení těla využívající aktivaci svalů trupu a celkového napřímení těla při chůzi. Důsledkem všech těchto pozitivních aspektů je Nordic Walking v dnešní době velmi populární pohybovou aktivitou, pro niž není důležité prostředí a klimatické podmínky a lze ji provozovat kdekoli ve všech ročních obdobích.

Důležité je tuto aktivitu zařadit alespoň obden po dobu nejméně 30 minut při optimálním zatížení. Pokud člověk Nordic Walking zabuduje do svých běžných denních činností, dojde ke zlepšení celkové kondice, redukci hmotnosti a ovlivnění s tím spjatých důsledků.



## 2 Syntéza poznatků

### 2.1 Historie Nordic Walking

Historie Nordic Walking, neboli severské chůze, sahá až do třicátých let dvacátého století. V této době se využívala při letním tréninku lyžařů – běžců. V osmdesátých letech Tuomo Jantunen, výkonný ředitel Suomen Latu, přišel s myšlenkou, že Nordic Walking je aktivita vhodná pro všechny věkové i výkonnostní kategorie a inicioval výzkumy prozkoumávající zdravotní účinky severské chůze. Největší rozmach Nordic Walkingu však nastal v roce 1988, kdy měl proběhnout lyžařský závod na pět kilometrů. Vzhledem k nepřízni počasí však všechen sníh roztál a Suomen Latu, finská sportovní organizace, tento dlouho připravovaný závod nechtěla zrušit. Závod proto proběhl pouze jako běžecký závod s běžeckými holemi vysílaný v televizi. Tímto se Nordic Walking dostal k běžné veřejnosti. Následně Suomen Latu začala propagovat severskou chůzi, ale z počátku neměla úspěch. Během následujících několika let proběhlo několik výzkumů, které potvrdily vyšší spotřebu kyslíku a zvýšení srdeční frekvence oproti běžné chůzi při stejné rychlosti přibližně o dvacet procent. V roce 1997 zavádí na trh firma Exel mezinárodní pojem Nordic Walking a při této příležitosti představuje i speciální hole, které mají rukavice připojené k rukojeti. Suomen Latu začíná organizovat školící a propagační akce, které mají neuvěřitelný úspěch. Během léta prošlo těmito akcemi více než 23 000 účastníků. Následně se Nordic Walking rozšířil do celého světa. V roce 2000 byla založena mezinárodní asociace Nordic Walking (INWA – International Nordic Walking Association), která byla přejmenována na Federaci pro Nordic Walking, ale zkratka zůstala INWA. Jejím úkolem je zajistit výzkum a propagaci efektivní techniky Nordic Walking v dalších státech (Škopek, 2010).

Česká asociace Nordic Walking (ČANW) byla založena v roce 2003 a jejími cíli jsou propagace severské chůze mezi širokou veřejností a sportovce prostřednictvím center pro Nordic Walking.

## **2.2 Technika provádění Nordic Walking**

### **2.2.1 *Postavení hlavy a trupu***

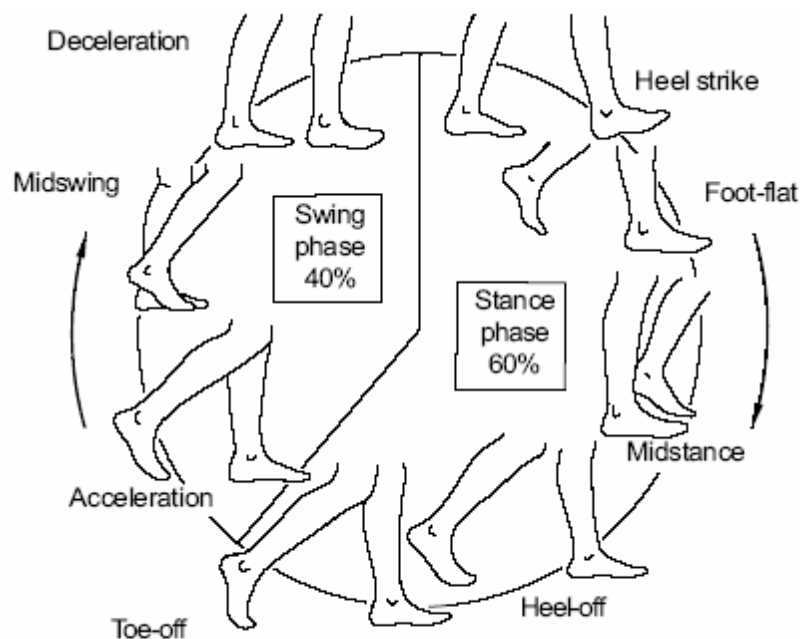
Při provádění severské chůze je trup v mírném předklonu a hlava v prodloužení páteře s tím, že pohled směřuje přibližně dvacet metrů dopředu. Ramena jsou uvolněná, lehce tažena kaudálně, a následuje pohyb paží dopředu a dozadu (Vystrčilová & Kračmar, 2007).

### **2.2.2 *Pohyb horních končetin***

Loket odrazové horní končetiny je extendován za linii trupu, přičemž zároveň dochází i k otevření dlaně. Při odrazu z hole je reakční síla, která směřovala dozadu a do podložky, přenášena pomocí poutka do otevřené ruky a propnuté paže za tělem. Po odrazu je hůl tažena pomocí poutka zpět do dlaně a dochází k flektování lokte a ramene. Hole jsou pokládány dle rychlosti chůze do různé vzdálenosti od paty přední kontralaterální dolní končetiny (Stejskal & Vystrčil, 2005).

### **2.2.3 *Pohyb dolních končetin a krokový cyklus***

Pohyb dolních končetin je shodný s pohybem při rychlé chůzi. Chodidla dopadají na špičku pánve a špičky směřují dopředu bez zevní a vnitřní rotace. Krokový cyklus se skládá ze dvou částí, z nichž je jedna oporná, která začíná kontaktem paty, pokračuje postupným zatěžováním až do okamžiku, kdy dojde k zatížení celé plošky nohy, a končí odlepením paty od podložky. Švihová fáze se dělí na iniciaci švihu, období středního švihu a ukončení švihu. Tento cyklus je vzhledem k jedinečnosti chůze každého člověka velmi individuální. Koleno je při došlapu mírně flektované, aby nedocházelo k rekurvaci a tím k poškozování měkkých tkání kolenního kloubu. Zároveň dochází k tlumení nárazu. Na odrazové dolní končetině naopak dochází k plné extenzi kolenního kloubu, aby efekt odrazu byl co nejefektivnější. Délka kroku je závislá na rychlosti chůze a somatotypu chodce (Vystrčilová & Kračmar, 2007).



**Obrázek 1.** Fáze krokového cyklu (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992).

#### 2.2.4 **Technika chůze do kopce**

Při chůzi do kopce je intenzita a dynamika pohybu větší než při chůzi po rovině. Trup je ve větším předklonu, kroky jsou kratší a výrazně více se zapojují svaly horních končetin a trupu. Svaly dolních končetin, zejména hamstringy a svaly lýtky, jsou taktéž více aktivovány. Při vhodném použití holí dochází k prodloužení kroku a ke snížení aktivace svalů dolních končetin oproti chůzi bez holí (Škopek, 2010).

#### 2.2.5 **Technika chůze z kopce**

Pohyb z kopce vyžaduje menší dynamiku i intenzitu pohybu. Kroky jsou kratší a těžiště, vzhledem k tomu, že jsou kolena po celou dobu mírně flektovány, se posouvá níže. Chodidla jsou celou dobu v kontaktu s podložkou, aby brzdila dopředný pohyb těla. V porovnání s chůzí do kopce nebo po rovině je pohyb horních končetin a holí menší a odpichování méně intenzivní (Škopek, 2010).

#### 2.2.6 **Chyby při provádění Nordic Walking**

Nordic Walking je zdraví prospěšnou aktivitou, ale pouze pod podmínkou, že je správně prováděna. Při nevhodném provádění je tato aktivita nevhodná,

v některých případech dokonce i zdraví škodlivá vzhledem k tomu, že mohou vznikat patologické pohybové vzory a svalové dysbalance. Škopek (2010) udává, že mezi nejčastější chyby při provádění severské chůze jsou:

1. mimochodní chůze – vpředu stejnostranná horní i dolní končetina
2. příliš napřímené držení trupu ve vertikále
3. kyfotické držení trupu s vysunutou hlavou vpřed
4. špatné upevnění hole řemínky na zápěstí
5. křečovitě držení rukojeti hole
6. nevypouštění rukojeti při přenosu hole vpřed
7. odraz z hole ještě před tělem
8. směřování hrotu hole vpřed
9. zapichování hole před patou přední nohy
10. opomíjení zadního odrazu „z poutka“ hole
11. strnulé držení paží příliš u těla
12. použití příliš dlouhých holí, chůze po tvrdém povrchu s ostrými hroty
13. příliš dlouhé kroky s napnutými horními končetinami – stylem „robot“
14. chůze s holemi bez jejich aktivního použití
15. poklesnutí v bocích při došlapu (nedostatečná aktivita abduktorů stojné nohy)

### 2.2.7 **Hole pro Nordic Walking**

Vhodný výběr holí pro severskou chůzi je nesmírně důležitý, neboť od jejich délky a hmotnosti se odvíjí i provádění pohybu. Často dochází k záměně holí určených pro trekking a Nordic Walking. Trekové hole jsou obvykle teleskopické, vyrobené z různých slitin hliníku s velkým tvarovaným gripem a bez tvarovaného poutka, které je pro správné provádění severské chůze nezbytné. Hole vyráběné speciálně pro Nordic Walking jsou velmi lehké, pružné a jsou vybavené poutkem a hrotem, na který lze nasadit botička, určená pro pohyb na tvrdém povrchu. Schmidt, Winski a Helmkamp (2010) udávají vhodnost využití materiálů pro výrobu holí určených pro severskou chůzi. Nejčastěji využívaný je hliník, ale je velmi náchylný na ohnutí a jeho další negativní vlastností je výrazný přenos vibrací na zápěstí, loket a ramenní kloub. Jako další materiál vhodný k výrobě holí je směs sklolaminátu a karbonu, který je

pevnější a lehčí. Nejlepší vlastnosti má čistý karbon, který je pevný, pružný a minimálně přenáší vibrace.

Důležitější než samotný materiál holí je jejich délka. Škopek (2010) udává, že optimální délka holí je násobek výšky sportovce s koeficientem 0,7 s tolerancí  $\pm 5$  cm, Dýrová et al. (2008) a Siemieńczuk a Drąg (2010) uvádí místo koeficientu 0,7 hodnotu 0,68. Dýrová, Lepková et al. (2008) ve své práci uvádí praktický způsob výběru holí, kdy doporučuje délku holí takovou, aby úhel v loketním kloubu při kolmo zapíchnuté holi byl  $90^\circ$ . Škopek (2010) uvádí úhel o něco větší než  $90^\circ$ , Mommertová-Jauchová (2009) naopak doporučuje úhel asi o  $5^\circ$  menší.

Dalším aspektem ovlivňující výběr holí pro Nordic Walking je jejich typ. Vyrábí se ve dvou typech, teleskopické a s pevnou délkou. Výhodou teleskopických holí je možnost upravit jejich výšku podle osoby, která je momentálně používá, a při cestování nezaberou tolik místa. Jsou však náchylnější na zlomení a při špatném utažení nebo velkém tlaku může dojít k samovolnému složení. Hole s pevnou délkou, jsou pevnější a pružnější, ale musí se pořizovat přesně na výšku člověka, který je bude používat a jejich přeprava je také složitější (Siemieńczuk & Drąg, 2010; Škopek, 2010).

### **2.3 Nejnovější poznatky o Nordic walking**

Figar-Fabre et al. (2010) uskutečnili výzkum, kterého se zúčastnilo 11 žen středního věku. Cílem bylo popsat rozdíl ve vnímaném úsilí mezi severskou a běžnou chůzí. Absolvovaly celkem dva 5 minutové testy běžnou i severskou chůzí, při rychlosti 4 km/hod. a sklonu + 5 % a – 5 %. Výsledky prokázaly významné snížení vnímaného úsilí při použití holí oproti běžné chůzi.

Ve studii Kukkonen – Harjula et al. (2007) byl taktéž zkoumán vliv chůze s holemi a bez holí během 13 týdnů na kardiovaskulární a neuromuskulární zdatnost u žen středního věku se sedavým způsobem života. Výzkumný soubor tvořilo 121 žen, které byly rozděleny do dvou skupin. Jedna skupina pro běžnou chůzi a druhá pro chůzi s holemi. Trénink probíhal 40 minut denně, čtyřikrát týdně po dobu 13 týdnů při subjektivním vnímání intenzity zatížení. Při submaximálním zatížení byl po tréninku zjištěn pokles tepové frekvence a laktátu u obou skupin, bez statisticky významného rozdílu mezi hodnotami při chůzi s holemi a bez holí. Další předkládaná studie nám již takový rozdíl mezi severskou a běžnou chůzí neprokázal.

Výzkumu Perreyho a Fabreho (2008) se zúčastnilo 12 zdravých dobrovolníků (muži i ženy) ve věku 22 až 49 let. Všichni probandi šli po dobu 10 minut do 15 % kopce, po rovině a poté z 15 % kopce nejprve bez holí a poté s holemi. Sledované parametry (TF, spotřeba VO<sub>2</sub> a subjektivně vnímané úsilí) se významně lišily pouze u chůze z kopce. Lze tedy říct, že chodecké hole mají statisticky významný vliv na zvýšení spotřeby kyslíku pouze při chůzi z kopce.

V Německu v Hannoveru byl prováděn výzkum, který zjišťoval rozdíly v hemodynamické odpovědi při NW a při ostré chůzi. Bylo předpokládáno, že se při NW zvýší kardiovaskulární odpověď více než při ostré chůzi při shodném zatížení. Studie se zúčastnilo 48 probandů. Byli rozděleni do dvou skupin. Jedna pro NW, druhá pro třicetiminutovou chůzi venku. Měření parametrů bylo prováděno čtyřikrát (před aktivitou, bezprostředně po aktivitě, minutu po aktivitě a tři minuty po aktivitě) pomocí kontinuálního CW - Dopplerova ultrazvuku. Nebyly zjištěny významnější rozdíly ve velikosti srdečního výdeje mezi NW a ostrou chůzi při stejném zatížení (Knobloch, 2009).

Rodgers et al. (1995) zjistil malé zvýšení tepové frekvence, spotřeby kyslíku a kalorického výdeje u 10 mírně aktivních žen bez statisticky významného rozdílu subjektivně vnímaného úsilí.

Porcari et al. (1997) uvedl zvýšení průměrné spotřeby kyslíku asi o 23 %, energetického výdeje o 22 %, tepové frekvence o 16 % a subjektivního vnímaného úsilí o 1,5 bodů ze stupnice Borgovy škály při srovnání běžné a severské chůze bez ohledu na pohlaví.

Church et al. (2002) ve své studii došel k podobným výsledkům jako Parcari et al. (1997) při venkovních podmínkách v rovinatém terénu.

Laukkanenová (2009) uvádí finskou studii z roku 1999, kde po dobu 12 týdnů bylo sledováno 55 úřednic při běžné a severské chůzi. V oblasti krku, ramen a horní části zad byla výrazně vyšší aktivita svalů při severské chůzi. Trénink chůze s holemi zmenšil subjektivní cítění bolesti v oblasti krku a ramen a zvýšil mobilitu v horní polovině těla.

Suija et al. (2009) zkoumali, jak na pacienty s depresí působí pravidelné provádění Nordic Walking a zda ovlivňuje náladu a fyzickou zdatnost. Studie byla prováděna 24 týdnů s frekvencí Nordic Walking třikrát týdně alespoň 30 min. Pro posouzení deprese byl využit dotazník Composite International Diagnostic Interview a pro měření fyzické kondice venkovní test na 2km chůze. Celkem bylo dotázáno 48

pacientů s depresí., ale pouze jedna čtvrtina pacientů studii dokončila. Studie prokázala pozitivní vliv Nordic Walking na jejich fyzický i psychický stav.

Niebauer, Niederseer a Tschentscher (2013) zhodnotili dvacet sedm studií s 1891 pacienty. Analýza ukázala, že Nordic Walking má při dlouhodobém provozování pozitivní vliv na srdeční frekvenci, spotřebu kyslíku a kvalitu života s lepšími výsledky než rychlá chůze bez holí a jogging. Doporučují ji proto pro širokou škálu lidí jako primární i sekundární prevenci.

Chan-Hun et al. (2013) zkoumali účinky Nordic Walking na složení těla, svalovou sílu a lipidového profilu u starších žen. Dvacet jedna žen provádělo Nordic Walking a dvacet jedna žen normální chůzi. Nordic walking i normální chůze byly prováděny třikrát týdně po dobu 12 týdnů. Měření tělesné hmotnosti, BMI, celkové tělesné vody, kosterní svalové hmoty, procent tělesného tuku, síly stisku ruky, celkového cholesterolu, triglyceridů, high-density lipoprotein cholesterolu, a low-density lipoprotein cholesterolu bylo provedeno před a po programu. Statisticky významné rozdíly se potvrdily v hmotnosti, síle stisku ruky a obsahu cholesterolu. Dále byla významně zvýšena svalová síla paže ve skupině s Nordic Walking ve srovnání s běžnou chůzí a kontrolní skupinou.

Sparkes, Waren & Whitehouse (2012) sledovali vliv použití holí na zapojení svalů břišní stěny z důvodu častého oslabení břišních svalů, které často způsobuje bolest v oblasti bederní páteře. U 15 probandů změřili zvýšené zapojení m. obliquus internus i m. obliquus externus. Doporučují proto Nordic Walking jako vhodnou pohybovou aktivitu při bolestech bederní páteře.

## **2.4 Kinematika dolní končetiny a pánve během chůze**

### **2.4.1 Kinematika oporné fáze**

Oporná fáze začíná kontaktem paty s podložkou. V tomto momentě je hlezenní kloub v mírné dorziflexi nebo v neutrálním postavení. Při postupném zatěžování dochází k pasivní plantární flexi, které umožňuje položení plosky nohy na podložku. V transverzotální kloubu probíhá supinace předonoží okolo longitudinální osy, tento pohyb podporují svaly brzdící plantární flexi hlezenního kloubu. Naopak v subtalárním kloubu, který byl v supinaci, nyní dochází k jeho pronaci, vyvolané kontaktem laterálního výběžku hrbolu kosti patní. To způsobí

pantovým mechanismem addukci talu a následnou vnitřní rotaci bérce s pohybem kolenního kloubu do flexe. Kolenní kloub reaguje rotací kondylů kolem osy s následným smykovým pohybem kondylů vzad. V kyčelním kloubu již před dopadem paty probíhá pohyb do extenze a vnitřní rotace a pánev rotuje na stranu budoucí oporné dolní končetiny (Vařeka & Vařeková, 2009; Perry & Burnfield, 2010).

#### 2.4.2 **Období střední opory**

Období střední opory začíná kontaktem celé plosky s podložkou. Zatížení předonoží probíhající od paty přes hlavičku V. metatarasu má za následek supinační pohyb v subtalárním kloubu. V transverzotarzálním kloubu dochází k relativní pronaci, protože zatížený zevní okraj nohy neumožňuje plný pohyb zánoží do supinace. Tento děj vede k uzamčení kalkaneokuboidního kloubu a ještě větší stabilizaci transverzotarzálního kloubu, který potom slouží jako pevná páka pro odraz. Kolenní kloub přechází do extenze, která pokračuje i v kyčelním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009; Perry & Burnfield, 2010).

#### 2.4.3 **Období aktivního odrazu**

V této části krokového cyklu dochází k aktivní plantární flexi hlezenního kloubu, která je způsobena aktivitou lýtkových svalů. V subtalárním kloubu pokračuje pohyb do supinace a v transverzotarzálním kloubu relativní pronace kolem longitudinální osy. Zatížení nohy se následně přesouvá mediálně dopředu. Kolenní kloub dosahuje maximální extenze během krokového cyklu a poté opět zahajuje flexi. Kyčelní kloub se dostává do nulového postavení a směřuje do extenze (Vařeka & Vařeková, 2009; Perry & Burnfield, 2010).

#### 2.4.4 **Období pasivního odlepení**

Období pasivního odlepení je charakterizováno pokračováním pohybů z aktivního odrazu, plantární flexí v hlezenním kloubu, supinací v kloubu subtalárním a relativní pronací kolem longitudinální osy v kloubu transverzotarzálním. V kolenním kloubu probíhá i nadále flexe a kyčelní kloub dokončuje maximální extenzi, kterou střídá v závěrečné části rychlá flexe (Vařeka & Vařeková, 2009; Perry & Burnfield, 2010).



#### 2.4.5 Švihová fáze

Švihová fáze je iniciována zvednutím špičky a dochází v ní ve většině kloubů dolní končetiny ke zvratu pohybů.

Kyčelní kloub pokračuje ve flexi zahájené ve fázi pasivního odlepení a kolenní kloub v první polovině švihové fáze provádí flexi a následně přechází do extenze. Hlezenní kloub krátce pokračuje v plantární flexi, kterou střídá dorzální flexe. Přibližně v období středního švihu dosahuje nulového postavení, následuje opět mírná plantární flexe, ale na konci švihové fáze je hlezenní kloub opět v nulovém postavení, aby byla pata připravena na kontakt s podložkou. Subtalární kloub nejdříve pronuje, ale těsně před kontaktem paty s podložkou dochází aktivitou m. tibialis anterior k supinaci. Obdobně probíhá pohyb i v transverzotarzálním kloubu, který přechází z maximální pronace do supinace (Vařeka & Vařeková, 2009; Perry & Burnfield, 2010).

### 2.5 Kinematická analýza

Kinematická analýza má velmi široké uplatnění v různých oblastech. Mezi nejvyužívanější patří zdravotnictví, sport, průmysl a zábavní průmysl. Jedním z hlavních cílů kinematické analýzy je optimalizace techniky pohybu tak, aby odpovídala mechanickému provedení.

Kinematická analýza obsahuje tyto fáze:

- Kalibrace kamer, pokud již nejsou zkalibrovány od výrobce
- Kalibrace prostoru
- Sběr a digitalizace dat
- Výpočet polohy bodů v prostoru
- Přiřazení názvů k jednotlivým bodům v prostoru
- Tvorba biomechanického modelu a virtuálních markerů
- Interpretace dat

Dále je nutné dodržet několik zásadních pravidel:

- Všechny kamery musí zaznamenat pohyb současně
- Kamery musí být stacionární
- Každý sledovaný bod musí být viditelný minimálně za dvou kamer
- Kamery musejí být synchronizovány

Digitalizace dat a základní výpočty jsou do značné míry automatizovány a vyžadují minimální zásah uživatele. Automatizace je založena buď na určení polohy bodů v prostoru na základě odlišné barvy a kontrastu sledovaného objektu vzhledem k okolí, nebo připevnění kontrastních značek na objekt. Tyto značky se dají rozdělit na pasivní, odrážející světlo, a aktivní, které světlo vyzařují. Výhodou aktivních markerů je jejich využití i v terénu na přímém slunečním světle, ale nevýhodou je složitá instalace a nutnost napájení, které do jisté míry ovlivňuje volnost pohybu při měření. Po naměření je nutné markery digitalizovat a identifikovat (Soumar, 2011). K následnému výpočtu 3D souřadnic se dříve využívala přímá lineární transformace (direct linear transformation) (Aziz a Karara, 1971), nyní se již využívá metoda Bundle adjustment (Triggs et al., 1999), která provádí globální nelineární optimalizaci pro zjištění externích parametrů kamer i výpočet 3D souřadnic pomocí kalibrace s využitím pohybu dvou markerů umístěných na tyči s přesně definovanou vzdáleností a pravoúhlého rámu (Soumar, 2011).

Důležité je taktéž přesné umístění markerů využívající výrazné anatomické struktury, zejména kůži v přímé blízkosti kosti, kde je zkreslení měření vzhledem k posunu kůže nejmenší. I tak Fuller et al. (1997) změřil posun markerů vzhledem ke kosti až o 20 mm. Pro kinematickou analýzu se využívá mnoho modelů a jejich modifikací pro umístění markerů (Soumar, 2011).

### 3 Cíle

#### Hlavní cíl práce

Cílem práce je sledování změn v pohybu dolních končetin a pánve při Nordic Walking a běžné chůzi.

#### Dílčí cíle

1. Analyzovat vliv sklonu podložky a rychlosti chůze na pohybový stereotyp dolních končetin při Nordic Walking.
2. Analyzovat vliv sklonu podložky a rychlosti chůze na pohybový stereotyp dolních končetin při běžné chůzi.
3. Porovnat pohybový stereotyp dolních končetin při Nordic Walking a běžné chůzi.

#### Vědecká otázka:

Liší se provedení chůze v pánvi a v kloubech dolní končetiny u zdravých osob v závislosti na rychlosti, sklonu podložky a použití holí?

H01: Pohyb dolních končetin a pánve se při různém sklonu a rychlosti mezi chůzi bez holí a s holemi se neliší.

Hypotéza bude posuzována pro různé rychlosti a sklony samostatně.

H02: Pohyb dolních končetin a pánve se při chůzi s holemi mezi sklony 0 % a 7,5 % neliší.

Hypotéza bude posuzována pro různé rychlosti chůze samostatně.

H03: Pohyb dolních končetin a pánve se při běžné chůzi mezi sklony 0 % a 7,5 % neliší.

Hypotéza bude posuzována pro různé rychlosti chůze samostatně.

H04: Pohyb dolních končetin a pánve se při chůzi s holemi a sklonu 0 % se změnou rychlosti neliší.

H05: Pohyb dolních končetin a pánve se při chůzi s holemi a sklonu 7,5 % se změnou rychlosti neliší.

H06: Pohyb dolních končetin a pánve se při běžné chůzi a sklonu 0 % se změnou rychlosti neliší.

H07: Pohyb dolních končetin a pánve se při běžné chůzi a sklonu 7,5 % se změnou rychlosti neliší.

Hypotézy budou posuzovány pro každý kloub (segment) samostatně. Kritériem pro zamítnutí hypotézy bude nalezení alespoň jednoho významného rozdílu.

## **4 Metodika**

Měření kinematické analýzy bylo součástí projektu, který se zabýval komplexním sledováním severské chůze. Ve zmíněném projektu byla měřena spotřeba kyslíku, síla horních končetin působící na hole a bylo provedeno sledování aktivity vybraných svalů dolních končetin. Projekt byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné fakulty Univerzity Palackého v Olomouci (dále jen FTK UP). Před začátkem samotného měření byl probandy podepsán informovaný souhlas.

Testování probíhalo v terénu i v laboratorních podmínkách (teplota 20-24°C, relativní vlhkost vzduchu 40-60 % - zajištěno klimatizací). Probandi byli bez zjevných zranění a nemoci, akutních nebo chronických bolestí.

Probandi byli na začátku projektu informováni o dodržování podmínek standardního měření: neprovádět fyzicky náročnou činnost alespoň 24h před samotným laboratorním testem, nepít alkoholické nápoje alespoň 24h před testem, vyvarovat se kouření cigaret alespoň 12 hodin před testováním a nekonzumovat alespoň 2 hodiny před testem větší množství jídla.

Celý projekt obsahoval: 2. lekce severské chůze s instruktorem, měření přirozené rychlosti chůze s holemi i bez holí, běžecký zátěžový test do vita maxima na běžeckém ergometru LODE Valiant a vlastní měření provedení severské chůze. Kinematická analýza byla provedena pomocí systému Vicon MX (Vicon Motion systems, Oxford, Velká Británie).

### **4.1 Charakteristika souboru**

Měření, které bylo předmětem této práce se zúčastnilo 15 probandů. Měřený soubor tvořili studenti FTK UP, mužského pohlaví. Průměrný věk probandů byl 22,9 let, průměrná výška 180,1 cm, průměrná hmotnost 75,3 kg. Jejich nábor proběhl formou letáků umístěných v učebnách FTK UP. Měřený soubor byl tvořen relativně homogenní skupinou, u které se předpokládala vyšší úroveň motorických schopností i fyzické zdatnosti než u běžné populace.

## **4.2 Metodika sběru dat**

Na začátku byli probandi seznámeni s průběhem měření a jeho časovou koncepcí. Pro účely této práce byly důležité 2 lekce severské chůze, měření přirozené rychlosti chůze s holemi i bez holí a snímání kinematické analýzy pomocí Vicon MX. Ostatní měření jsou tématy jiných diplomových prací.

### **4.2.1 Lekce severské chůze**

Obě lekce byly pod vedením lektora severské chůze. První lekce trvala 60 minut a byla zaměřena na seznámení s holemi a správnou technikou severské chůze. Probandům bylo vysvětleno a názorně předvedeno uchopení holí a správná práce s nimi. Technika chůze s holemi byla procvičena nejprve na rovině, poté do kopce i z kopce. Druhá lekce sloužila zejména k zopakování a zautomatizování již naučené techniky. Její trvání bylo opět 60 minut. Obě lekce se odehrály v areálu FTK UP a jejím blízkém okolí.

### **4.2.2 Výzkumná metoda**

Analýza kinematických parametrů chůze byla provedena pomocí 3D-kinematické analýzy systémem Vicon MX (Oxford Metrics Group, Oxford, Velká Británie, 7 optoelektronických kamer). Chůze probíhala na běžeckém ergometru (LODE Variant, Netherland).

Pro získání měřených dat byl použit software Vicon Nexus, pro export dat a prezentaci výsledků software Vicon Polygon.

## **4.3 Průběh měření**

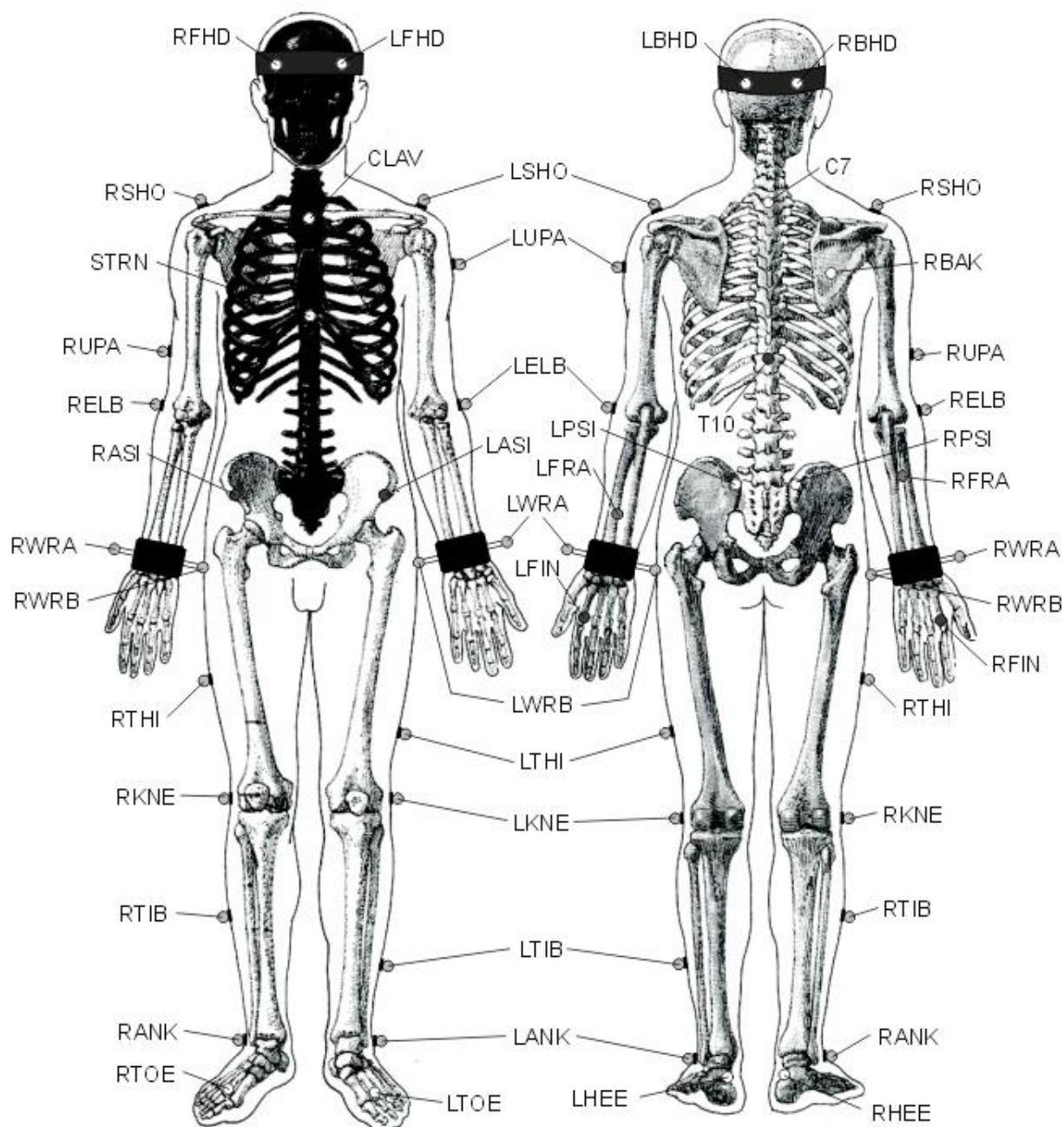
Kinematická 3D analýza probíhala na FTK UPOL v laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii, kde byly zajištěny dostatečné podmínky a prostor pro měření s cílem co nejvíce vyloučit rušivé faktory. Každý proband byl seznámen s průběhem i podmínkami měření, vyplnil vstupní dotazník a podepsal informovaný souhlas. Veškerá měření probíhala pouze ve spodním prádle a běžecké obuvi.

Bylo použito 35 reflexních značek odrážející infračervené záření vysílané infračervenými kamerami se zpětným záznamem. Umístování zevních markerů

prováděla vždy stejná osoba, která označila vybrané segmenty těla podle modelu PlugInGait Full Body.

**Tabulka 1.** Označení segmentů těla dle PlugInGait Full Body.

<b>Část těla</b>	<b>Bod</b>	<b>Popis</b>
<b>Hlava</b>		Čelenka se 4 body umístěna na hlavě tak, aby přední 2 body byly na spáncích (RFHD, LFHD) a zadní 2 body (RBHD, LBHD) byly ve stejné výšce jako přední.
<b>Trup</b>	C7 T10 CLAV STRN RBAK	Processus spinosus C7 Processus spinosus T10 Fossa jugularis Processus xiphoideus Bod na pravé lopatce k určení strany subjektu
<b>Horní končetiny</b>	RSHO / LSHO RELB / LELB RWRA / LWRA RWRB / LWRB RFIN / LFIN	Pravý a levý acromion Pravý a levý epicondylus lateralis humeri Pravý a levý processus styloideus radii Pravý a levý processus styloideus ulnae Dactylion
<b>Pánev</b>	RASI / LASI RPSI / LPSI	Pravá a levá spina iliaca anterior superior Pravá a levá spina iliaca posterior superior
<b>Dolní končetiny</b>	RTHI / LTHI RKNE / LKNE RTIB / LTIB RANK / LANK RHEE / LHEE RTOE / LTOE	Pravý a levý střed stehna Pravý a levý epicondylus lateralis femoris Pravá a levá tibie Pravý a levý malleolus lateralis Pravá a levá pata Pravá a levá hlavička I. metatarzu



**Obrázek 2.** Umístění zevních značek podle modelu Full Body PlugInGait (Anonymous, 2014)  
*RFHD / LFHD* – pravá a levá přední značka hlavy; *RBHD / LBHD* – pravá a levá zadní značka hlavy;  
*C7* – processus spinosus C7; *T10* – processus spinosus T10; *CLAV* – fossa jugularis; *STRN* –  
 processus xiphoideus; *RBAK* – pravá lopatka; *RSHO / LSHO* – pravý a levý acromion; *RELB / LELB* –  
 pravý a levý epicondylus lateralis; *RWRA / LWRA* – pravý a levý processus styloideus radii; *RWRB /*  
*LWRB* – pravý levý processus styloideus ulnae; *RFIN / LFIN* – pravý a levý dactylion; *RASI / LASI* –  
 pravá a levá spina iliaca anterior superior; *RPSI / LPSI* – pravá a levá spina iliaca posterior superior;  
*RTHI / LTHI* – pravý a levý střed stehna; *RKNE / LKNE* – pravý a levý epicondylus lateralis femoris;  
*RTIB / LTIB* – pravá a levá tibia; *RANK / LANK* – pravý a levý malleolus lateralis; *RHEE / LHEE* –  
 pravá a levá pata; *RTOE / LTOE* – pravá a levá hlavička prvního metatarsu.



#### 4.3.1 **Zpracování dat**

Zpracování získaných dat bylo provedeno v programu Vicon Nexus. Nejprve jsme zpracovali jeden pokus klidového stoje pro určení neutrálního postavení v kloubech a poté minutu dlouhý záznam běžné chůze a Nordic Walking pro přirozenou rychlost, přirozenou rychlost zvýšenou o 10 % a přirozenou rychlost zvýšenou o 20 % s náklonem 0 % a 7,5 % u každého probanda. Data poté byla exportována do programu Vicon Polygon, odkud byly výsledky zobrazeny v podobě grafů. Pro úpravu grafů a odvození číselných údajů byl použit program Microsoft Office Excel® 2007.

#### 4.3.2 **Sledované parametry kinematické analýzy chůze**

Pro zjištění rozdílů v provedení mezi Nordic Walking a běžnou chůzí jsme sledovali tyto úhlové parametry kinematické analýzy chůze, které byly odvozeny ze závislostí hodnot těchto úhlů na čase (Tabulka 2).

**Tabulka 2.** Sledované kinematické parametry pánve a kloubů dolních končetin

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
Pánev	P_S_max	Maximální hodnota klopení pánve v sagitální rovině
	P_S_min	Minimální hodnota klopení pánve v sagitální rovině
	PR_S	Celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině
	P_F_max	Maximální hodnota úklonu pánve ve frontální rovině
	P_F_min	Minimální hodnota úklonu pánve ve frontální rovině
	PR_F	Celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině
	P_T_max	Maximální hodnota rotace pánve v transverzální rovině
	P_T_min	Minimální hodnota rotace pánve v transverzální rovině

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
Kyčelní kloub (KYK)	H_F	Flexe KYK
	H_E	Extenze KYK
	HR	Celkový rozsah pohybu KYK v sagitální rovině
	H_F_max	Maximální hodnota abdukce/addukce KYK
	H_F_min	Minimální hodnota abdukce/addukce KYK
	HR_F	Celkový rozsah pohybu KYK ve frontální rovině
	H_T_max	Maximální hodnota rotace KYK v transverzální rovině
	H_T_min	Minimální rotace KYK v transverzální rovině
	HR_T	Celkový rozsah pohybu KYK v transverzální rovině

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
Kolenní kloub (KOK)	K_max1	Maximální hodnota první flexe v KOK (tj. během stojné fáze)
	K_min1	Minimální hodnota první flexe v KOK (tj. během stojné fáze)
	K_max2	Maximální hodnota druhé flexe v KOK (tj. během švihové fáze)
	K_min2	Minimální hodnota druhé flexe v KOK (tj. během švihové fáze)
	KR	Celkový rozsah pohybu KOK v sagitální rovině
	K_F_max	Maximální hodnota abdukce/addukce KOK
	K_F_min	Minimální hodnota abdukce/addukce KOK
	KR_F	Celkový rozsah pohybu KOK ve frontální rovině
	K_T_max	Maximální hodnota rotace KOK v transverzální rovině
	K_T_min	Minimální hodnota rotace KOK v transverzální rovině
	KR_T	Celkový rozsah pohybu KOK v transverzální rovině

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
<b>Hlezenní kloub (HZK)</b>	A_PF1	První hodnota plantární flexe HZK (tj. ve stádiu postupného zatěžování)
	A_DF	Dorzální flexe HZK
	A_PF2	Druhá hodnota plantární flexe HZK (tj. na konci stoje)
	AR	Celkový rozsah pohybu HZK v sagitální rovině
	A_T_max	Maximální hodnota rotace HZK v transverzální rovině
	A_T_min	Minimální hodnota rotace HZK v transverzální rovině
	AR_T	Celkový rozsah pohybu HZK transverzální rovině

#### 4.4 Statistické metody

Statistické zpracování proběhlo v programu Statistica (verze 12, Stat-Soft, Inc., Tulsa, USA). Normalita rozložení dat byla ověřena testem Kolmogorov Smirnov. Pro porovnání sledovaných parametrů u Nordic Walking a běžné chůze byla použita vícefaktorová analýza rozptylu a LSD Fisher post hoc test. Pro porovnání výsledků měřených kloubů dolní končetiny a pánve byly použity průměrné hodnoty měřených parametrů.

## 5 Výsledky

Cílem výzkumu bylo zjistit, zda se odlišuje provedení krokového cyklu v kloubech dolní končetiny a pánvi při Nordic Walking a běžné chůzi. Pomocí 3D kinematické analýzy jsme naměřili základní úhlové parametry na dolních končetinách a pánvi. Pohyb v jednotlivých kloubech jsme testovali v rovině sagitální, frontální a transversální s výjimkou hlezenního kloubu, který jsme testovali pouze v rovině sagitální a transverzální. Kritériem pro zamítnutí nulové hypotézy bylo nutné dosáhnout statisticky významného rozdílu s hladinou významnosti  $p < 0,05$  minimálně u jednoho testovaného parametru.

### 5.1 Výsledky k vědecké otázce

Liší se provedení chůze v pánvi a v kloubech dolní končetiny u zdravých osob v závislosti na rychlosti, sklonu podložky a použití holí?

Vědecká otázka byla řešená v 7 hypotézách (H01 – H07). Výsledky pro ověření hypotéz vědecké otázky jsou uvedeny v tabulkách statistického hodnocení (Tabulka 3 – 10). Byly použity průměrné hodnoty každého měřeného parametru. Statisticky významné rozdíly jsou v tabulkách zvýrazněny červeně. Vybrané hodnoty úhlových parametrů jsou znázorněny v grafické podobě v příloze. (Příloha 1 - 11).

## 5.2 Výsledky k hypotéze H01

H01: Pohyb dolních končetin a pánve se při různém sklonu a rychlosti mezi chůzí bez holí a s holemi se neliší.

Hypotéza bude posuzována samostatně pro hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub a pohyb pánve pro každou ze sledovaných rovin.

Velikost první flexe v kolenním kloubu při sklonu 0 % a přirozené rychlosti je při Nordic Walking (31,4°) významně větší ( $p < 0,05$ ) v porovnání s běžnou chůzí (25,7°). V kyčelním kloubu jsme našli významně ( $p < 0,05$ ) větší celkový rozsah kyčelního kloubu v sagitální rovině při sklonu 0 % a přirozené rychlosti chůze u Nordic Walking (50,3°) v porovnání s běžnou chůzí (47,7°). Celkový rozsah kyčelního kloubu v transverzální rovině při sklonu 0 % a přirozené rychlosti chůze zvýšené o 20 % je významně ( $p < 0,05$ ) větší při Nordic Walking (20,4°) v porovnání s běžnou chůzí (16,4°). Velikost první flexe v kolenním kloubu při sklonu 7,5 % a přirozené rychlosti chůze zvýšené o 20 % je významně ( $p < 0,05$ ) větší u Nordic Walking (36,2°) v porovnání s běžnou chůzí (31,3°).

Hypotézu H01 zamítáme pro změny v kolenním a kyčelním kloubu. Pro změny v hlezenním kloubu a pánve hypotézu H01 nelze zamítnout.

**Tabulka 3.** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kloubů dolních končetin a pánve při sklonu 0 % a různých rychlostech mezi Nordic Walking a běžnou chůzí.

Sklon	0 %												Hladina p		
	Přirozená				Zvýšená o 10 %				Zvýšená o 20 %				NW x W		
Typ chůze	NW		W		NW		W		NW		W		Rychlost		
Parametr	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	0	10	20
A_PF1	-6,4	6,6	-7,3	5,3	-7,0	6,7	-6,3	5,9	-7,3	5,1	-5,4	5,9	0,705	0,768	0,462
A_DF	6,8	4,8	6,6	5,3	5,9	5,1	6,1	5,2	4,3	5,7	5,3	5,1	0,942	0,898	0,642
A_PF2	-22,4	6,1	-23,9	5,9	-22,9	4,7	-23,9	4,9	-26,0	6,6	-25,7	4,8	0,506	0,654	0,914
AR	29,2	3,9	30,5	2,9	28,7	2,8	30,0	3,5	30,3	5,9	31,0	3,5	0,375	0,400	0,624
A_T_max	16,8	10,6	15,0	10,4	16,2	13,3	14,1	9,2	16,5	12,3	18,8	10,9	0,696	0,633	0,616
A_T_min	-13,1	9,8	-13,0	8,3	-14,8	11,2	-14,4	8,4	-14,9	11,1	-13,0	9,0	0,983	0,919	0,627
AR_T	29,8	5,4	28,0	5,0	31,1	5,6	28,6	4,5	31,4	4,7	31,8	6,1	0,352	0,199	0,858
K_max1	31,4	6,1	25,7	4,9	31,8	5,8	27,6	5,1	32,3	4,5	28,6	5,9	0,010	0,058	0,112
K_min1	6,0	5,3	5,0	5,2	6,2	4,5	4,5	5,0	4,4	4,6	2,3	5,7	0,637	0,395	0,322
K_max2	67,1	4,4	66,6	4,0	66,9	4,2	66,4	4,5	66,2	3,3	66,5	4,3	0,762	0,738	0,817
K_min2	4,9	5,2	2,6	4,7	3,9	3,8	3,3	4,6	4,2	4,4	4,0	4,3	0,272	0,777	0,901
KR	63,9	3,3	64,2	3,6	63,3	2,8	63,7	3,1	63,2	3,5	65,3	2,8	0,869	0,794	0,208
K_F_max	2,6	4,7	1,9	5,8	3,2	5,5	2,6	4,8	1,4	4,5	3,6	5,0	0,766	0,768	0,320
K_F_min	-12,1	8,3	-11,7	8,0	-10,9	5,4	-11,3	7,4	-12,5	7,1	-10,2	8,0	0,893	0,911	0,470
KR_F	14,6	5,7	13,6	3,7	14,1	3,4	13,8	3,9	13,8	3,5	13,8	4,4	0,545	0,868	0,962
K_T_max	9,5	7,7	11,2	6,0	12,1	8,8	11,7	5,7	11,5	8,4	10,9	6,3	0,562	0,880	0,842
K_T_min	-16,6	7,0	-16,7	6,2	-16,9	7,7	-16,2	5,4	-16,5	7,0	-18,8	6,1	0,961	0,800	0,419
KR_T	26,1	5,0	28,0	5,3	29,0	5,8	27,9	5,5	28,0	5,8	29,7	5,1	0,446	0,627	0,477
H_F	32,6	6,9	29,3	5,6	32,5	6,8	30,8	5,3	34,5	7,0	32,1	5,5	0,148	0,460	0,319
H_E	-17,7	7,4	-18,3	6,3	-18,8	7,3	-18,8	6,3	-19,5	7,6	-20,3	6,7	0,795	0,990	0,754
HR	50,3	4,5	47,7	2,9	51,2	3,5	49,6	2,8	53,9	3,5	52,4	3,1	0,038	0,196	0,239
H_F_max	4,9	1,7	3,9	2,9	4,7	2,4	3,9	2,7	5,6	3,8	4,0	2,6	0,362	0,473	0,170
H_F_min	-9,3	3,1	-11,4	2,7	-11,3	2,3	-11,5	2,5	-11,0	3,2	-12,5	2,2	0,056	0,875	0,199
HR_F	14,2	3,3	15,3	2,0	16,0	1,9	15,4	2,1	16,6	1,7	16,5	1,3	0,244	0,533	0,940
H_T_max	4,3	7,3	5,5	9,1	5,0	7,3	5,7	9,2	7,8	8,1	5,4	9,8	0,718	0,817	0,474
H_T_min	-11,8	6,5	-10,6	6,4	-12,4	5,8	-10,5	6,6	-12,6	7,6	-11,0	6,9	0,614	0,448	0,553
HR_T	16,2	4,9	16,0	4,0	17,4	3,1	16,2	3,8	20,4	2,6	16,4	3,9	0,936	0,443	0,015
P_S_max	5,8	4,7	4,2	4,4	6,0	5,2	5,1	4,5	6,8	4,9	5,8	4,5	0,384	0,649	0,603
P_S_min	1,9	4,5	0,6	4,5	1,9	4,8	1,0	4,4	1,8	5,4	1,3	4,6	0,433	0,607	0,781
PR_S	3,9	0,7	3,7	0,8	4,0	0,7	4,1	1,0	5,0	2,1	4,5	0,9	0,734	0,887	0,435
P_F_max	5,1	1,3	4,8	1,3	5,4	1,2	5,2	1,2	5,8	1,4	5,7	1,1	0,582	0,736	0,841
P_F_min	-5,1	1,3	-4,8	1,2	-5,4	1,3	-5,3	1,3	-5,8	1,4	-5,7	1,1	0,571	0,781	0,786
PR_F	10,2	2,5	9,6	2,5	10,8	2,5	10,5	2,5	11,6	2,8	11,4	2,1	0,575	0,758	0,813
P_T_max	7,0	2,1	6,6	2,3	7,1	1,8	7,5	2,4	8,8	2,8	8,7	2,4	0,677	0,681	0,944
P_T_min	-6,5	2,0	-6,3	2,3	-6,8	1,7	-7,0	2,5	-8,0	2,7	-8,3	2,6	0,817	0,814	0,726
PR_T	13,5	4,0	12,9	4,5	13,9	3,5	14,6	4,8	16,7	5,4	17,0	5,0	0,744	0,745	0,890

Legenda k tabulkám 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7: Hladina p – hladina statistické významnosti; rychlost 0 – přirozená rychlost chůze; rychlost 10 – přirozená rychlost chůze zvýšená o 10 %; rychlost 20 – přirozená rychlost chůze zvýšená o 20 %; SD – směrodatná odchylka; mean – průměrná hodnota; NW – Nordic Walking; W – běžná chůze; Sklon 0 – sklon s navýšením 0 %; sklon 7,5 – sklon s navýšením 7,5 %; A\_PF1 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu ve stádiu zatěžování; A\_DF – maximum dorsální flexe v hlezenním kloubu; A\_PF 2 – maximum plantární flexe v hlezenním kloubu na konci stojné fáze; AR – celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině; A\_T\_max – maximum vnitřní rotace v hlezenním kloubu; A\_T\_min – maximum zevní rotace v hlezenním kloubu; AR\_T – celkový rozsah hlezenního kloubu v transverzální rovině; K\_max1 – maximum flexe v kolenním kloubu při stojné fázi; K\_min1 – minimum flexe v kolenním kloubu při stojné fázi; K\_max2 – maximum flexe v kolenním kloubu při švihové fázi; K\_min2 – minimum flexe v kolenním kloubu při švihové fázi; KR – celkový rozsah kolenního kloubu v sagitální rovině; K\_F\_max – maximum addukce v kolenním kloubu; K\_F\_min – maximum abdukce v kolenním kloubu; KR\_F – celkový rozsah kolenního kloubu ve frontální rovině; K\_T\_max – maximum vnitřní rotace kolenního kloubu; K\_T\_min – maximum zevní rotace kolenního kloubu; KR\_T – celkový rozsah kolenního kloubu v transverzální rovině; H\_F – maximum flexe kyčelního kloubu; H\_E – maximum extenze kyčelního kloubu; HR – celkový rozsah kyčelního kloubu v sagitální rovině; H\_F\_max – maximum addukce kyčelního kloubu; H\_F\_min – maximum abdukce v kyčelním kloubu; HR\_F – celkový rozsah kyčelního kloubu ve frontální rovině; H\_T\_max – maximum vnitřní rotace v kyčelním kloubu; H\_T\_min – maximum zevní rotace v kyčelním kloubu; HR\_T – celkový rozsah kyčelního kloubu v transverzální rovině; P\_S\_max – maximum antevertze pánve; P\_S\_min – maximum retrovertze pánve; PR\_S – celkový rozsah pánve v sagitální rovině; P\_F\_max – maximum elevace pánve; P\_F\_min – maximum deprese pánve; PR\_F – celkový rozsah pánve ve frontální rovině; P\_T\_max – maximum vnitřní rotace pánve; P\_T\_min – maximum zevní rotace pánve; PR\_T celkový rozsah pánve v transverzální rovině; statisticky významný rozdíl  $p < 0,05$ .

**Tabulka 4.** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kloubů dolních končetin a pánve při sklonu 7,5 % a různých rychlostech mezi Nordic Walking a běžnou chůzí.

Sklon	7,5 %												Hladina p		
	Přirozená				Zvýšená o 10 %				Zvýšená o 20 %				NW x W		
Typ chůze	NW		W		NW		W		NW		W		Rychlost		
Parametr	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	0	10	20
A_PF1	-4,8	6,2	-7,1	8,1	-5,0	5,6	-5,4	6,8	-3,0	5,8	-3,4	6,9	0,440	0,896	0,893
A_DF	7,7	4,9	7,1	6,3	5,9	5,8	6,7	5,5	6,8	4,8	8,0	4,6	0,816	0,718	0,586
A_PF2	-25,4	5,1	-27,2	7,9	-26,5	6,1	-26,9	5,8	-25,5	4,6	-24,8	3,8	0,481	0,872	0,778
AR	33,0	3,4	34,3	4,2	32,4	3,1	33,7	4,8	32,3	3,0	32,8	2,8	0,471	0,458	0,730
A_T_max	14,2	11,3	13,0	10,3	14,9	12,6	15,3	10,9	17,1	12,0	13,7	10,5	0,828	0,947	0,487
A_T_min	-15,3	11,2	-16,7	8,9	-16,5	12,1	-16,5	9,3	-17,9	10,0	-18,5	8,1	0,779	0,999	0,885
AR_T	29,5	2,5	29,7	2,6	31,5	3,5	31,8	5,9	35,0	4,6	32,2	5,4	0,949	0,879	0,196
K_max1	32,7	3,2	31,1	5,4	33,8	3,5	29,8	7,2	36,2	5,8	31,3	7,6	0,530	0,124	0,050
K_min1	4,8	5,1	3,7	4,5	3,6	4,9	2,3	5,7	3,6	5,8	2,0	6,0	0,656	0,584	0,487
K_max2	65,4	3,4	66,0	3,3	64,0	3,0	65,7	5,3	66,4	4,4	67,0	3,3	0,727	0,362	0,748
K_min2	11,0	6,2	11,9	5,8	12,3	4,5	10,0	6,5	13,0	5,4	12,1	6,5	0,710	0,319	0,708
KR	60,9	5,3	62,6	4,4	60,4	3,3	63,4	4,8	62,8	5,6	65,0	5,7	0,364	0,108	0,225
K_F_max	3,7	4,5	3,7	5,9	4,7	5,7	3,2	5,0	8,0	6,4	3,5	5,9	0,995	0,559	0,054
K_F_min	-8,9	4,5	-9,4	7,6	-7,3	6,7	-11,3	10,2	-5,4	5,2	-10,6	9,8	0,889	0,251	0,120
KR_F	12,6	2,6	13,1	3,3	12,0	2,3	14,5	6,5	13,4	4,9	14,1	5,0	0,812	0,192	0,717
K_T_max	13,3	8,5	13,1	3,4	12,6	7,5	14,2	5,1	16,9	11,1	16,5	7,8	0,970	0,623	0,901
K_T_min	-11,9	7,9	-13,5	6,9	-13,7	7,6	-14,8	6,3	-12,5	10,5	-13,7	6,3	0,631	0,750	0,698
KR_T	25,1	4,8	26,6	4,8	26,3	5,3	29,0	6,0	29,3	8,6	30,1	8,4	0,602	0,327	0,761
H_F	39,0	5,1	39,1	3,9	40,7	5,5	38,8	7,7	43,9	5,4	43,0	3,9	0,964	0,451	0,713
H_E	-17,5	6,1	-18,1	5,4	-17,9	6,3	-18,8	5,5	-18,1	5,3	-17,3	4,5	0,827	0,752	0,766
HR	56,5	3,7	57,2	2,4	58,6	4,0	57,6	3,8	62,0	2,8	60,3	1,6	0,615	0,462	0,219
H_F_max	5,7	3,0	4,6	3,0	5,8	3,1	5,1	2,6	6,3	2,5	5,5	2,4	0,411	0,543	0,488
H_F_min	-8,5	4,0	-10,5	2,5	-10,7	2,8	-11,1	3,0	-11,4	2,3	-11,5	2,9	0,138	0,758	0,927
HR_F	14,2	4,0	15,1	2,6	16,5	1,7	16,1	2,7	17,7	2,6	17,0	2,8	0,439	0,741	0,502
H_T_max	4,6	5,5	6,4	6,2	6,5	6,0	8,0	10,5	6,0	5,6	8,3	9,1	0,642	0,685	0,517
H_T_min	-10,5	4,3	-10,8	4,6	-10,6	5,1	-9,3	7,5	-10,6	6,4	-8,1	8,2	0,913	0,670	0,360
HR_T	15,1	4,8	17,2	3,9	17,0	3,0	17,3	4,3	16,7	3,9	16,4	4,3	0,254	0,887	0,873
P_S_max	5,6	4,2	5,6	3,5	8,3	6,4	6,5	4,1	8,6	4,0	7,3	5,1	0,976	0,358	0,504
P_S_min	1,7	3,7	1,8	3,5	3,1	4,6	2,3	4,3	4,0	4,3	2,7	5,2	0,992	0,689	0,518
PR_S	3,9	1,3	3,9	0,8	5,2	3,9	4,2	0,7	4,6	1,0	4,6	1,0	0,950	0,098	0,899
P_F_max	5,3	1,1	5,5	1,4	6,0	1,3	6,0	1,6	7,0	1,6	6,6	1,5	0,796	0,910	0,489
P_F_min	-5,4	1,1	-5,5	1,4	-5,9	1,4	-6,0	1,7	-7,0	1,6	-6,6	1,5	0,819	0,869	0,503
PR_F	10,7	2,2	11,0	2,8	11,8	2,7	12,0	3,3	14,0	3,2	13,2	3,1	0,807	0,889	0,495
P_T_max	5,8	2,5	5,3	2,4	6,3	2,6	6,7	2,5	8,1	3,3	7,9	3,2	0,640	0,671	0,885
P_T_min	-5,4	2,4	-5,0	2,2	-5,8	2,4	-6,5	2,5	-7,7	3,2	-7,5	3,1	0,751	0,538	0,907
PR_T	11,2	4,8	10,3	4,6	12,1	5,0	13,2	5,0	15,7	6,5	15,5	6,3	0,693	0,602	0,896



### 5.3 Výsledky k hypotéze H02

H02: Pohyb dolních končetin a pánve se při chůzi s holemi mezi sklony 0 % a 7,5 % neliší.

Hypotéza bude posuzována samostatně pro hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub a pohyb pánve pro každou ze sledovaných rovin.

Velikost celkového rozsahu pohybu hlezenního kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) větší při sklonu 7,5 % a přirozené rychlosti ( $33,0^\circ$ ) i přirozené rychlosti zvýšené o 10 % ( $32,4^\circ$ ) v porovnání se sklonem 0 %, přirozené rychlosti ( $29,2^\circ$ ) a přirozené rychlosti zvýšené o 10 % ( $28,7^\circ$ ). Velikost extenze na konci druhé švihové fáze je významně ( $p < 0,05$ ) větší při sklonu 7,5 % při všech měřených rychlostech, přirozená rychlost ( $11,0^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $12,3^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $13,0^\circ$ ) ve srovnání se sklonem 0 %, přirozená rychlost ( $4,9^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $3,9^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $4,2^\circ$ ). Maximum addukce v kolenním kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) větší při sklonu 7,5 % a přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $8,0^\circ$ ) v porovnání se sklonem 0 % a přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $1,4^\circ$ ). Maximum abdukce v kolenním kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) menší při sklonu 7,5 % a přirozené rychlosti chůze ( $5,4^\circ$ ) v porovnání se sklonem 0 % a přirozenou rychlostí zvýšenou o 20 % ( $12,5^\circ$ ). V kyčelním kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) větší maximum flexe při sklonu 7,5 % při všech měřených rychlostech, přirozená rychlost ( $39,0^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $40,7^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $43,9^\circ$ ) ve srovnání se sklonem 0 %, přirozená rychlost ( $32,6^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $32,5^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $34,5^\circ$ ). Celkový rozsah v kyčelním kloubu v sagitální rovině je při sklonu 7,5 % významně ( $p < 0,05$ ) větší také při všech měřených rychlostech, přirozená rychlost ( $56,5^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $58,6^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $62,0^\circ$ ) ve srovnání se sklonem 0 %, přirozená rychlost ( $50,3^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $51,2^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $53,9^\circ$ ). Celkový rozsah v kyčelním kloubu v transverzální rovině je při sklonu 7,5 % významně ( $p < 0,05$ ) menší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $16,7^\circ$ ) v porovnání se sklonem 0 % a přirozenou rychlostí zvýšenou o 20 % ( $20,4^\circ$ ). Minimální hodnota poklesu pánve je významně ( $p < 0,05$ ) větší při sklonu 7,5 % a

přirozené rychlosti zvýšené o 20 % (7,0°) ve srovnání se sklonem 0 % a přirozenou rychlostí zvýšenou o 20 % (5,8°). Maximální hodnota klopení pánve je při sklonu 7,5 % a přirozené rychlosti zvýšené o 20 % (7,0°) významně ( $p < 0,05$ ) větší v porovnání se sklonem 0 % a přirozenou rychlostí zvýšenou o 20 % (5,8°). Celkový rozsah pánve ve frontální rovině je významně ( $p < 0,05$ ) větší při sklonu 7,5 % a přirozené rychlosti zvýšené o 20 % (14,0°) ve srovnání se sklonem 0 % a přirozené rychlosti zvýšené o 20 % (11,6°).

Hypotézu H02 zamítáme pro změny v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a pánvi.

**Tabulka 5.** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kloubů dolních končetin a pánve při chůzi s holemi mezi sklonem 0 % a 7,5 %.

Typ chůze	Nordic walking												Hladina p		
	0				10				20				Sklon 0 x 7,5		
Sklon	0		7,5		0		7,5		0		7,5		Rychlost		
Parametr	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	0	10	20
A_PF1	-6,4	6,6	-4,8	6,2	-7,0	6,7	-5,0	5,6	-7,3	5,1	-3,0	5,8	0,576	0,478	0,114
A_DF	6,8	4,8	7,7	4,9	5,9	5,1	5,9	5,8	4,3	5,7	6,8	4,8	0,723	0,993	0,275
A_PF2	-22,4	6,1	-25,4	5,1	-22,9	4,7	-26,5	6,1	-26,0	6,6	-25,5	4,6	0,257	0,141	0,841
AR	29,2	3,9	33,0	3,4	28,7	2,8	32,4	3,1	30,3	5,9	32,3	3,0	0,031	0,029	0,219
A_T_max	16,8	10,6	14,2	11,3	16,2	13,3	14,9	12,6	16,5	12,3	17,1	12,0	0,617	0,794	0,901
A_T_min	-13,1	9,8	-15,3	11,2	-14,8	11,2	-16,5	12,1	-14,9	11,1	-17,9	10,0	0,612	0,694	0,487
AR_T	29,8	5,4	29,5	2,5	31,1	5,6	31,5	3,5	31,4	4,7	35,0	4,6	0,894	0,852	0,098
K_max1	31,4	6,1	32,7	3,2	31,8	5,8	33,8	3,5	32,3	4,5	36,2	5,8	0,604	0,435	0,115
K_min1	6,0	5,3	4,8	5,1	6,2	4,5	3,6	4,9	4,4	4,6	3,6	5,8	0,608	0,245	0,724
K_max2	67,1	4,4	65,4	3,4	66,9	4,2	64,0	3,0	66,2	3,3	66,4	4,4	0,352	0,104	0,887
K_min2	4,9	5,2	11,0	6,2	3,9	3,8	12,3	4,5	4,2	4,4	13,0	5,4	0,009	0,000	0,000
KR	63,9	3,3	60,9	5,3	63,3	2,8	60,4	3,3	63,2	3,5	62,8	5,6	0,087	0,116	0,853
K_F_max	2,6	4,7	3,7	4,5	3,2	5,5	4,7	5,7	1,4	4,5	8,0	6,4	0,647	0,539	0,005
K_F_min	-12,1	8,3	-8,9	4,5	-10,9	5,4	-7,3	6,7	-12,5	7,1	-5,4	5,2	0,360	0,286	0,035
KR_F	14,6	5,7	12,6	2,6	14,1	3,4	12,0	2,3	13,8	3,5	13,4	4,9	0,292	0,259	0,822
K_T_max	9,5	7,7	13,3	8,5	12,1	8,8	12,6	7,5	11,5	8,4	16,9	11,1	0,275	0,891	0,094
K_T_min	-16,6	7,0	-11,9	7,9	-16,9	7,7	-13,7	7,6	-16,5	7,0	-12,5	10,5	0,153	0,315	0,192
KR_T	26,1	5,0	25,1	4,8	29,0	5,8	26,3	5,3	28,0	5,8	29,3	8,6	0,722	0,308	0,598
H_F	32,6	6,9	39,0	5,1	32,5	6,8	40,7	5,5	34,5	7,0	43,9	5,4	0,013	0,001	0,000
H_E	-17,7	7,4	-17,5	6,1	-18,8	7,3	-17,9	6,3	-19,5	7,6	-18,1	5,3	0,938	0,751	0,615
HR	50,3	4,5	56,5	3,7	51,2	3,5	58,6	4,0	53,9	3,5	62,0	2,8	0,000	0,000	0,000
H_F_max	4,9	1,7	5,7	3,0	4,7	2,4	5,8	3,1	5,6	3,8	6,3	2,5	0,507	0,351	0,561
H_F_min	-9,3	3,1	-8,5	4,0	-11,3	2,3	-10,7	2,8	-11,0	3,2	-11,4	2,3	0,518	0,612	0,725
HR_F	14,2	3,3	14,2	4,0	16,0	1,9	16,5	1,7	16,6	1,7	17,7	2,6	0,994	0,640	0,294
H_T_max	4,3	7,3	4,6	5,5	5,0	7,3	6,5	6,0	7,8	8,1	6,0	5,6	0,933	0,682	0,617
H_T_min	-11,8	6,5	-10,5	4,3	-12,4	5,8	-10,6	5,1	-12,6	7,6	-10,6	6,4	0,638	0,518	0,494
HR_T	16,2	4,9	15,1	4,8	17,4	3,1	17,0	3,0	20,4	2,6	16,7	3,9	0,548	0,832	0,032
P_S_max	5,8	4,7	5,6	4,2	6,0	5,2	8,3	6,4	6,8	4,9	8,6	4,0	0,916	0,229	0,345
P_S_min	1,9	4,5	1,7	3,7	1,9	4,8	3,1	4,6	1,8	5,4	4,0	4,3	0,916	0,530	0,250
PR_S	3,9	0,7	3,9	1,3	4,0	0,7	5,2	3,9	5,0	2,1	4,6	1,0	0,993	0,065	0,583
P_F_max	5,1	1,3	5,3	1,1	5,4	1,2	6,0	1,3	5,8	1,4	7,0	1,6	0,648	0,322	0,036
P_F_min	-5,1	1,3	-5,4	1,1	-5,4	1,3	-5,9	1,4	-5,8	1,4	-7,0	1,6	0,616	0,426	0,048
PR_F	10,2	2,5	10,7	2,2	10,8	2,5	11,8	2,7	11,6	2,8	14,0	3,2	0,631	0,371	0,041
P_T_max	7,0	2,1	5,8	2,5	7,1	1,8	6,3	2,6	8,8	2,8	8,1	3,3	0,289	0,408	0,507
P_T_min	-6,5	2,0	-5,4	2,4	-6,8	1,7	-5,8	2,4	-8,0	2,7	-7,7	3,2	0,282	0,350	0,784
PR_T	13,5	4,0	11,2	4,8	13,9	3,5	12,1	5,0	16,7	5,4	15,7	6,5	0,284	0,377	0,636

#### 5.4 Výsledky k hypotéze H03

H03: Pohyb dolních končetin a pánve se při běžné chůzi mezi sklony 0 % a 7,5 % neliší.

Hypotéza bude posuzována samostatně pro hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub a pohyb pánve pro každou ze sledovaných rovin.

Celkový rozsah pohybu v sagitální rovině v hlezenním kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) větší při sklonu 7,5 % u přirozené rychlosti ( $34,3^\circ$ ) i přirozené rychlosti zvýšené o 10 % ( $33,7^\circ$ ) v porovnání se sklonem 0 % s přirozenou rychlostí ( $30,5^\circ$ ) i přirozenou rychlostí zvýšenou o 10 % ( $30,0^\circ$ ). Maximum addukce v kolenním kloubu je při sklonu 7,5 % a přirozené rychlosti ( $31,1^\circ$ ) významně ( $p < 0,05$ ) větší v porovnání se sklonem 0 % a přirozenou rychlostí ( $25,7^\circ$ ). Velikost extenze na konci druhé švihové fáze je významně ( $p < 0,05$ ) větší při sklonu 7,5 % při všech měřených rychlostech, přirozená rychlost ( $11,9^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $10,0^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $12,1^\circ$ ) ve srovnání se sklonem 0 %, přirozená rychlost ( $2,6^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $3,3^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $4,0^\circ$ ). V kyčelním kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) větší maximum flexe při sklonu 7,5 % při všech měřených rychlostech, přirozená rychlost ( $39,1^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $38,8^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $43,0^\circ$ ) ve srovnání se sklonem 0 %, přirozená rychlost ( $29,3^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $30,8^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $32,1^\circ$ ). Celkový rozsah v kyčelním kloubu v sagitální rovině je při sklonu 7,5 % významně ( $p < 0,05$ ) větší také při všech měřených rychlostech, přirozená rychlost ( $57,2^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $57,6^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $60,3^\circ$ ) ve srovnání se sklonem 0 %, přirozená rychlost ( $47,7^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 10 % ( $49,6^\circ$ ), přirozená rychlost zvýšená o 20 % ( $52,4^\circ$ ).

Hypotézu H03 zamítáme pro změny v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a pánvi.

**Tabulka 6.** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kloubů dolních končetin a pánve při běžné chůzi mezi sklonem 0 % a 7,5 %.

Typ chůze	Běžná chůze												Hladina p		
Rychlost	0				10				20				Sklon 0 x 7,5		
Sklon	0		7,5		0		7,5		0		7,5		Rychlost		
Parametr	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	0	10	20
A_PF1	-7,3	5,3	-7,1	8,1	-6,3	5,9	-5,4	6,8	-5,4	5,9	-3,4	6,9	0,912	0,731	0,427
A_DF	6,6	5,3	7,1	6,3	6,1	5,2	6,7	5,5	5,3	5,1	8,0	4,6	0,840	0,774	0,205
A_PF2	-23,9	5,9	-27,2	7,9	-23,9	4,9	-26,9	5,8	-25,7	4,8	-24,8	3,8	0,153	0,176	0,686
AR	30,5	2,9	34,3	4,2	30,0	3,5	33,7	4,8	31,0	3,5	32,8	2,8	0,017	0,017	0,241
A_T_max	15,0	10,4	13,0	10,3	14,1	9,2	15,3	10,9	18,8	10,9	13,7	10,5	0,673	0,798	0,267
A_T_min	-13,0	8,3	-16,7	8,9	-14,4	8,4	-16,5	9,3	-13,0	9,0	-18,5	8,1	0,373	0,596	0,168
AR_T	28,0	5,0	29,7	2,6	28,6	4,5	31,8	5,9	31,8	6,1	32,2	5,4	0,421	0,104	0,834
K_max1	25,7	4,9	31,1	5,4	27,6	5,1	29,8	7,2	28,6	5,9	31,3	7,6	0,021	0,320	0,240
K_min1	5,0	5,2	3,7	4,5	4,5	5,0	2,3	5,7	2,3	5,7	2,0	6,0	0,554	0,293	0,899
K_max2	66,6	4,0	66,0	3,3	66,4	4,5	65,7	5,3	66,5	4,3	67,0	3,3	0,750	0,657	0,793
K_min2	2,6	4,7	11,9	5,8	3,3	4,6	10,0	6,5	4,0	4,3	12,1	6,5	0,000	0,002	0,000
KR	64,2	3,6	62,6	4,4	63,7	3,1	63,4	4,8	65,3	2,8	65,0	5,7	0,329	0,858	0,870
K_F_max	1,9	5,8	3,7	5,9	2,6	4,8	3,2	5,0	3,6	5,0	3,5	5,9	0,451	0,759	0,981
K_F_min	-11,7	8,0	-9,4	7,6	-11,3	7,4	-11,3	10,2	-10,2	8,0	-10,6	9,8	0,486	0,998	0,900
KR_F	13,6	3,7	13,1	3,3	13,8	3,9	14,5	6,5	13,8	4,4	14,1	5,0	0,765	0,701	0,846
K_T_max	11,2	6,0	13,1	3,4	11,7	5,7	14,2	5,1	10,9	6,3	16,5	7,8	0,548	0,399	0,064
K_T_min	-16,7	6,2	-13,5	6,9	-16,2	5,4	-14,8	6,3	-18,8	6,1	-13,7	6,3	0,290	0,618	0,075
KR_T	28,0	5,3	26,6	4,8	27,9	5,5	29,0	6,0	29,7	5,1	30,1	8,4	0,608	0,652	0,861
H_F	29,3	5,6	39,1	3,9	30,8	5,3	38,8	7,7	32,1	5,5	43,0	3,9	0,000	0,001	0,000
H_E	-18,3	6,3	-18,1	5,4	-18,8	6,3	-18,8	5,5	-20,3	6,7	-17,3	4,5	0,923	0,989	0,244
HR	47,7	2,9	57,2	2,4	49,6	2,8	57,6	3,8	52,4	3,1	60,3	1,6	0,000	0,000	0,000
H_F_max	3,9	2,9	4,6	3,0	3,9	2,7	5,1	2,6	4,0	2,6	5,5	2,4	0,511	0,277	0,194
H_F_min	-11,4	2,7	-10,5	2,5	-11,5	2,5	-11,1	3,0	-12,5	2,2	-11,5	2,9	0,398	0,701	0,404
HR_F	15,3	2,0	15,1	2,6	15,4	2,1	16,1	2,7	16,5	1,3	17,0	2,8	0,819	0,435	0,613
H_T_max	5,5	9,1	6,4	6,2	5,7	9,2	8,0	10,5	5,4	9,8	8,3	9,1	0,787	0,485	0,378
H_T_min	-10,6	6,4	-10,8	4,6	-10,5	6,6	-9,3	7,5	-11,0	6,9	-8,1	8,2	0,926	0,643	0,264
HR_T	16,0	4,0	17,2	3,9	16,2	3,8	17,3	4,3	16,4	3,9	16,4	4,3	0,475	0,491	0,993
P_S_max	4,2	4,4	5,6	3,5	5,1	4,5	6,5	4,1	5,8	4,5	7,3	5,1	0,443	0,447	0,431
P_S_min	0,6	4,5	1,8	3,5	1,0	4,4	2,3	4,3	1,3	4,6	2,7	5,2	0,509	0,447	0,428
PR_S	3,7	0,8	3,9	0,8	4,1	1,0	4,2	0,7	4,5	0,9	4,6	1,0	0,695	0,947	0,958
P_F_max	4,8	1,3	5,5	1,4	5,2	1,2	6,0	1,6	5,7	1,1	6,6	1,5	0,182	0,128	0,095
P_F_min	-4,8	1,2	-5,5	1,4	-5,3	1,3	-6,0	1,7	-5,7	1,1	-6,6	1,5	0,172	0,190	0,103
PR_F	9,6	2,5	11,0	2,8	10,5	2,5	12,0	3,3	11,4	2,1	13,2	3,1	0,176	0,156	0,098
P_T_max	6,6	2,3	5,3	2,4	7,5	2,4	6,7	2,5	8,7	2,4	7,9	3,2	0,194	0,398	0,434
P_T_min	-6,3	2,3	-5,0	2,2	-7,0	2,5	-6,5	2,5	-8,3	2,6	-7,5	3,1	0,184	0,561	0,450
PR_T	12,9	4,5	10,3	4,6	14,6	4,8	13,2	5,0	17,0	5,0	15,5	6,3	0,188	0,473	0,440

## 5.5 Výsledky k hypotéze H04

H04: Pohyb dolních končetin a pánve se při chůzi s holemi a sklonu 0 % se změnou rychlosti neliší.

Hypotéza bude posuzována samostatně pro hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub a pohyb pánve pro každou ze sledovaných rovin.

Celkový rozsah kyčelního kloubu v sagitální rovině je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $53,9^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $50,3^\circ$ ) i přirozenou rychlostí zvýšenou o 10 % ( $51,2^\circ$ ). Celkový rozsah ve frontální rovině kyčelního kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $16,6^\circ$ ) ve srovnání s přirozenou rychlostí ( $14,2^\circ$ ). Celkový rozsah v transverzální rovině kyčelního kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $20,4^\circ$ ) ve srovnání s přirozenou rychlostí ( $16,2^\circ$ ).

Hypotézu H04 zamítáme pro změny kyčelním kloubu a pánvi. Pro změny v hlezenním, kolenním kloubu a pánvi hypotézu H04 nelze zamítnout.

**Tabulka 7.** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kloubů dolních končetin a pánve při chůzi s holemi, sklonem 0 % a změnou rychlosti.

Typ chůze	Nordic walking						Hladina p		
	0 %								
	Rychlost	0		10		20		Rozdíly v rychlosti	
Parametr	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	0 x 10	0 x 20	10 x 20
A_PF1	-6,4	6,6	-7,0	6,7	-7,3	5,1	0,813	0,731	0,913
A_DF	6,8	4,8	5,9	5,1	4,3	5,7	0,672	0,257	0,467
A_PF2	-22,4	6,1	-22,9	4,7	-26,0	6,6	0,839	0,129	0,178
AR	29,2	3,9	28,7	2,8	30,3	5,9	0,771	0,500	0,324
A_T_max	16,8	10,6	16,2	13,3	16,5	12,3	0,909	0,957	0,952
A_T_min	-13,1	9,8	-14,8	11,2	-14,9	11,1	0,661	0,651	0,981
AR_T	29,8	5,4	31,1	5,6	31,4	4,7	0,544	0,440	0,855
K_max1	31,4	6,1	31,8	5,8	32,3	4,5	0,867	0,719	0,845
K_min1	6,0	5,3	6,2	4,5	4,4	4,6	0,894	0,472	0,396
K_max2	67,1	4,4	66,9	4,2	66,2	3,3	0,936	0,592	0,648
K_min2	4,9	5,2	3,9	3,8	4,2	4,4	0,633	0,769	0,862
KR	63,9	3,3	63,3	2,8	63,2	3,5	0,686	0,641	0,944
K_F_max	2,6	4,7	3,2	5,5	1,4	4,5	0,767	0,594	0,411
K_F_min	-12,1	8,3	-10,9	5,4	-12,5	7,1	0,708	0,902	0,625
KR_F	14,6	5,7	14,1	3,4	13,8	3,5	0,767	0,658	0,879
K_T_max	9,5	7,7	12,1	8,8	11,5	8,4	0,398	0,534	0,832
K_T_min	-16,6	7,0	-16,9	7,7	-16,5	7,0	0,916	0,980	0,896
KR_T	26,1	5,0	29,0	5,8	28,0	5,8	0,248	0,467	0,678
H_F	32,6	6,9	32,5	6,8	34,5	7,0	0,938	0,447	0,403
H_E	-17,7	7,4	-18,8	7,3	-19,5	7,6	0,684	0,496	0,784
HR	50,3	4,5	51,2	3,5	53,9	3,5	0,517	0,008	0,044
H_F_max	4,9	1,7	4,7	2,4	5,6	3,8	0,860	0,521	0,416
H_F_min	-9,3	3,1	-11,3	2,3	-11,0	3,2	0,083	0,156	0,777
HR_F	14,2	3,3	16,0	1,9	16,6	1,7	0,075	0,020	0,556
H_T_max	4,3	7,3	5,0	7,3	7,8	8,1	0,845	0,308	0,407
H_T_min	-11,8	6,5	-12,4	5,8	-12,6	7,6	0,825	0,783	0,953
HR_T	16,2	4,9	17,4	3,1	20,4	2,6	0,442	0,011	0,070
P_S_max	5,8	4,7	6,0	5,2	6,8	4,9	0,933	0,609	0,670
P_S_min	1,9	4,5	1,9	4,8	1,8	5,4	0,987	0,929	0,942
PR_S	3,9	0,7	4,0	0,7	5,0	2,1	0,755	0,062	0,121
P_F_max	5,1	1,3	5,4	1,2	5,8	1,4	0,532	0,175	0,471
P_F_min	-5,1	1,3	-5,4	1,3	-5,8	1,4	0,584	0,176	0,426
PR_F	10,2	2,5	10,8	2,5	11,6	2,8	0,557	0,175	0,447
P_T_max	7,0	2,1	7,1	1,8	8,8	2,8	0,891	0,078	0,104
P_T_min	-6,5	2,0	-6,8	1,7	-8,0	2,7	0,798	0,154	0,243
PR_T	13,5	4,0	13,9	3,5	16,7	5,4	0,844	0,109	0,160

## 5.6 Výsledky k hypotéze H05

H05: Pohyb dolních končetin a pánve se při chůzi s holemi a sklonu 7,5 % se změnou rychlosti neliší.

Hypotéza bude posuzována samostatně pro hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub a pohyb pánve pro každou ze sledovaných rovin.

Celkový rozsah hlezenního kloubu v transverzální rovině je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $35,0^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $29,5^\circ$ ). Celkový rozsah kyčelního kloubu v sagitální rovině kyčelního kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $62,0^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $56,5^\circ$ ) i přirozenou rychlostí zvýšenou o 10 % ( $58,6^\circ$ ). Maximum abdukce kyčelního kloubu je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $11,4^\circ$ ) ve srovnání s přirozenou rychlostí ( $8,5^\circ$ ). Celkový rozsah kyčelního kloubu ve frontální rovině je při přirozené rychlosti zvýšené o 10 % ( $16,5^\circ$ ) i přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $17,7^\circ$ ) významně ( $p < 0,05$ ) větší v porovnání s přirozenou rychlostí chůze ( $14,2^\circ$ ). Celkový pohyb v sagitální rovině pánve je při přirozené rychlosti zvýšené o 10 % ( $5,2^\circ$ ) významně ( $p < 0,05$ ) větší v porovnání s přirozenou rychlostí ( $3,9^\circ$ ). Maximum elevace pánve je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti chůze zvýšené o 20 % ( $7,0^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $5,3^\circ$ ). Maximum deprese pánve je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti chůze zvýšené o 20 % ( $7,0^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $5,4^\circ$ ). Celkový rozsah pánve ve frontální rovině je při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $14,0^\circ$ ) významně ( $p < 0,05$ ) větší v porovnání s přirozenou rychlostí ( $10,7^\circ$ ). Maximum zevní rotace pánve je při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $7,7^\circ$ ) významně ( $p < 0,05$ ) větší v porovnání s přirozenou rychlostí ( $5,4^\circ$ ). Celkový rozsah pánve v transverzální rovině je při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $15,7^\circ$ ) významně ( $p < 0,05$ ) větší v porovnání s přirozenou rychlostí ( $11,2^\circ$ ).

Hypotézu H05 zamítáme pro změny v hlezenním, kyčelním kloubu a pánvi. Pro změny v kolenním kloubu hypotézu H05 nelze zamítnout.



**Tabulka 8.** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kloubů dolních končetin a pánve při chůzi s holemi, sklonem 7,5 % a změnou rychlosti.

Typ chůze	Nordic walking						Hladina p		
	7,5 %								
Rychlost	0		10		20		Rozdíly v rychlosti		
Parametr	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	0 x 10	0 x 20	10 x 20
A_PF1	-4,8	6,2	-5,0	5,6	-3,0	5,8	0,925	0,561	0,484
A_DF	7,7	4,9	5,9	5,8	6,8	4,8	0,488	0,720	0,716
A_PF2	-25,4	5,1	-26,5	6,1	-25,5	4,6	0,668	0,961	0,687
AR	33,0	3,4	32,4	3,1	32,3	3,0	0,737	0,668	0,929
A_T_max	14,2	11,3	14,9	12,6	17,1	12,0	0,886	0,578	0,673
A_T_min	-15,3	11,2	-16,5	12,1	-17,9	10,0	0,804	0,583	0,760
AR_T	29,5	2,5	31,5	3,5	35,0	4,6	0,414	0,020	0,119
K_max1	32,7	3,2	33,8	3,5	36,2	5,8	0,696	0,183	0,350
K_min1	4,8	5,1	3,6	4,9	3,6	5,8	0,621	0,619	0,992
K_max2	65,4	3,4	64,0	3,0	66,4	4,4	0,468	0,587	0,199
K_min2	11,0	6,2	12,3	4,5	13,0	5,4	0,588	0,400	0,775
KR	60,9	5,3	60,4	3,3	62,8	5,6	0,826	0,294	0,203
K_F_max	3,7	4,5	4,7	5,7	8,0	6,4	0,707	0,087	0,170
K_F_min	-8,9	4,5	-7,3	6,7	-5,4	5,2	0,671	0,335	0,584
KR_F	12,6	2,6	12,0	2,3	13,4	4,9	0,775	0,675	0,463
K_T_max	13,3	8,5	12,6	7,5	16,9	11,1	0,845	0,301	0,203
K_T_min	-11,9	7,9	-13,7	7,6	-12,5	10,5	0,583	0,859	0,691
KR_T	25,1	4,8	26,3	5,3	29,3	8,6	0,683	0,139	0,271
H_F	39,0	5,1	40,7	5,5	43,9	5,4	0,502	0,062	0,229
H_E	-17,5	6,1	-17,9	6,3	-18,1	5,3	0,887	0,830	0,942
HR	56,5	3,7	58,6	4,0	62,0	2,8	0,142	0,000	0,023
H_F_max	5,7	3,0	5,8	3,1	6,3	2,5	0,920	0,617	0,691
H_F_min	-8,5	4,0	-10,7	2,8	-11,4	2,3	0,102	0,026	0,573
HR_F	14,2	4,0	16,5	1,7	17,7	2,6	0,049	0,002	0,278
H_T_max	4,6	5,5	6,5	6,0	6,0	5,6	0,635	0,710	0,909
H_T_min	-10,5	4,3	-10,6	5,1	-10,6	6,4	0,979	0,959	0,981
HR_T	15,1	4,8	17,0	3,0	16,7	3,9	0,304	0,392	0,843
P_S_max	5,6	4,2	8,3	6,4	8,6	4,0	0,195	0,159	0,880
P_S_min	1,7	3,7	3,1	4,6	4,0	4,3	0,501	0,281	0,657
PR_S	3,9	1,3	5,2	3,9	4,6	1,0	0,045	0,256	0,381
P_F_max	5,3	1,1	6,0	1,3	7,0	1,6	0,299	0,008	0,082
P_F_min	-5,4	1,1	-5,9	1,4	-7,0	1,6	0,456	0,013	0,061
PR_F	10,7	2,2	11,8	2,7	14,0	3,2	0,372	0,010	0,070
P_T_max	5,8	2,5	6,3	2,6	8,1	3,3	0,691	0,052	0,101
P_T_min	-5,4	2,4	-5,8	2,4	-7,7	3,2	0,674	0,044	0,090
PR_T	11,2	4,8	12,1	5,0	15,7	6,5	0,682	0,047	0,094

## 5.7 Výsledky k hypotéze H06

H06: Pohyb dolních končetin a pánve se při běžné chůzi a sklonu 0 % se změnou rychlosti neliší.

Hypotéza bude posuzována samostatně pro hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub a pohyb pánve pro každou ze sledovaných rovin.

Celkový rozsah hlezenního kloubu v transverzální rovině je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $31,8^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $28,0^\circ$ ). Celkový rozsah kyčelního kloubu v sagitální rovině je významně ( $p < 0,05$ ) při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $52,4$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $47,7^\circ$ ) a přirozenou rychlostí zvýšenou o 10 % ( $49,6^\circ$ ). Maximum vnitřní rotace pánve je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $8,7^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $6,6^\circ$ ). Maximum zevní rotace pánve je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $8,3^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $6,3^\circ$ ). Celkový rozsah pánve v transverzální rovině je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $17,0^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $12,9^\circ$ ).

Hypotézu H06 zamítáme pro změny v hlezenním, kyčelním kloubu a pánvi. Pro změny v kolenním kloubu hypotézu H06 nelze zamítnout.

**Tabulka 9.** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kloubů dolních končetin a pánve při běžné chůzi, sklonem 0 % a změnou rychlosti.

Typ chůze	Běžná chůze						Hladina p		
Sklon	0 %								
Rychlost	0		10		20		Rozdíly v rychlosti		
Parametr	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	0 x 10	0 x 20	10 x 20
A_PF1	-7,3	5,3	-6,3	5,9	-5,4	5,9	0,654	0,431	0,727
A_DF	6,6	5,3	6,1	5,2	5,3	5,1	0,797	0,502	0,675
A_PF2	-23,9	5,9	-23,9	4,9	-25,7	4,8	0,984	0,399	0,388
AR	30,5	2,9	30,0	3,5	31,0	3,5	0,696	0,755	0,487
A_T_max	15,0	10,4	14,1	9,2	18,8	10,9	0,835	0,378	0,278
A_T_min	-13,0	8,3	-14,4	8,4	-13,0	9,0	0,688	0,996	0,698
AR_T	28,0	5,0	28,6	4,5	31,8	6,1	0,747	0,045	0,090
K_max1	25,7	4,9	27,6	5,1	28,6	5,9	0,364	0,176	0,642
K_min1	5,0	5,2	4,5	5,0	2,3	5,7	0,801	0,178	0,270
K_max2	66,6	4,0	66,4	4,5	66,5	4,3	0,904	0,980	0,926
K_min2	2,6	4,7	3,3	4,6	4,0	4,3	0,737	0,501	0,730
KR	64,2	3,6	63,7	3,1	65,3	2,8	0,736	0,503	0,318
K_F_max	1,9	5,8	2,6	4,8	3,6	5,0	0,747	0,433	0,639
K_F_min	-11,7	8,0	-11,3	7,4	-10,2	8,0	0,882	0,618	0,724
KR_F	13,6	3,7	13,8	3,9	13,8	4,4	0,891	0,929	0,964
K_T_max	11,2	6,0	11,7	5,7	10,9	6,3	0,873	0,896	0,774
K_T_min	-16,7	6,2	-16,2	5,4	-18,8	6,1	0,842	0,435	0,329
KR_T	28,0	5,3	27,9	5,5	29,7	5,1	0,968	0,445	0,422
H_F	29,3	5,6	30,8	5,3	32,1	5,5	0,502	0,213	0,547
H_E	-18,3	6,3	-18,8	6,3	-20,3	6,7	0,847	0,425	0,540
HR	47,7	2,9	49,6	2,8	52,4	3,1	0,118	0,000	0,025
H_F_max	3,9	2,9	3,9	2,7	4,0	2,6	0,992	0,879	0,887
H_F_min	-11,4	2,7	-11,5	2,5	-12,5	2,2	0,937	0,320	0,359
HR_F	15,3	2,0	15,4	2,1	16,5	1,3	0,920	0,194	0,229
H_T_max	5,5	9,1	5,7	9,2	5,4	9,8	0,936	0,984	0,923
H_T_min	-10,6	6,4	-10,5	6,6	-11,0	6,9	0,982	0,859	0,842
HR_T	16,0	4,0	16,2	3,8	16,4	3,9	0,897	0,801	0,899
P_S_max	4,2	4,4	5,1	4,5	5,8	4,5	0,592	0,372	0,706
P_S_min	0,6	4,5	1,0	4,4	1,3	4,6	0,788	0,674	0,872
PR_S	3,7	0,8	4,1	1,0	4,5	0,9	0,390	0,130	0,491
P_F_max	4,8	1,3	5,2	1,2	5,7	1,1	0,355	0,075	0,368
P_F_min	-4,8	1,2	-5,3	1,3	-5,7	1,1	0,358	0,085	0,398
PR_F	9,6	2,5	10,5	2,5	11,4	2,1	0,356	0,079	0,382
P_T_max	6,6	2,3	7,5	2,4	8,7	2,4	0,303	0,027	0,219
P_T_min	-6,3	2,3	-7,0	2,5	-8,3	2,6	0,435	0,036	0,176
PR_T	12,9	4,5	14,6	4,8	17,0	5,0	0,363	0,031	0,195

## 5.8 Výsledky k hypotéze H07

H07: Pohyb dolních končetin a pánve se při běžné chůzi a sklonu 7,5 % se změnou rychlosti neliší.

Hypotéza bude posuzována samostatně pro hlezenní kloub, kolenní kloub, kyčelní kloub a pohyb pánve pro každou ze sledovaných rovin.

Celkový rozsah kyčelního kloubu v sagitální rovině je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $60,3^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $57,2^\circ$ ) a přirozenou rychlostí zvýšenou o 10 % ( $57,6^\circ$ ). Maximum vnitřní rotace pánve je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $7,9^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $5,3^\circ$ ). Maximum zevní rotace pánve je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $7,5^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $5,0^\circ$ ). Celkový rozsah pánve v transversální rovině je významně ( $p < 0,05$ ) větší při přirozené rychlosti zvýšené o 20 % ( $15,5^\circ$ ) v porovnání s přirozenou rychlostí ( $10,3^\circ$ ).

Hypotézu H07 zamítáme pro změny v kyčelním kloubu a pánvi. Pro změny v hlezenním a kolenním kloubu hypotézu H07 nelze zamítnout.

**Tabulka 10.** Výsledky statistického hodnocení úhlových parametrů kloubů dolních končetin a pánve při běžné chůzi, sklonem 7,5 % a změnou rychlosti.

Typ chůze	Běžná chůze						Hladina p		
	7,5 %								
Rychlost	0		10		20		Rozdíly v rychlosti		
Parametr	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	0 x 10	0 x 20	10 x 20
A_PF1	-7,1	8,1	-5,4	6,8	-3,4	6,9	0,549	0,183	0,451
A_DF	7,1	6,3	6,7	5,5	8,0	4,6	0,882	0,684	0,569
A_PF2	-27,2	7,9	-26,9	5,8	-24,8	3,8	0,901	0,321	0,373
AR	34,3	4,2	33,7	4,8	32,8	2,8	0,695	0,366	0,600
A_T_max	13,0	10,3	15,3	10,9	13,7	10,5	0,648	0,885	0,743
A_T_min	-16,7	8,9	-16,5	9,3	-18,5	8,1	0,972	0,676	0,634
AR_T	29,7	2,6	31,8	5,9	32,2	5,4	0,333	0,248	0,843
K_max1	31,1	5,4	29,8	7,2	31,3	7,6	0,613	0,930	0,543
K_min1	3,7	4,5	2,3	5,7	2,0	6,0	0,530	0,454	0,901
K_max2	66,0	3,3	65,7	5,3	67,0	3,3	0,832	0,599	0,450
K_min2	11,9	5,8	10,0	6,5	12,1	6,5	0,406	0,905	0,330
KR	62,6	4,4	63,4	4,8	65,0	5,7	0,638	0,174	0,360
K_F_max	3,7	5,9	3,2	5,0	3,5	5,9	0,864	0,947	0,912
K_F_min	-9,4	7,6	-11,3	10,2	-10,6	9,8	0,589	0,726	0,841
KR_F	13,1	3,3	14,5	6,5	14,1	5,0	0,457	0,591	0,828
K_T_max	13,1	3,4	14,2	5,1	16,5	7,8	0,749	0,312	0,465
K_T_min	-13,5	6,9	-14,8	6,3	-13,7	6,3	0,695	0,964	0,714
KR_T	26,6	4,8	29,0	6,0	30,1	8,4	0,391	0,194	0,640
H_F	39,1	3,9	38,8	7,7	43,0	3,9	0,920	0,114	0,086
H_E	-18,1	5,4	-18,8	5,5	-17,3	4,5	0,805	0,761	0,573
HR	57,2	2,4	57,6	3,8	60,3	1,6	0,765	0,026	0,048
H_F_max	4,6	3,0	5,1	2,6	5,5	2,4	0,714	0,468	0,707
H_F_min	-10,5	2,5	-11,1	3,0	-11,5	2,9	0,599	0,365	0,690
HR_F	15,1	2,6	16,1	2,7	17,0	2,8	0,313	0,067	0,382
H_T_max	6,4	6,2	8,0	10,5	8,3	9,1	0,658	0,583	0,910
H_T_min	-10,8	4,6	-9,3	7,5	-8,1	8,2	0,598	0,329	0,636
HR_T	17,2	3,9	17,3	4,3	16,4	4,3	0,958	0,641	0,586
P_S_max	5,6	3,5	6,5	4,1	7,3	5,1	0,656	0,403	0,688
P_S_min	1,8	3,5	2,3	4,3	2,7	5,2	0,754	0,607	0,837
PR_S	3,9	0,8	4,2	0,7	4,6	1,0	0,660	0,292	0,530
P_F_max	5,5	1,4	6,0	1,6	6,6	1,5	0,340	0,051	0,303
P_F_min	-5,5	1,4	-6,0	1,7	-6,6	1,5	0,471	0,067	0,253
PR_F	11,0	2,8	12,0	3,3	13,2	3,1	0,401	0,058	0,276
P_T_max	5,3	2,4	6,7	2,5	7,9	3,2	0,177	0,013	0,240
P_T_min	-5,0	2,2	-6,5	2,5	-7,5	3,1	0,160	0,015	0,286
PR_T	10,3	4,6	13,2	5,0	15,5	6,3	0,167	0,014	0,260

## 6 Diskuze

Nordic Walking (nordická či severská chůze) je velmi oblíbenou, původně hlavně skandinávskou volnočasovou pohybovou aktivitou posledních let. K její popularizaci u nás však přispěla řada dezinformací a vědecky nepodložených faktů, která jsou dnes již studii vyvrácena a lze je tedy označit za mýty.

V současné době je nejvíce prozkoumanou oblastí Nordic Walking její metabolická podstata, respektive její vliv na metabolismus lidského těla. Z dosavadních poznatků vyplývá, že při Nordic Walking dochází k zvýšení energetického výdeje organismu, který byl zdůvodněn výraznějším zapojením svalů horních končetin a trupu při pohybu s holemi (Church et al., 2002, Schiffer et al., 2006). O poznání méně zkoumanou oblastí je vliv Severské chůze a jejích modifikací (vliv rychlosti a sklonu podložky) na kinematiku pohybu.

V naší práci jsme porovnávali vliv holí při chůzi po rovině a „do mírného kopce“ (7,5 %) při třech rychlostech odpovídajících přirozené chůzi, rychlejší chůzi (+ 10 %) a „energické chůzi“ (+ 20%), typické právě pro Nordic Walking.

### Vliv holí

Při analýze dat jsme došli k závěru, že na rozdíl od horních končetin a trupu mají hole na kinematiku dolních končetin a pánve jen minimální vliv.

V pohybu hlezenního kloubu jsme mezi chůzí s holemi a bez holí nenalezli žádný významný rozdíl. Wilson et al. (2001) naproti tomu uvádí snížení plantární flexe a Svoboda et al. (2011) naopak udává zvýšení plantární flexe při současném snížení flexe dorsální. Stief et al. (2008) popisuje ve své práci zvýšení everze při použití holí.

Výsledky těchto studií se neshodují v žádném parametru. Je tedy otázkou, zda vliv holí na rozsah pohybu v hlezenním kloubu lze zobecnit, nebo zda výsledky studií byly ovlivněny jiným zevním faktorem jako je míra osvojení techniky Nordic walking.

V kolenním kloubu při chůzi po rovném povrchu a přirozené rychlosti chůze došlo k navýšení flexe při stejné fázi. Tatáž významná změna nastala při navýšení sklonu na 7,5 % a maximální měřené rychlosti. V rozporu s tímto zjištěním uvádí Svoboda et al. (2011) snížení flexe a navýšení extenze. Zvýšení extenze potvrzuje i Stief et al. (2008).

Dále Svoboda et al. (2011) udává při sklonu 5 % zvýšení celkového rozsahu kolenního kloubu sagitální rovině a při sklonu 10 % naopak snížení jeho celkového

rozsahu v sagitální rovině. Snížení celkového rozsahu potvrzuje i Wilson et al. (2001), avšak bez vlivu sklonu.

Z hlediska pohybů kolenního kloubu ve frontální rovině jsme potvrdili, že hole nemají vliv na snížení addukce kolenního kloubu, jak udává Bechard et al. (2012). Schwameder et al. (1999) udává při chůzi s využitím holí zvýšení stability chůze, která by se měla projevit snížením rozsahu pohybu kolenního a kyčelního kloubu ve frontální rovině. Toto tvrzení se nám nepodařilo potvrdit.

Vliv holí na zatížení kolenního kloubu jsme nezkoumali, ale podle nejnovějších studií (Jensen et al., 2011; Hagen et al., 2011; Hansen et al., 2008) nemají hole na snížení zatížení vliv.

V kyčelním kloubu při chůzi po rovném povrchu a přirozené rychlosti chůze došlo k navýšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině a při zvýšení rychlosti o 20 % navíc k nárůstu celkového rozsahu v rovině transverzální. Svoboda et al. (2011) popisuje při chůzi po rovné podložce i s navýšením sklonu snížení flexe a zvýšení extenze kyčelního kloubu.

Rozdíly ve výsledcích však mohou být způsobeny tím, že studie Svobody et al. (2011) byla pouze pilotní, s měřením jednoho probanda. Vliv na provedení chůze by mohla mít i délka holí, jelikož autoři se s názory na optimální délku liší. Dýrová et al. (2007) a Siemieńczuk a Drag (2010) udávají koeficient 0,68 vzhledem k výšce jedince, Škopek (2010) koeficient 0,7, Mommertová-Jauchová (2009) doporučuje takovou optimální délku, aby při zapíchnuté holi byl úhel v loketním kloubu 80°. Burger, Schwaben & Fischer (2006) však udávají, že délka holí nemá na provádění vliv.

Dalším možným vysvětlením, proč jsme naměřili rozdílné změny, by mohla být hmotnost holí. Vzhledem k tomu, že tato práce byla součástí komplexního zkoumání Nordic Walking, byly hole zatíženy přístrojem na měření odrazové síly. Schiffer et al. (2011) však udává, že ani hmotnost holí vliv na provedení pohybu nemá.

## **Vliv sklonu**

Vzhledem k předchozímu závěru, že v kinematice kloubů dolních končetin se chůze s holemi výrazně neliší od běžné chůze, jsme očekávali velmi podobné výsledky i při vlivu sklonu. To jsme částečně potvrdili.

V hlezenním kloubu došlo k významnému navýšení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině při běžné chůzi i chůzi s holemi, a to jak při přirozené

rychlosti chůze, tak i rychlosti zvýšené o 10 %. Svoboda et al. (2011) a Leroux et al. (1999) uvádějí pouze navýšení dorsální flexe, což částečně koresponduje i s našimi výsledky. Naopak Lange et al. (1996) udává snížení flexe plantární.

V kolenním kloubu došlo navýšením sklonu na 7,5 % k nárůstu minima flexe při švihové fázi u všech měřených rychlostí při obou typech chůze, tedy s holemi i bez holí.

Maximum flexe v kolenním kloubu při stojné fázi se zvýšilo při běžné chůzi a rychlosti zvýšené o 10 %. U chůze s holemi se objevuje zvýšení addukce a snížení abdukce při rychlosti zvýšené o 20 %.

Leroux et al. (1999) a Lange et al. (1996) potvrzují zvýšení flexe. Svoboda et al. (2011) však udává snížení maximální flexe a zvýšení maximální extenze. Leroux et al. (1999) zmiňuje naopak snížení extenze v kolenním kloubu.

V kyčelním kloubu jsme při běžné chůzi i Nordic Walking naměřili navýšení flexe a celkového rozsahu v sagitální rovině při všech měřených rychlostech. Při rychlosti zvýšené o 20 % pak při chůzi s holemi došlo navíc k nárůstu také celkového rozsahu pohybu v rovině transverzální.

Navýšení flexe potvrzují i Lange et al. (1996), Leroux et al. (1999) a Svoboda et al. (2010). Poslední dva jmenovaní udávají i zvýraznění celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině. Svoboda et al. (2011) k tomu přidává i snížení extenze.

V oblasti pánve došlo k navýšení deprese, elevace a celkového pohybu ve frontální rovině při nejvyšší měřené rychlosti. Měření také potvrzuje tvrzení Wall et al. (1981), že sklon podložky nemá na rotaci pánve vliv.

Ačkoliv by velikost sklonu neměla výrazně změnit výsledky, rozdíly ve výsledcích mohou být způsobeny tím, že byly při studiích použity rozdílné sklony.

## **Vliv rychlosti**

Vzhledem k podobnosti chůze s holemi s běžnou chůzí a faktu, že zatím nebyla zveřejněna žádná studie sledující vliv rychlosti na kinematiku Nordic Walking, budeme porovnávat i chůzi s holemi s běžnou chůzí.

Pro zjednodušení a vyšší přehlednost budou použity v kombinaci zkratky: NW – Nordic Walking; W běžná chůze; 0 % - sklon 0%; 7,5 % - sklon 7,5 %; V0 – přirozená rychlost chůze; V10 přirozená rychlost chůze zvýšená o 10 %; V20 – přirozená rychlost chůze zvýšená o 20 %.



V hlezenním kloubu jsme naměřili při NW 7,5 % a W 0 % zvýšení celkového rozsahu pohybu v transversální rovině v porovnání V0 a V20. Tento údaj však neuvádí žádná dostupná studie. Kerrigan et al. (1998) udává při zvýšení rychlosti snížení plantární flexe, kterou jsme také zaznamenali, ale pouze u W 0 % a W 7,5 %, avšak tyto rozdíly nebyly statisticky významné

V kolenním kloubu jsme nezjistili žádnou statisticky významnou změnu. Lelas et al. (2002) a Chung & Wang (2010) však shodně uvádějí při zvýšení rychlosti také zvýšení flexe v kolenním kloubu. Lelas et al. (2002) udává i nárůst extenze, což ale nepotvrzuje žádná z jiných dostupných studií.

V kloubu kyčelním dochází při zvyšování rychlosti k nárůstu celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině u NW 0 %, NW 7,5 %, W 0 % i W 7,5 % při porovnání V0 s V20 a V10 s V20. V celkovém rozsahu ve frontální rovině dochází k významnému navýšení u NW 0 % mezi V0 s V20 a u NW 7,5 % mezi V0 s V10 a V0 s V20. U NW 0 % dochází také ke zvýšení celkového rozsahu v transversální rovině mezi V0 s V20. U NW 7,5 % ke zvýšení addukce mezi V0 s V20.

Kerrigan et al. (2000), Chung & Wang (2010) a Lelas et al. (2002) shodně udávají zvýšení flexe, což částečně koresponduje s naším měřením. Kerrigan et al. (2000) a Kerrigan et al. (1998) navíc zmiňují snížení extenze kyčelního kloubu, což ale popírá Chung & Wang (2010), kteří popisují naopak zvýšení extenze.

Na pánvi jsme pozorovali navýšení celkového pohybu v transversální rovině a deprese při porovnání V0 s V20 u NW 7,5 %, W 0 % a W 7,5 %. U W 0 % a W 7,5 % došlo k významnému nárůstu elevace při porovnání V0 s V20. Zvýšení deprese pánve potvrzuje Kerriga et al. (1998).

Zjištěné rozdíly mezi studii mohou být způsobeny použitím různých rychlostí během měření, např. Kadaba et al. (1990) udává, že rychlost nemá vliv na provedení pohybu, avšak použil velmi nízké rychlosti.

Mezi hlavní limity této studie patří relativně nízký počet probandů, který může ovlivnit nebo částečně zkreslit výsledky. Výběr testovaného souboru nebyl náhodný, ale založen na dobrovolnosti studentů FTK UPOL, u kterých se předpokládá vyšší fyzická kondice a motorická zdatnost. Studie tedy nerespektuje variabilitu populace a vliv pohlaví. Měření nebylo prováděno v běžných podmínkách, ale v laboratorních, což také může částečně ovlivnit měření. Výsledky mohly částečně ovlivnit také omezené prostorové podmínky v místnosti, kde probíhalo měření, které měly za

následek časté přerušení trajektorie pohybu při zpracování dat v programu Vicon Nexus a Vicon Polygon.

## 7 Závěr

Diplomová práce byla zaměřena na posouzení vlivu použití holí, rychlosti a sklonu podložky na kinematické parametry chůze.

V 7 hypotézách jsme zkoumali vliv změn rychlosti, sklonu podložky a použití holí na jednotlivé klouby dolní končetiny a pánve. Zjištěná data naznačují, že výraznější vliv na kinematické parametry pánve a dolních končetin má právě sklon podložky a rychlost chůze než užití holí.

Samotné rozdíly mezi chůzí bez holí a s holemi nebyly výrazné. Použití holí vedlo samo o sobě zejména ke změnám v sagitální rovině v pohybech kolenního a kyčelního kloubu. Nepodařilo se nám ale prokázat, že použití holí má výrazný vliv na pohybový stereotyp chůze.

Vliv rychlosti chůze a sklonu podložky byl oproti tomu výrazně vyšší. Došlo ke změně parametrů chůze ve všech sledovaných kloubech a tedy i ke změně celého pohybového stereotypu.

V naší práci jsme potvrdili výsledky některých dřívějších studií zabývajících se vlivem sklonu podložky a rychlosti. Zároveň jsme ale také některé vyvrátili. Došli jsme k závěru, že výrazný vliv na konkrétní výsledky má zejména nastavení počátečních podmínek.

## 8 Souhrn

Nordic Walking je rychle se rozšiřující pohybová aktivita založená na přirozeném pohybu chůze doplněná o zvýšené zapojení svalů horních končetin a trupu. Lze ji doporučit téměř všem věkovým kategoriím, osobám s různou fyzickou odolností i psychickým stavem. Tento fakt potvrzují studie, které uvádějí napřímení osy těla, odlehčení dolních končetin aktivním zapojením končetin horních, zlepšení funkce oběhového a dýchacího systému, zvýšení energetického výdeje oproti běžné chůzi přispívajícího ke snížení obezity a zlepšení psychického stavu na podkladě vyplavení endorfinu. Podmínkou těchto příznivých vlivů je provozování Nordic Walking pravidelně, nejlépe třikrát týdně po dobu alespoň třiceti minut.

Hlavním cílem této studie bylo analyzovat, zda má použití holí, rychlost a sklon podložky vliv na provádění pohybu dolních končetin a pánve při chůzi. Výzkumný soubor obsahoval 15 mužů, průměrný věk 22,9 let, průměrná výška 180,1 cm a průměrná hmotnost 75,3 kg. S využitím systému Vicon MX jsme provedli 3D kinematickou analýzu běžné chůze a Nordic Walking při V0, V10 a V20 při sklonu 0 % a 7,5 %. Následně jsme analyzovali rozdíly v provádění běžné chůze a Nordic Walking v závislosti na rychlosti a sklonu.

Změny rozsahu pohybu jsme změřili ve všech sledovaných parametrech. Ve většině případů však rozdíl nebyl statisticky významný. Mohlo k tomu dojít z důvodu, že rozdíl v měřených rychlostech a sklonu nebyl dostatečně velký. Náhodné změny lze vysvětlit relativně malým počtem probandů a jejich individuálně rozdílným krokovým stereotypem.

Výsledky ukázaly, že využití holí má nízký význam na změnu rozsahu dolních končetin a pánve. Statisticky významné rozdíly jsme zjistili při sklonu 0 % u flexe kolenního kloubu v průběhu stojné fáze a v rozsahu pohybu kyčelního kloubu v rovině sagitální a transversální. Při sklonu 7,5 % byl významný rozdíl jen u flexe v kolenním kloubu v průběhu stojné fáze. Ve všech případech došlo k navýšení rozsahu pohybu při použití holí.

Vliv změny rychlosti při Nordic Walking a sklonu 0 % byl významný u rozsahu pohybu kyčelního kloubu ve všech třech rovinách, U sklonu 7,5 % byl zjištěn významný vliv rychlosti v rozsahu pohybu hlezenního kloubu v rovině transversální, rozsahu pohybu kyčelního kloubu v rovině sagitální a frontální a rozsahu pohybu pánve ve všech třech rovinách. Při běžné chůzi a sklonu 0 % se při navýšení

rychlosti významně změnil rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině a rozsah pohybu v hlezenním kloubu a pánve v transverzální rovině. Navýšení sklonu na 7,5 % výrazně neovlivnilo změny výsledků. Významné rozdíly jsme naměřili v rozsahu pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině a pánve v transverzální rovině.

Vlivem sklonu došlo u Nordic Walking k významné zvýšení rozsahu pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině, zmenšení maximální extenze v závěru švihové fáze, zvýšení flexe a celkového rozsahu pohybu v sagitální a transverzální rovině. U pánve dochází ke změně elevace, deprese a celkového rozsahu ve frontální rovině. Při běžné chůzi jsme dospěli k podobným výsledkům jako u Nordic Walking. Navýšení sklonu na 7,5 % se významně projevilo ve zvýšení celkového rozsahu pohybu v hlezenním kloubu. U kolenního kloubu došlo ke zvýšení maxima flexe ve stojné fázi a snížení maxima extenze ve švihové fázi. Kyčelní kloub reagoval zvětšením flexe a celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině.

Závěrem lze říci, že použití holí mělo minimální vliv na provedení chůze a rozsahy pohybu dolních končetin a pánve. Rychlost chůze a sklon podložky se v provedení chůze často projevily podobným způsobem při chůzi s holemi i bez holí.

## 9 Summary

Nordic Walking is a fast spreading activity based on natural movement supplemented with increased involvement of the upper limb and trunk muscles. It can be recommended to almost all age categories, persons with various physical resistance and psychical state. This fact is supported by studies which confirm straightening of the body axis, relieving the lower limbs by active involvement of the upper limbs, improving the function of the cardiovascular and respiratory systems; increasing the energy output in comparison with normal walking results in decreasing obesity and improving the psychical state due to the release of endorphin. These beneficial effects of Nordic Walking occur if performed regularly, ideally three times a week for a period of at least 30 minutes.

The main aim of this study was to analyze whether using poles has any effect on executing movement of the pelvis and lower limbs. The studied group consisted of 15 males of average age of 22.9 years, average height of 180.1 cm and average weight of 75.3 kg. Using the Vicon MX system we executed a 3D kinematic analysis of normal walking and Nordic Walking at speeds  $V_0$ ,  $V_{10}$  and  $V_{20}$  and 0 % and 7.5 % slope of the ground. Subsequently, we analyzed the differences in performing normal walking and Nordic Walking with respect to speed and slope of the ground.

We measured the changes in movement movement in all the monitored parameters. In most cases, however, the differences were not statistically significant. This may have been due to insufficient differences between the measured values of speed and tilt. Accidental changes might be explained by a relatively low number of tested individuals and their differing step stereotypes.

The results have shown that using poles has low influence for the changes in the scope of movement of the pelvis and lower limbs. We have found statistically significant differences at 0 % slope of the ground in the flexion of the knee joint during the load-bearing phase and in the scope of movement of the hip joint in the sagittal and transversal plane. At 7.5 % slope of the ground there was a significant difference only in the flexion of the knee joint during the load-bearing phase. In all cases we have found an increase in the scope of movement when using poles.

The change of speed in Nordic Walking at 0 % slope of the ground was significant for the scope of movement of the hip joint in all three planes. At 7.5 %

slope of the ground there was a significant influence of speed on the scope of movement of the talocrural joint in the transversal plane, scope of movement of the hip joint in the sagittal and frontal planes, and the scope of movement of the pelvis in all three planes. In normal walking at 0 % slope of the ground and increased speed there was a significant change in the scope of movement of the hip joint in the sagittal plane and the scope of movement of the talocrural joint and pelvis in the transversal plane. Increasing the slope of the ground to 7.5 % had little significant influence on the result changes. We have measured significant differences in the scope of movement of the hip joint in the sagittal plane and the pelvis in the transversal plane.

In Nordic Walking the tilt brought a significant increase of the scope of movement of the ankle joint in the sagittal plane, decrease of the maximum extension towards the end of the swing phase, increase of flexion and the total scope of movement in the sagittal and transversal plane. In the pelvis there are changes of elevation, depression and the total scope of movement in the frontal plane. When analyzing normal walking we found similar results as with Nordic Walking. Increasing the slope of the ground to 7.5 % resulted in a significant increase of the total scope of movement of the ankle joint. In the knee joint there was an increase of the maximum flexion during the load-bearing phase and decrease of the maximum extension in the swing phase. The hip joint reacted by increasing the flexion and the total scope of movement in the sagittal plane.

Finally, it can be established that using poles has had a minimal influence on walking performance and the scope of movement of the pelvis and lower limbs. The speed of walking and slope of the ground have often brought similar results when walking with or without poles.

## 10 Referenční seznam

- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M., (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. Proceedings of the symposium on Close-range Photogrammetry, American Society of photogrammetry.
- Bechard, B. J. et al. (2012). The effect of walking poles on the knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 20(12), 1500-1506.
- Bejek, Z., Paroczai, R., Illyes, A., & Kiss, R. M. (2006). The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14, 612–622.
- Burger, R., Schwaben, K., & Fischer, J. (2006). Biomechanical analysis of the Nordic walking-technique. *Journal of Biomechanics*, 39 (1), 186.
- Dýrová, J., Lepková H. a kolektiv. (2008). Kardiofitness – vytrvalostní aktivity v každém věku. Praha: Grada Publishing.
- Figard-Fabre, H., Fabre, N., Leonard, A., & Schena, F. (2010). Physiological and perceptual responses to nordic walking in obese middle-aged women in comparison with the normal walk. *European journal of applied physiology*, 108 (6), 1141-1151.
- Fuller, J., Lui, L. -J., Murphy, M. C., Mann, R. W. (1997). A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin and pin mounted markers. *Human Movement Science*, 16, 219-242.
- Hagen, M., Hennig, E. M., & Stieldorf, P. (2011). Lower and Upper Extremity Loading in Nordic Walking in Comparison with Walking and Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 27 (1), 22-31.
- Hansen, L., Henrisen, M., Larsen, P., & Alkjaer, T. (2012). Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18 (4), 436-441.
- Church, T. S., Conrad, C. P., & Morris, G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with Nordic walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(3), 296-300.



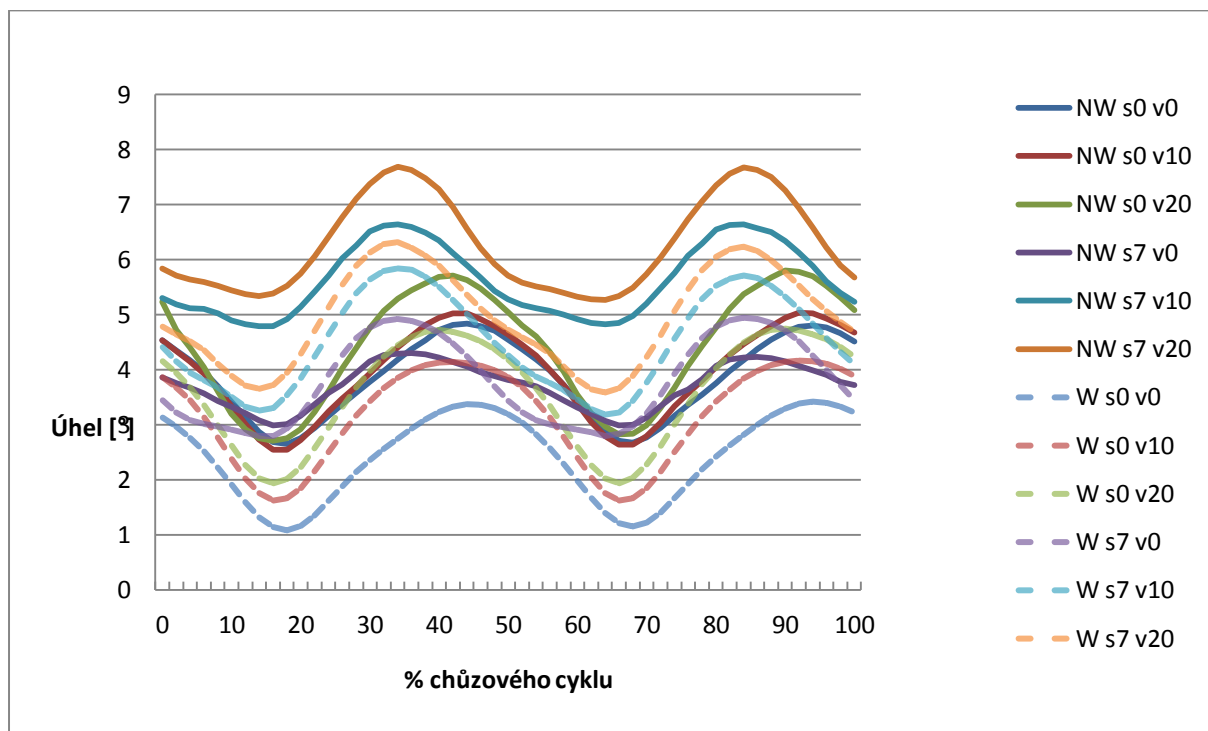
- Jensen, S. B., Henriksen, M., Aaboe, J., Hansen, L., Simonsen, E. B., & Alkjær, T. (2011). Is it possible to reduce the knee joint compression force during level walking with hiking poles? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21 (6), e195-e200.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8 (3), 383-392.
- Kerrigan, D. C., Lee, L. W., Nieto, T. J., Markman, J. D., Collins, J. J., & Riley, P. O. (2008). Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81 (6), 730-735.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Croce, U. D., Lipsitz, L. A., Collins, J. J. (1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79 (3), 317-322.
- Knobloch, K. (2009). No difference in the hemodynamic response to Nordic pole walking vs. conventional brisk walking — A randomized exercise field test using the ultrasonic cardiac output monitor. *International Journal of Cardiology* Volume 132 (1), 133–135.
- Kukkonen-Harjula, K., et al. (2007). Self-guided brisk walking training with or without poles: a randomized-controlled trial in middle-aged women. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 4, 316–323.
- Lange, G. W., Hintermeister, R. A., Schlegel, T., Dillman C. J., & Steadman, J. R. (1996). Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23, 294–301.
- Lelas, L., Merriman G., Riley, P., & Kerrigan, C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait and Posture*, 17, 106-112.
- Leroux, A., Fung, J., & Barbeau, H. (1999). Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. *Experimental Brain Research*, 126, 359-368.
- Meng-Jung, Ch., & Wang, J. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & Posture*, 31, 131-135.

- Min-Sun, S., Yong-Kwon, Y., Chan-Hun, Ch., & Nam-Cho K. (2013). Effects of Nordic Walking on body composition, muscle strength, and lipid profile in elderly women. *Asian Nursing Research*, 7 (1), 1-7.
- Mommertová - Jauchová, P. (2009). *Nordic walking pro zdraví*. Praha: Plot.
- Perrey, S., & Fabre, N., (2008). Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles. *Journal of sports science and medicine*, 7, 32-38.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack.
- Porcari, J. P., Hendrickson, T. L., Walter, P. R., Terry, L., & Walsko, G. (1997). *The physiological responses to walking with and without power poles on treadmill exercise*. *Research quarterly for exercise and sport*, 68(2),161-6.
- Rodgers, C. D., Vanheest, J.L., & Schacter, C.L. (1995). Energy expenditure during submaximal walking with Exerstriders. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(4), 607-11.
- Siemieńczuk, E., & Drog, Ł. (2010). *Nordic walking: spacer pro zdrowie*. Toruń: Literat.
- Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmann, W., & Strüder, H. K. (2006). Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. *European Journal of Applied Physiology*, 98(1), 56-61.
- Schiffer, T., Knicker, A., Montanarella, M., & Heiko, K. (2011). Mechanical and physiological effects of varying pole weights during Nordic walking compared to walking. *European Journal of Applied Physiology*, 111(6), 1121-1126.
- Schmidt, M. R., Winski, N., & Helmkamp, A. (2010). *Nordic fitness – Severské sporty pro léto i zimu*. Český Těšín: Vašut.
- Schwameder, H., Roithner, R., Muller, E., Niessen, W., & Raschner, C. (1999). Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Journal of Sports Sciences*, 17, 969-978.
- Soumar L. (2011). *Kinematická analýza*. Unverzita J.E. Purkyně v Ústí nad Labem.
- Sparkes, V., Warren, L., & Whitehouse, T. (2012). Abdominal muscle activity and lower limb forces when walking with nordic walking poles. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 21 (94-B), 21-24.
- Stief F., Kleindienst F. I., Wiemeyer J., Wedel F., Campe S., & Krabbe B., (2008). Inverse dynamic analysis of the lower extremities during Nordic Walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24 (4), 351-359.

- Stejskal, P., & Vystrčil, M. (2005). Severská chůze a její využití v tělovýchovném lékařství. *Medicina Sportiva Bohemica Slavatica*, 14,(4), 158-165.
- Svoboda, Z., Stejskal, P., Jakubec, A., & Krejčí, J. (2011) Kinematical analysis, pole forces and energy cost of Nordic Walking. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis*, 41(2), 27-34.
- Suija K., Pechter U., Kalda R., Tähepõld H., Maaros J., & Maaros H.I. (2009). Physical activity of depressed patients and their motivation to exercise: Nordic Walking in family practice. *International Journal of Rehabilitation Research*, 32 (2), 132-138.
- Škopek, M. (2010). *Nordic walking*. Praha: Grada publishing.
- Triggs, B., McLauchlan, P., Hartley, R., & Fitzgibbon, A., (1999). Bundle Adjustment - A Modern Synthesis. *Proceedings of the International Workshop on Vision Algorithms: Theory and Practice*.
- Tschentscher, M., Niederseer, D., & Niebauer, J. (2013). Benefits of Nordic Walking. *American Journal of Preventive Medicine*, 44 (1), 76-84.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). Kineziologie nohy. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L. & O'Connor, J. C. (1992). Dynamics of Human Gait. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers
- Vystrčilová, M., & Kračmar, B. (2007). Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – III. chůze. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 5, 2-8.
- Wall-, J. C., Nottrodt, J. W., & Charteris, J. (1981). The effects of uphill and downhill walking on pelvic oscillations in the transverse plane. *Ergonomics*, 24 (10), 807-816

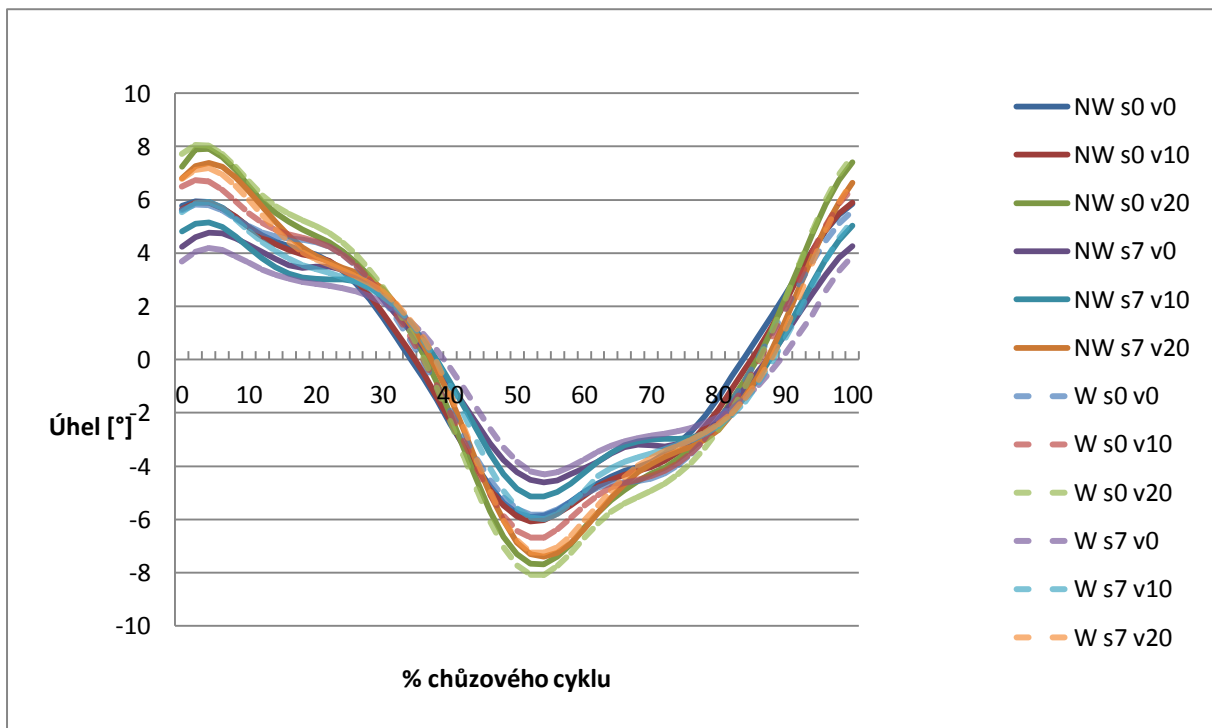
## Příloha

### Příloha 1. Vyjádření průměrných maximálních hodnot v sagitální rovině pánve.



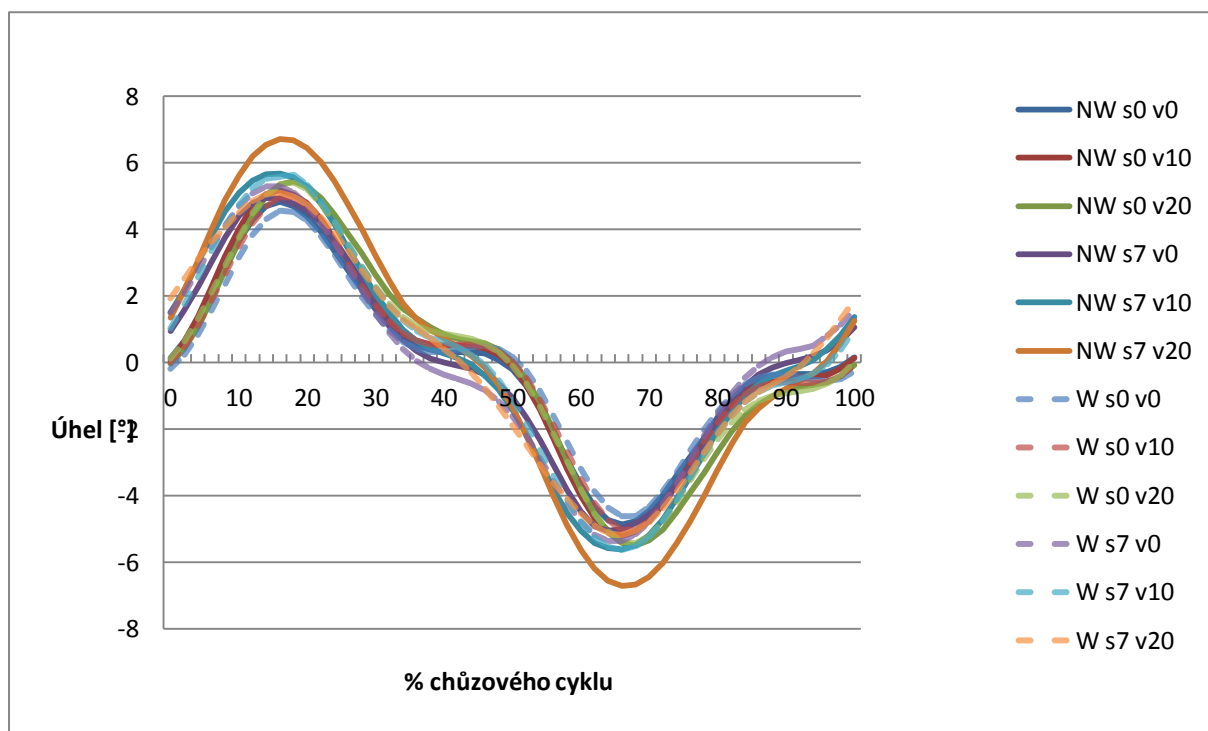
NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; kladné hodnoty – klopení pánve dopředu

**Příloha 2.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot pánve v transverzální rovině.



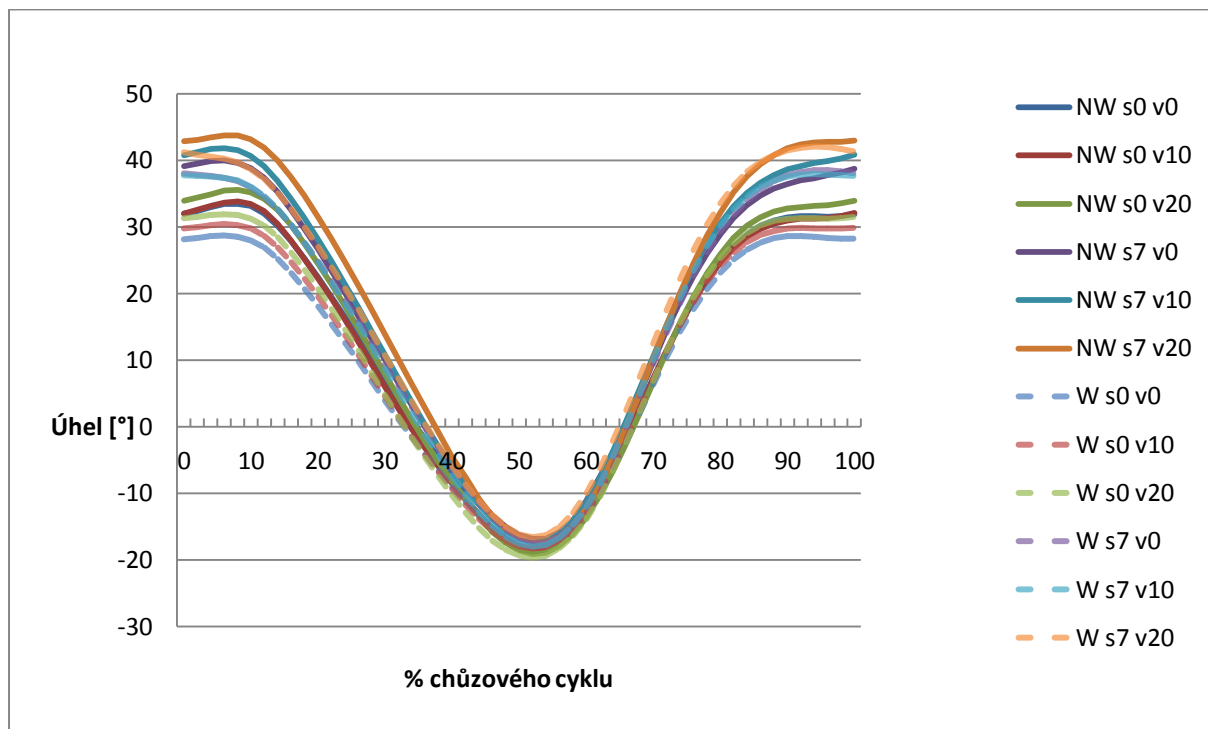
NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; záporné hodnoty – klopení pánve dozadu; kladné hodnoty – klopení pánve dopředu.

**Příloha 3.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot pánve ve frontální rovině.



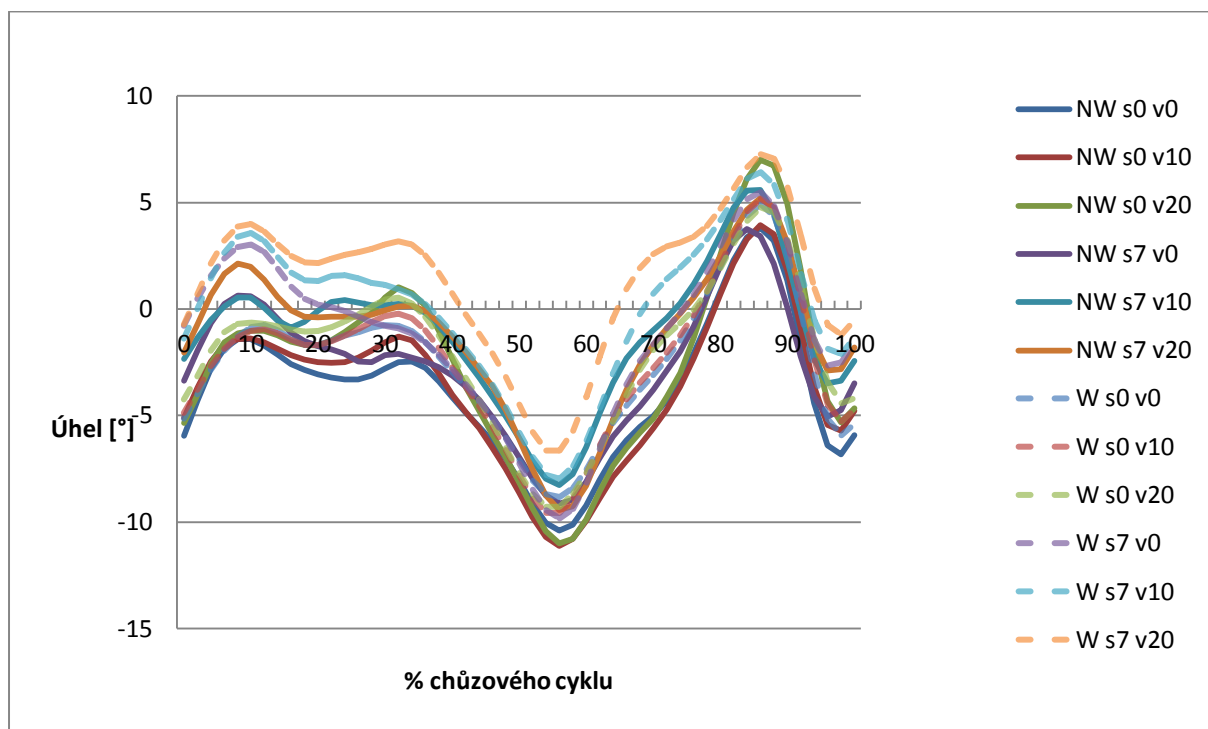
NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; záporné hodnoty – pokles pánve na homolaterální straně; kladné hodnoty – pokles pánve na kontralaterální straně.

**Příloha 4.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot kyčelního kloubu v sagitální rovině.



NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; kladné hodnoty – hodnoty flexe; záporné hodnoty – hodnoty extenze.

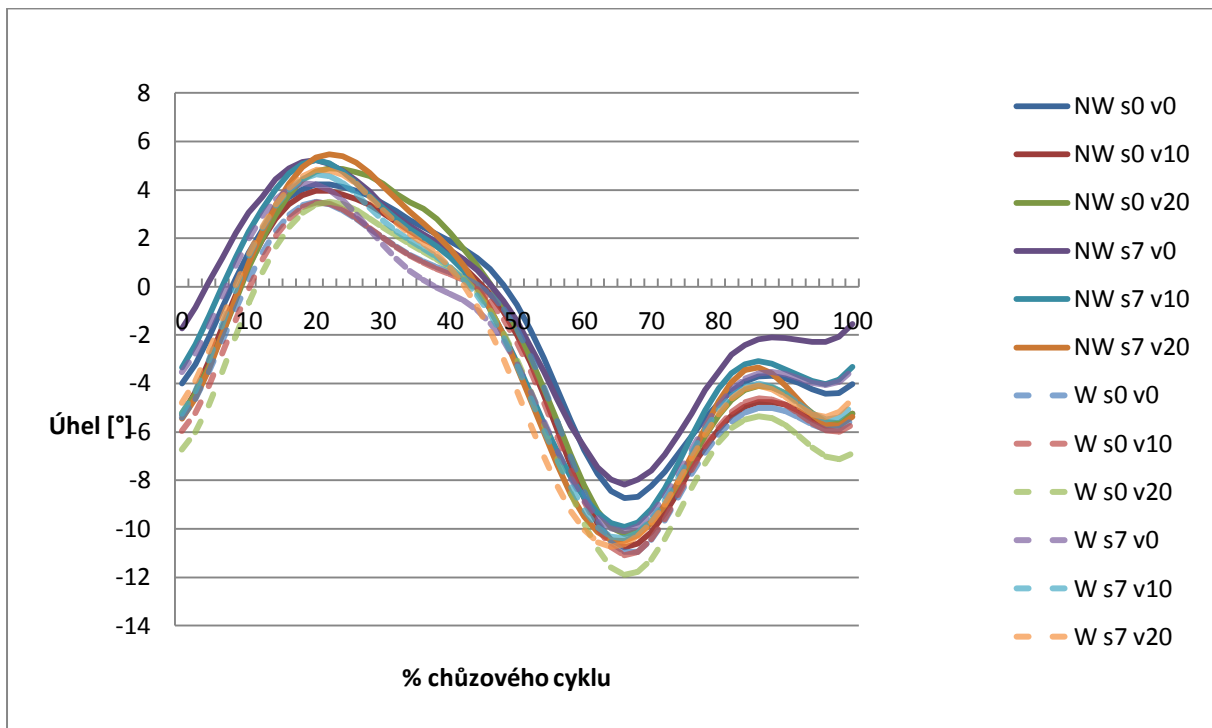
**Příloha 5.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot kyčelního kloubu v transverzální rovině.



NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; kladné hodnoty - hodnoty vnitřní rotace kyčelního kloubu; záporné hodnoty – hodnoty zevní rotace kyčelního kloubu.

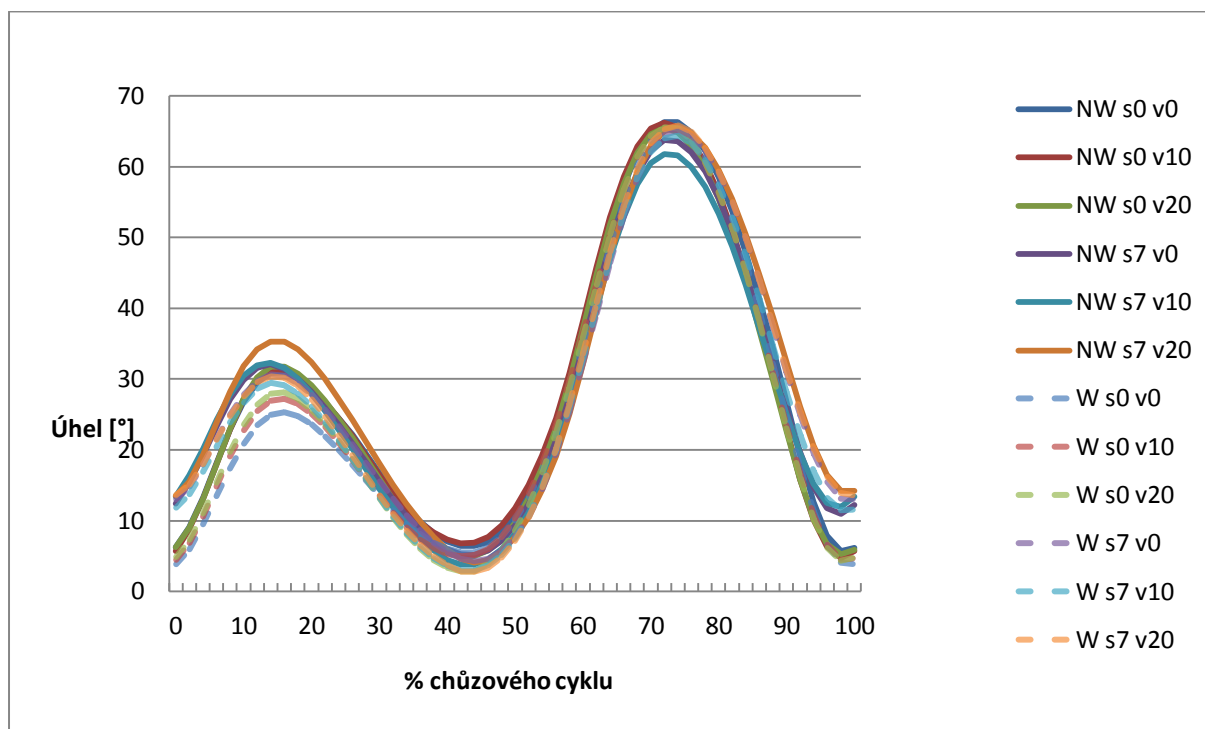


**Příloha 6.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot kyčelního kloubu ve frontální rovině.



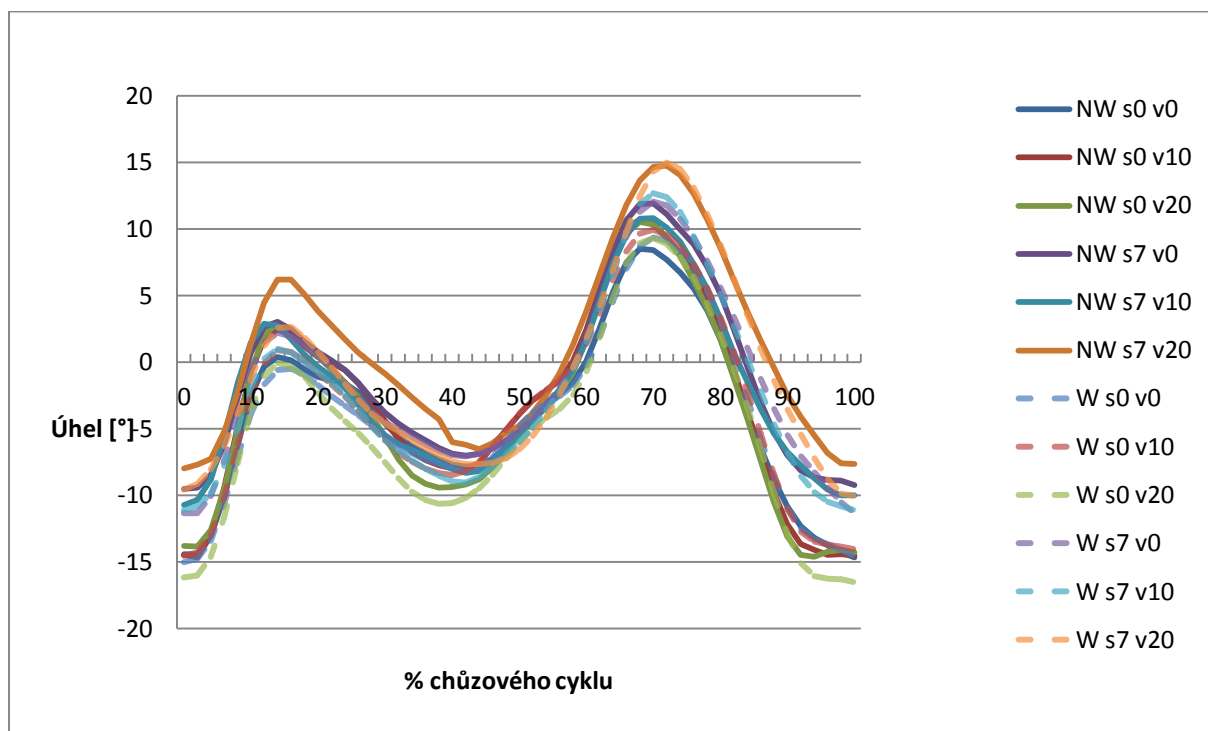
NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; kladné hodnoty – hodnoty addukce kyčelního kloubu; záporné hodnoty – hodnoty abdukce kyčelního kloubu.

**Příloha 7.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot kolenního kloubu v sagitální rovině.



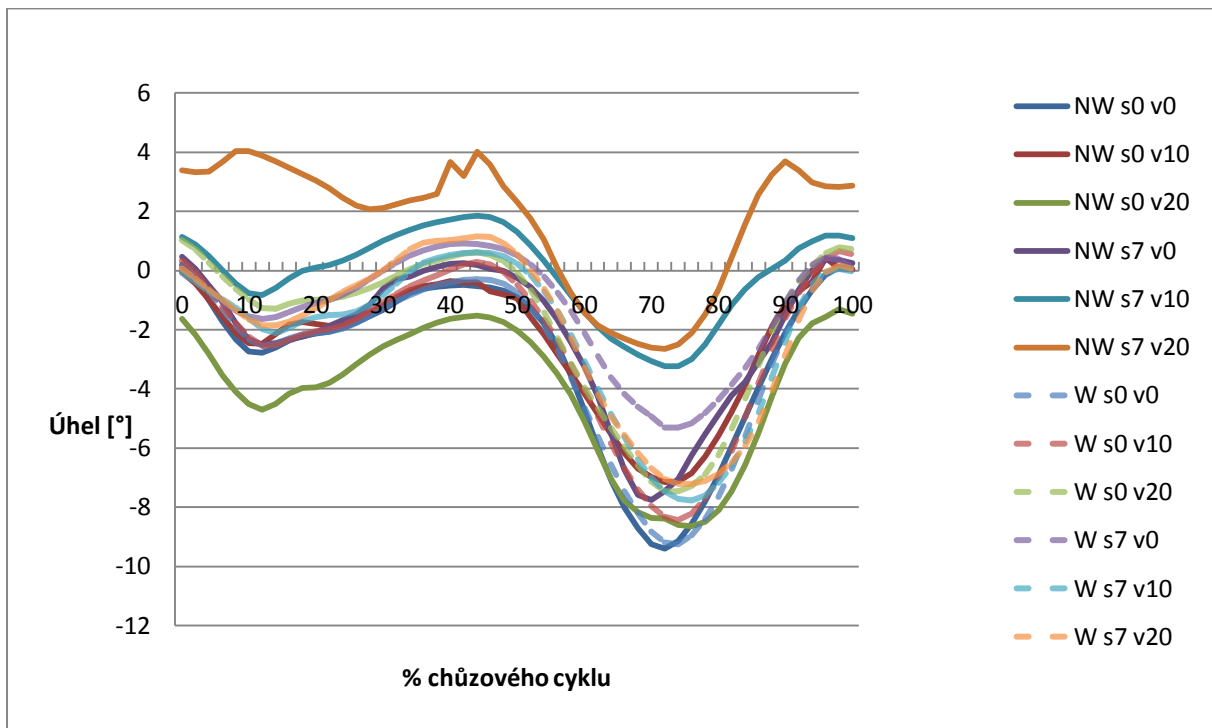
NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; kladné hodnoty – hodnoty flexe kolenního kloubu; záporné hodnoty - hodnoty extenze kolenního kloubu.

**Příloha 8.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot kolenního kloubu v transverzální rovině.



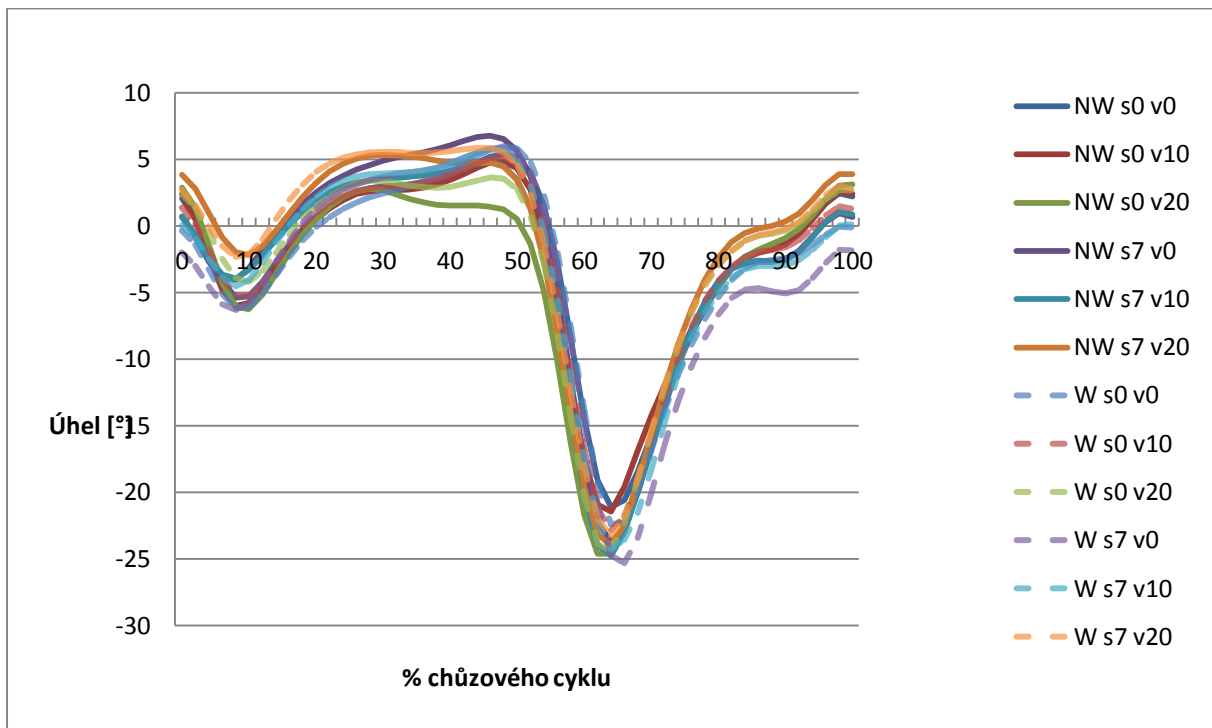
NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; kladné hodnoty – hodnoty vnitřní rotace kolenního kloubu; záporné hodnoty – hodnoty zevní rotace kolenního kloubu.

**Příloha 9.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot kolenního kloubu ve frontální rovině.



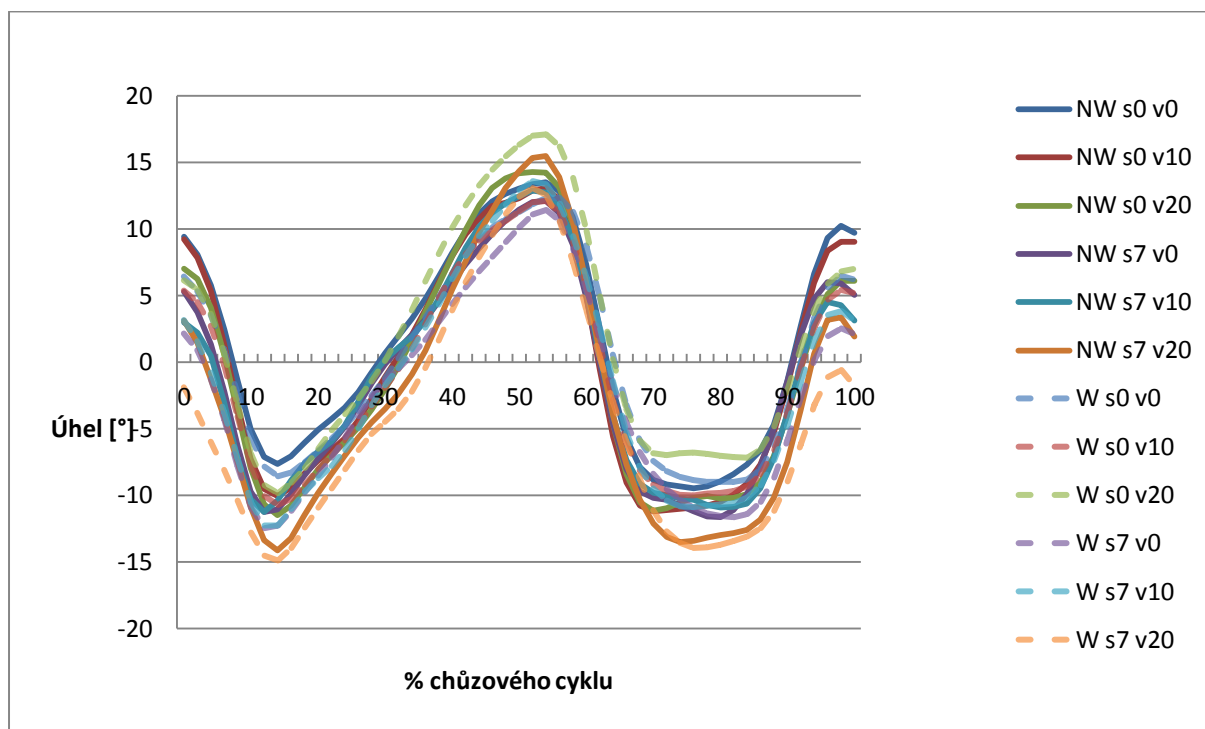
NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; kladné hodnoty – hodnoty abdukce kolenního kloubu; záporné hodnoty – hodnoty addukce kolenního kloubu.

**Příloha 10.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot hlezenního kloubu v sagitální rovině.



NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; kladné hodnoty – hodnoty dorsální flexe; záporné hodnoty – hodnoty plantární flexe.

**Příloha 11.** Vyjádření průměrných maximálních hodnot hlezenního kloubu v transverzální rovině.



NW s0 v0 – Nordic Walking, sklon 0 %, V0; NW s0 v10 – Nordic Walking, sklon 0 %, V10; NW s0 v20 – Nordic Walking, sklon 0 %, V20; NW s7 v0 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V0; NW s7 v10 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V10; NW s7 v20 – Nordic Walking, sklon 7,5 %, V20; W s0 v0 – běžná chůze, sklon 0 %, V0; W s0 v10 – běžná chůze, sklon 0 %, V10; W s0 v20 – běžná chůze, sklon 0 %, V20; W s7 v0 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V0; W s7 v10 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V10; W s7 v20 – běžná chůze, sklon 7,5 %, V20; kladné hodnoty – hodnoty zevní rotace hlezenního kloubu; záporné hodnoty – hodnoty vnitřní rotace hlezenního kloubu.

## Příloha 12. Vyjádření etické komise.

Fakulta tělesné kultury  
Univerzity  
palackého  
Tř. Míru 115  
OLOMOUC

### Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 13. 12. 2012 byl projekt výzkumné práce (aplikovaného výzkumu) autora **Mgr. Martina Pšurného** s názvem

**Biomechanická analýza vlivu vnějších faktorů na provedení severské chůze**

schválen Etickou komisí FTK UP pod číslem: 55/2012

dne: 18. 12. 2012.

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

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání etické komise.**

za EK FTK UP  
PhDr. Dana Štěrbová, Ph. D.  
předsedkyně