

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Hodnocení pohybu kinematického řetězce dolních
končetin při severské chůzi**

Diplomová práce

Autor: Bc. Albert Zloch, Fyzioterapie

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

Olomouc 2016

Jméno a příjmení autora: Bc. Albert Zloch

Název diplomové práce: Hodnocení pohybu kinematického řetězce dolních končetin při severské chůzi

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2016

Abstrakt:

Tato práce se zabývá chůzí s holemi - Nordic Walking a srovnává ji s běžnou chůzí bez holí. V teoretické části se práce zabývá chůzí s holemi, jejím prováděním a vlivem na lidský organismus a dále popisem chůze z hlediska kinematiky, zejména dolních končetin.

Ve výzkumné části bylo hlavním cílem ověřit vliv holí u Nordic Walking na korelace mezi pohybem v jednotlivých kloubech dolních končetin a zjistit vliv sklonu podložky a rychlosti chůze na kinematické řetězce dolních končetin při Nordic Walking a běžné chůzi. Zkoumaný soubor byl tvořen 15 muži, z nichž byl každý proškolen v technice Nordic Walking.

Měření chůze bylo provedeno pomocí systému Vicon MX při přirozené rychlosti, při rychlosti zvýšené o 10 % a při rychlosti zvýšené o 20 %. Dělo se tak při sklonech 0 % a 8 %.

Práce nepotvrdila vliv holí při chůzi na větší těsnost vztahů mezi jednotlivými měřenými klouby, ani žádný obecný trend při chůzi s holemi v různých rychlostech a sklonech.

Klíčová slova: hole, rychlost, sklon, korelační koeficient, kinematika, dolní končetina

Bibliographic identification

Author's name and surname: Bc. Albert Zloch

Thesis title: Lower limbs kinematics chain movement evaluation during the Nordic Walking

Work place: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Thesis supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Year of thesis defence: 2016

Abstract:

This study deals with the physical activity of walking with sticks – Nordic Walking and compares it with the normal walking. The theoretical part of the study deals with the walking with sticks itself and its impact on human body. Furthermore, it deals with the description of the walking from the kinematics point of view, especially of the legs.

The main objective of research part was to verify the effect of the sticks on correlation coefficient between the movement of individual joints of lower limbs and to find out the influence of the ground tilt and walking speed on kinematic chains of lower limbs by Nordic Walking and normal walking. The statistical sample consisted of 15 men, each of them was trained in the technique of Nordic Walking.

Measurements were performed by using the device Vicon MX at a natural speed, at a speed increased by 10 % and at a speed increased by 20 %. This happened at the slopes of 0 % and 8 %.

This study hasn't confirmed any influence of sticks on walking when the relationship between individual joints was measured, and not even any general trend when walking with sticks at different speeds and tilts was observed.

Key words: poles, speed, tilt, correlation coefficient, kinematics, lower limb

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

V Olomouci dne 30. 6. 2016

.....

Tato práce byla součástí projektu „Biomechanická analýza vlivu vnějších faktorů na provedení severské chůze“. Tento projekt byl schválen etickou komisí, viz. příloha 1.

Na tomto místě bych rád poděkoval svému vedoucímu diplomové práce Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady, čas a věcné připomínky, které mi pomohly při zpracování diplomové práce.

OBSAH

1	Úvod.....	8
1.1	Chůze	9
1.1.1	Krokový cyklus	9
1.2	Nordic Walking.....	13
1.2.1	Historie	13
1.2.2	Nordic Walking hole	13
1.2.3	Technika chůze s holemi	15
1.2.4	Srovnání Nordic Walking, chůze, běhu.....	18
1.2.5	Vliv Nordic Walking na metabolismus	18
1.2.6	Aktivita svalů při Nordic Walking	19
1.3	Kinematická analýza.....	20
2	Cíle	22
3	Metodika	23
3.1	Charakteristika souboru	24
3.2	Metodika sběru dat.....	24
3.2.1	Výzkumná metoda.....	24
3.3	Průběh měření	24
3.4	Zpracování dat	27
3.4.1	Sledované parametry kinematické analýzy chůze.....	27
3.5	Statistické metody.....	28
4	Výsledky	29
5	Diskuze.....	42
6	Závěr	46
7	Souhrn	47
8	Summary	48
9	Referenční seznam	49
	Příloha	52

1 Úvod

Severská chůze, známá také pod všeobecně zažitým termínem Nordic Walking je druhem sportovního odvětví původem z Finska.

Chůze s holemi by se dala přirovnat k běhu na lyžích. Jde o velmi podobný pohyb v diagonálním vzoru. V literatuře je severská chůze často popisována jako aktivita, která jako každá jiná aerobní aktivita zvyšuje tepovou frekvenci, a tím i energetickou zátěž, odlehčuje kloubům dolních končetin a páteře, zvyšuje svalovou sílu partií, které jsou při vykonávání této pohybové aktivity zapojovány. Vede k zapojování svalů trupu a celkovému napřímení páteře. Dále rozvíjí pohyblivost celé páteře, horních a dolních končetin, a jakožto každá pohybová aktivita má za následek i zlepšení nálady vlivem uvolnění endogenních opiátů (Vařeka & Vařeková, 2002).

Chůze je přirozená pohybová aktivita, kterou člověk běžně vykonává. V dnešní době má člověk čím dál tím méně pohybu a velkou část dne spousta lidí tráví sedavým způsobem. Pro udržení dobré fyzické kondice by člověk měl pohyb provádět co nejčastěji a pokud možno i co nejefektivněji, pro co největší účinek jak po stránce pohybové, tak i energetické. Samotná chůze je sama o sobě efektivní až při delším trvalém provádění. Pokud využijeme zapojení horních končetin do chůze, pak se zvýší její efektivnost a celková energetická náročnost. Tohoto zvýšení efektu nabude bez zvýšeného úsilí jedince. Navíc se dnes chůze s holemi těší stále větší oblibě a působí velmi zajímavým dojmem, což ještě více podpoří používání holí (Nottingham & Jurasin, 2006).

Nordic Walking není jenom prostá chůze s holemi jakýmkoliv způsobem. Její provádění se drží několika základních pravidel, bez nichž nepřináší cíleného maximálního efektu. Proto je vhodné tímto začít pod vedením vyškoleného instruktora, který ukáže, jak přesně provádět danou pohybovou aktivitu. Při severské chůzi dochází ke zlepšení stereotypu chůze, zlepšení stability chůze, zejména u starších jedinců (Sedliak & Pavelka, 2003).

Tato práce má za cíl ověřit korelace rozsahů jednotlivých kloubů dolní končetiny. U jednotlivých kloubů popsat obecné vlastnosti a vztahy a obecně popsat trend korelací pro chůzi s holemi a bez holí. Dále zjistit, zdali existuje nějaká závislost při chůzi s holemi oproti chůzi bez holí.

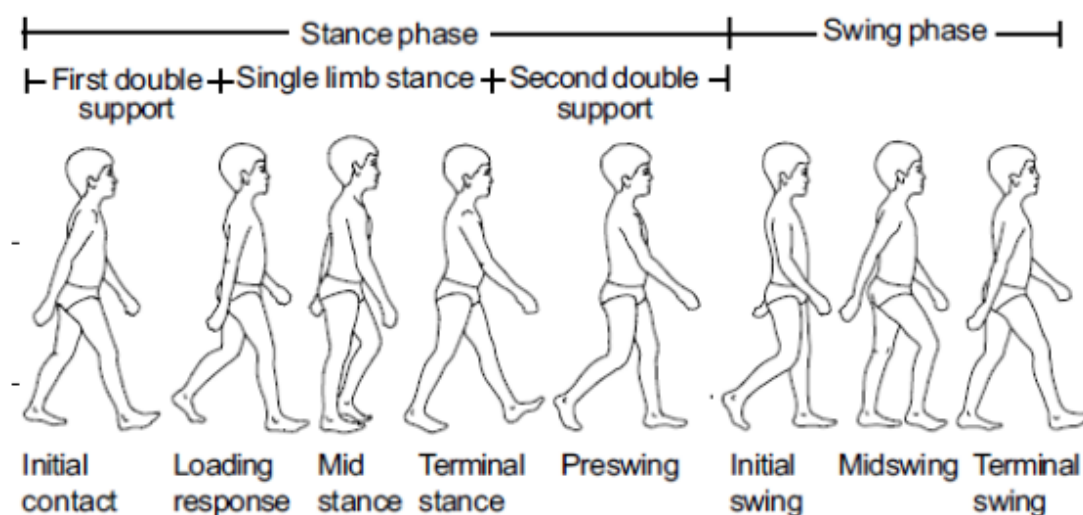
1.1 Chůze

1.1.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus obsahuje dvě základní fáze: švihovou (angl. Swing) a stojnou (angl. Stance). Stojná fáze tvoří asi 60 % z cyklu a švihová asi 40 % z cyklu. Obě fáze v sebe volně přecházejí v momentě tzv. dvojité opory (pata jedné končetiny a špička druhé) a tím umožňují celkovou plynulost chůze (Obrázek 1). Tato dvojitá opora se vyskytuje vždy na začátku a konci každé stojné fáze a zaujímá asi 10 % ze stojné fáze. Tímto se stává délka stojné a švihové fáze stejná a umožňuje tak plynulost pohybu (Perry, 2010).

Základní pohyby při chůzi jsou flekční a extenční pohyby v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech. Dále zde řadíme pohyby v pánvi - rotační, flekční, extenční, inkлинаční a souhyb v sakroiliakálních kloubech. Následný rotační pohyb páteře je přenášen na ramenní pletence, doprovázené synkinézou horních končetin, která vykonává kontra pohyb oproti pohybu trupu (Véle, 2006).

Obrázek 1. Fáze krokového cyklu (Vaughan et al., 1999).



Stojná fáze:

Stojnou fázi je možno rozdělit do 5 hlavních intervalů podle kontaktu chodidla s podložkou. Jako první dochází v začáteční fázi k iniciálnímu kontaktu paty, což je výše zmíněná dvojitá opora. Jedná se o počáteční kontakt paty s podložkou, tzv. „**heel strike**“. Kyčelní kloub je stále ještě ve flexi, koleno je plně extendované, kotník ve střední pozici. Aktivita svalů je hlavně v extenzorech kyčelního kloubu, které antagonisticky brzdí flexory kyčle, jsou důležitým prvkem pro začátek stability proti síle působící od podložky. M. tibialis anterior brzdí plantární flexi svou excentrickou kontrakcí. Druhostranná dolní končetina se nachází na konci své švihové fáze (Perry, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Jako další dochází k **postupnému zatížení** nohy, tzv. „**loading response**“. Nastává tak ihned po první fázi a trvá, než se druhá dolní končetina zdvihne od podložky. Nastává přenos hmotnosti na druhou končetinu. Postupně tak vzrůstá zatížení stojné končetiny a aktivují se extenzory kolenního kloubu spolu s plantárními flexory, které svým působením posunují těžiště nad chodidlo. Pata zde funguje jako střed otáčení, koleno jde do lehké flexe kvůli lepší absorpci nárazů. Kotník pomalu přechází do plantární flexe, čímž se dostává až do plného kontaktu plosky nohy s podložkou. Druhá dolní končetina se nachází ve fázi předšvihy (Perry, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Ve **střední stojné fázi** tzv. „**midstance**“, je poprvé opora jenom o jednu končetinu. Začátek nastává ve chvíli nadzvednutí druhé nohy od podložky a trvá, dokud se nepřenesou hmotnost těla přes předonoží a pokračuje do poslední fáze. Při této fázi je v kotníku dorzální flexe, v kolenu a kyčli je extenze. Takto extendované koleno potřebuje jen minimální svalovou kontrolu svalů přední a zadní strany stehna. M. soleus svou excentrickou kontrakcí udržuje celou plosku na podložce. Svou excentrickou kontrakcí tedy zpomaluje dorzální flexi v kotníku, čímž dochází ke stabilizaci tibie (Perry, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Další fází je koncová stojná fáze tzv. „**terminal stance**“. Začíná v okamžiku zvedání paty a končí při kontaktu druhostranné paty s podložkou. Při tomto pohybu dochází k posunu těžiště těla dopředu před předonoží. Tímto dochází k tomu, že po zvednutí paty od podložky zůstává opora na předonoží. V kolenním kloubu narůstá extenze a teprve na konci stojné fáze dochází k lehké flexi kolene. Narůstá extenze v kyčli. Postupně

narůstá aktivace plantárních flexorů, díky kterým dochází k akceleraci pohybu těla vpřed a celkové opory přední části chodidla. Celé tělo je posouváno před fixované chodidlo. Významně roste aktivace m. soleus, která působí proti dorzální flexi. M. gastrocnemius brání pohybu tibie dopředu a tedy začíná s odemknutím kolene a s plantární flexí hlezna. Dochází k postupné aktivaci m. iliopsoas pro nadcházející fázi přešvihů pro flexi v kyčelním kloubu. Kontralaterální noha se nachází v koncové švihové fázi. Celkově se koncová stojná fáze uplatňuje zejména při zrychlování při chůzi (Perry, 2010; Rose & Gamble, 2006).

Fáze **předšvihu** tzv. „**pre-swing**“. Jedná se o přechod mezi fází stojnou a švihovou a dochází zde také ke dvojí opoře. Začátek je při kontaktu plosky kontralaterální nohy s podložkou a končí odlepením palce, tj. fází „**toe-off**“ homolaterální končetiny. Dochází k přesunu hmotnosti těla na kontralaterální končetinu, aby mohla homolaterální končetina přejít do fáze švihu. Důležitou částí této fáze je začátek flexe v kolenním kloubu, což přispívá k odrazu palce a posunu končetiny vpřed (Whittle, 2007).

Dochází zde k postupnému ukončení stojné fáze a přípravě končetiny na švih. Nejdříve svou krátkou aktivitou m. gastrocnemius odemyká kolenní kloub, následuje flexe v koleni. Pánev se klopí proti směru pohybu, proto svou koncentrickou činností m. adductor longus posunuje femur vpřed. Aktivita m. rectus femoris začíná v kolenním kloubu excentricky, což mírně zpomaluje rychlost běže. Jeho koncentrickou aktivitou dochází ke zvětšení flexe v kloubu kyčelním pro její odlehčení a následnému pohybu vpřed. V hlezenním kloubu dochází k maximální plantární flexi, což je způsobeno zapojením plantárních flexorů (Gage, 1991).

Švihová fáze:

Počáteční švih (Initial swing)

Je první ze třech částí švihové fáze, jejíž začátek je v okamžiku, kdy chodidlo opustí podložku. Dochází k flexi v koleni současně s flexí v kyčli. V hlezenním kloubu dochází k mírné dorsiflexi. Konec počátečního švihu nastává, když se obě končetiny potkávají naproti sobě. V tomto momentu je protilehlá končetina na začátku střední stojné fáze (Perry, 2010).

Svalová koaktivace udržuje chodidlo nad podložkou. Skupina flexorů kyčle obstarává pohyb stehna vpřed, zároveň přispívá k flexi v koleni. Svaly bérce, zejména m. tibialis anterior a dlouhé extenzory prstů nadzvedávají chodidlo do dorsální flexe (Gage, 1991).

Střední švihová fáze (Mid swing)

Navazuje na počáteční švih a trvá až do doby, kdy je volná končetina vpředu a tibie je ve směru kolmém k podložce (ve vertikále). Děje se tak bez dotyku chodidla s podložkou. Postupně narůstá flexe v kyčli a tím se celá končetina dostává před tělo. Koleno se posunuje do mírné extenze vlivem gravitace. Kotník mění polohu z plantární flexe do neutrálního postavení díky aktivitě M. tibialis anterior (Perry, 2010).

Koncová švihová fáze (Terminal Swing)

Jedná se o poslední část švihové fáze, během které se dolní končetina připravuje na kontakt nohy s podložkou (Perry, 2010). Začíná z pozice, kdy je tibie kolmo k podložce a končí kontaktem paty s podložkou. K největšímu rozsahu pohybu dochází v kolenním kloubu směrem do extenze.

Nastavení v kyčli zůstává v předešlém nastavení, tj. v mírné flexi a kotník zůstává v neutrálním postavení. Většina rozsahu pohybu se odehrává hlavně v trupu a pánvi. Kontralaterální končetina se nachází ve fázi koncového stoje (Perry, 2010).

Svaly postupně ukončují švihovou fázi a nastavují končetinu pro stoj. Hamstringy svou excentrickou kontrakcí brzdí bérce. Spolu s koaktivitou m. quadriceps femoris postupně narovnávají bérce. M. tibialis anterior s ostatními dorzálními flexory působí pohyb v kotníku do neutrálního postavení. Dále fixuje patu v korektním postavení důležitém pro kontakt s podložkou (Perry, 2010).

1.2 Nordic Walking

1.2.1 Historie

Původně vznikla severská chůze ve Finsku. Jako první, kdo začali používat hole podobné dnešním nordickým, byli v šedesátých letech běžci na lyžích, kteří se tak v průběhu léta připravovali na závody. Důležitým impulsem byl rok 1988, kdy se ve Finsku při konání závodů v běhu na lyžích pro nedostatek sněhu využily hole pro obyčejný běh (Svensson, 2009).

Velký zlom nastal roku 1997, kdy ve spolupráci s odborníky z finské sportovní organizace Suomen Latu přišla s prvními speciálními holemi pro severskou chůzi firma Exel. Šlo o upravené hole kratší délky než pro běžecké lyžování a s použitím speciálních poutek. Postupně se v průběhu dalších let design holí neustále vyvíjel a měnil. Firma Exel tak poprvé zavedla nový oficiální název této sportovní aktivity jako „Nordic Walking“.

Postupem času se technika zlepšovala, neustále se vyvíjel design holí, jako např. speciální gumový kryt na hrot pro chůzi na pevném povrchu, nebo možnost teleskopického vysouvání holí, či ergonomie držátka a poutka.

Pro svou univerzálnost a jednoduchost se však hojně v posledních desetiletích velmi rychle rozšířila do celého světa. Dnes existují v mnoha státech samostatná kontaktní a školicí střediska severské chůze, která neustále rozšiřují povědomost tohoto sportu mezi širokou veřejností (Svensson, 2009; Škopek, 2010).

1.2.2 Nordic Walking hole

Rukojeť

Hole by měly mít vytvarovanou rukojeť padnoucí do ruky. Jako nejčastější jsou materiály z gumy nebo korku. Měly by zamezovat sklouzávání dlaně a zároveň tlumit vibrace. Zápěstí je díky ergonomickému tvarování ve středním postavení (Sovová, Zapletalová, & Cyprianová, 2008).

Poutko

Poutko je typické pro NW hole. Tímto se odlišují od trekových holí. Důležité je jeho pevné nasazení na zápěstí, které je současně pohodlné a nijak neškrtí. Jeho hlavní funkcí je přidržení samotné hole při odrazu při vypuštění hole směrem dozadu. Odpadá tak nutnost neustálého držení hole. Poutka mohou být neodepínací, která je nutné při odložení hole sundat z ruky, nebo odepínací která se dají jednoduše oddělit od hole (Sovová, Zapletalová, & Cyprianová, 2008).

Tělo hole

Tělo musí být dostatečně pevné, ale zároveň i lehce ohebné, aby neprasklo při namáhání. Důležitá je pružnost hole, která tak zmírňuje tlaky na celý ramenní pletenec. Samotné tělo může být pevné, tzn., musí být přesně na výšku postavy nebo teleskopické, které se dá individuálně nastavovat. Pevné mají výhodu v tom, že při chůzi nedochází k jejich zasouvání a zároveň přenášejí méně vibrací do ramenních pletenců. Teleskopické se skládají ze dvou nebo třech dílů a právě tyto spoje způsobují větší volnost a tím možnost vzniku větších vibrací (Stejskal & Vystrčil, 2005).

Tělo se převážně vyrábí z hliníku nebo z carbonu s různým přídavkem skelných vláken (Sovová, Zapletalová, & Cyprianová, 2008).

Hliníkové hole jsou o něco těžší. Jsou pevné a jen velmi málo pruží. Hliníkové hole jsou často teleskopické a vzhledem k jejich nižší ceně jsou i více rozšířené. Hlavní výhodou carbonových holí je jejich nízká hmotnost a dále také pohlcování nadbytečných vibrací z odrazu, při zachování vysoké pevnosti (Nottingham & Jurasin, 2010).

Hroty

Každá hůl je zakončena kovovým hrotem, který je určen pro použití v měkčím terénu. Pokud se uživatel pohybuje po tvrdém povrchu, je lepší nasazení tzv. botičky, která:

- chrání hroty od odírání
- zvyšuje tření a tím tedy dovoluje lepší odraz od tvrdého povrchu
- současně se eliminuje nepříjemný zvuk při odrazu z tvrdého povrchu (Sovová, Zapletalová, & Cyprianová, 2008).

Nastavení délky holí

Nastavení délky se v různých publikacích liší. Nejjednodušším způsobem je nastavení podle loketního kloubu. Kdy podle Stejskala a Vystrčila (2005) by měl být v loketním kloubu úhel 90° při spuštění hole kolmo k zemi. Stejní autoři uvádí i možnost nastavení délky pomocí výpočtu: tělesná výška x konstanta 0,68.

Jiní autoři Sedliak a Pavelka (2003) měří rovněž úhel v loketním kloubu, jen s tím rozdílem, že hůl není spuštěna kolmo k zemi, ale směřuje do úrovně paty. Oba autoři uvádějí, že pro začátečníky je vhodnější nastavení kratších holí.

1.2.3 Technika chůze s holemi

Nordic Walking je přirozený pohyb, který se lze rychle naučit po krátkém nácvičku. Pro jeho zvládnutí je nutné dodržovat několik pravidel. Obecně lze pohyb těla při chůzi s holemi rozdělit na dvě části.

1. Pohyb pánve a dolních končetin

Jedná se o podobný princip jako při rychlé chůzi. Chodidla jsou na šířku pánve, bez rotací směřují rovně vpřed. Pro došlap platí stejná obecná pravidla, tedy jako první začíná kontakt paty se zemí s postupným přehoupnutím přes zevní hranu chodidla až po odraz palce. Kolenní kloub došlapové nohy zůstává lehce flektovaný, aby nedocházelo k nadměrnému propnutí a tím i riziku nadměrného opotřebování kloubu. Zároveň se tímto mechanismem zvyšuje celková dynamika pohybu a eliminují se tím nárazy působící na celé tělo. Odrazová noha jde naopak do plné extenze pro co nejlepší možnost odrazu. S rychlejší chůzí narůstá i délka kroků. Při chůzi dochází k přirozenému kontra pohybu horních a dolních končetin, tzn. pravá ruka společně s levou nohou a naopak. Pro horní končetiny platí, že se přední ruka s holí zapichuje a současně s ní se zadní ruka s holí odráží (Svensson, 2009; Škopek, 2010).

2. Pohyb trupu a horních končetin

Krk s hlavou kopírují prodloužení páteře, nedochází k nadměrnému předklonu oproti páteři. Pohled není dolů na nohy, ale asi dvacet metrů vpřed. Celý horní trup je mírně nakloněn vpřed, ramena jsou tažena mírně dozadu a dolů. Obě ramena jsou pořád ve stejné výšce. Loket zadní, tj. odrazové ruky jde do plné extenze, až nastane postupné odhození hole s otevřením dlaně směrem za tělo. K odrazu je nutné pevné ukotvení poutka na zápěstí, které přenáší sílu paže na holi v momentě, kdy již dochází k otevření dlaně. Odrazová síla působí jak dozadu za tělo tak i dolů do země. Po odrazu se hůl tahem za poutko vrátí dopředu do úchopu dlaně se současnou flexí v lokti a rameni. Hůl se zapichuje vždy za patu přední nohy nebo trošku blíž. Nikdy ne před patu (Svensson, 2009; Škopek, 2010).

Nácvik chůze s holemi

Nejdříve se člověk naučí jak správně držet hole s nastavením výšky na postavu. Poté následuje obyčejná chůze, kdy paže visí volně dolů a hole jsou pouze vlečeny za sebou bez aktivního odpichu. Postupně se snaží vědomě zapojovat horní končetiny s holemi až do větších rozsahů, kdy se postupně zapichuje až do úrovně paty přední nohy. Po zvládnutí této základní techniky následuje důraz na extenzi lokte při odrazu současně s odhozením hole dozadu a následným přitáhnutím a zatížením přes poutko. Jako poslední se upraví sklon trupu dopředu (Sedliak & Pavelka, 2003; Škopek, 2010).

Chůze do kopce

Celý trup je nakloněn vpřed, krok se s rostoucím kopcem úměrně zmenšuje. Dochází k většímu zapojení jak svalů dolních končetin tak i znatelně svalů horních končetin. Je vhodná zejména pro začátečníky jako nácvik chůze s holemi, umožňuje tak rychlejší zvládnutí chůze s holemi, zejména díky kratším rychlejším krokům (Škopek, 2010).

Chůze z kopce

Dynamika pohybu je obdobná jako při chůzi bez holí, tzn. dochází k brždění pohybu, kdy nejvíce namáhanou částí těla jsou kolenní klouby. Hlavní výhodou chůze s holemi je rozložení váhy těla na hole a přes ně na horní končetiny, tudíž dochází k menšímu namáhání jak samotných kolenních kloubů, tak i svalů dolních končetin (Škopek, 2010).

Výhody Nordic Walking

Jedná se o velmi jednoduchou pohybovou aktivitu, kterou se lze po chvíli tréninku snadno naučit. Jedná se o přirozený a celkově nenáročný pohyb se speciálními holemi, který je vhodný pro širokou veřejnost. Mezi hlavní výhody zejména patří:

- zlepšení celkové kondice,
- trénink kardiopulmonálního systému, zejména díky rychlejšímu pohybu se zapojením horních končetin,
- zapojení více svalových skupin než při normální chůzi,
- zvýšení energetické náročnosti pohybu a díky tomu zvýšení spalování tuků,
- zlepšení držení těla díky aktivnímu používání horních končetin,
- zvýšení svalové síly horních končetin,
- zvýšení pohyblivosti ramenních kloubů a celkově celé páteře,
- částečné odlehčení zatížení nosných kloubů,
- zlepšení stability díky větší opěrné bázi (Svensson, 2009).

Nejčastější chyby při Nordic Walking

Nordic Walking je prospěšnou pohybovou činností, ale pouze při jejím správném provádění. Jinak může mít místo pozitivních účinků vytvoření patologických svalových dysbalancí či rozvoj bolestí. Mezi nejčastější chyby patří:

- zapichování hole příliš vpředu před patou,
- zavěšování se do holí a odrážení se před tělem jako s trekovými holemi,
- malý pohyb hole směrem vzad (nedostatečné odhození za tělo),

- přílišné držení rukojeti hole,
- malý rozsah pohybu paží a jejich držení u těla, nebo naopak vláčení holí za tělem bez jejich větší aktivace,
- malá flexe v loktech při pohybu vpřed,
- špatné nastavení výšky holí,
- špatné ukotvení řemínku na ruku,
- pohyb stejnostranných končetin při chůzi – mimochodní chůze,
- přílišná flexe trupu,
- nepoužití ochranných botiček na hroty po tvrdém povrchu (Sovová, Zapletalová, & Cyprianová, 2008; Svensson, 2009; Škopek, 2010).

1.2.4 Srovnání Nordic Walking, chůze, běhu

Autoři Stief et al. (2008) porovnávali nordic walkig, chůzi a běh. Měření prováděli na 15 mužích. Podle jejich měření docházelo při Nordic Walking k většímu zatížení kolenních kloubů při fázi „heel strike“ než při obyčejné chůzi. Zvýšené zatížení je zdůvodněno prodloužením délky kroku u Nordic Walking, zvětšením extenze kolene a tím i zvětšením dorsální flexe v hlezenním kloubu a následným větším dotykem paty. Maximální extenze v kolenním kloubu byla změřena u normální chůze a Nordic Walking při fázi „heel strike“. Při běhu byla největší až ve fázi „midstance“.

Při porovnávání vertikálního tlaku při odrazu do podložky nebyly mezi Nordic Walking a chůzí zjištěny velké rozdíly. Při odrazu byla potřebná menší odrazová síla u Nordic Walking. (Stief et al., 2008).

1.2.5 Vliv Nordic Walking na metabolismus

Autoři Church et al. (2002) měřili spotřebu kyslíku při severské chůzi a obyčejné chůzi. Zjistili, že u žen došlo ke zvýšené spotřebě kyslíku o 21,3% a u mužů o 20%. Zároveň měřené osoby uvedly, že nepocit'ovaly zvýšenou námahu.

V dalším výzkumu se hodnotila spotřeba kyslíku a množství laktátu v krvi při severské a klasické chůzi. Spotřeba kyslíku byla při rychlosti 1,8 m/s o 8 % vyšší u severské chůze a při rychlosti 2,1 m/s o 7 %. Při vyšších rychlostech se tento rozdíl

snížil, ale spotřeba kyslíku byla pořád vyšší u Nordic Walking. Koncentrace laktátu v krvi byla při všech rychlostech vyšší při severské chůzi (Schiffer et al., 2006).

Schiffer et al. (2009) sledoval v další studii vztah materiálu povrchu terénu a spotřeby energie. Měřila se spotřeba kyslíku, koncentrace laktátu v krvi a srdeční činnost při Nordic Walking. Měření bylo provedeno na trávníku a na betonu. Při chůzi na trávníku byla spotřeba energie (MET $10,2 \pm 1,2$) a na betonu (MET $9,1 \pm 0,7$).

Jako možnou příčinu vyšší spotřeby energie a kyslíku během Nordic Walking oproti obyčejné chůzi může být v mnohem větším zapojováním svalstva při pohybu s holemi. Využití těžších holí, kdy byly při další studii využity hole o 1,5 kg těžší nemá vliv na energetickou spotřebu, ale pouze na větší zapojování svalů horní končetiny (Schiffer et al., 2011).

Existují práce, které ukazují, že je Nordic Walking subjektivně vnímán jako méně náročná pohybová aktivita oproti běžné chůzi. Ve výzkumu kolektivu Figar-Fabre et al. (2010), kterého se zúčastnilo 11 žen středního věku bylo toto úkolem práce. Ženy absolvovaly celkem dva pěti minutové testy normální a poté severskou chůzí rychlostí 4 km/hod. a sklonu + 5 % a - 5 %. Ženy subjektivně hodnotily chůzi s holemi jako mnohem méně náročnou.

Dalšího výzkumu Perreyho a Fabreho (2008) se zúčastnilo 12 probandů (mužů i žen) ve věku 22 – 49 let. Při měření se sledovala tepová frekvence, maximální spotřeba kyslíku a subjektivní pocit náročnosti. Nejdříve byla chůze bez holí, až poté s holemi. Chůze byla do 15 % kopce, po rovině a z 15 % kopce. Jednotlivé měřené hodnoty se statisticky lišily pouze při chůzi z kopce, a to zvýšením spotřeby kyslíku u Nordic Walking.

1.2.6 Aktivita svalů při Nordic Walking

Při chůzi s holemi se do pohybu zapojují nejen svaly dolních končetin, ale poměrně značným způsobem dochází k zapojení svalů horních končetin a trupu. Podle práce Kračmara, Vystrčilové & Psotové (2006) při chůzi s holema s rostoucí aktivitou musculus latissimus dorsi klesá aktivita musculus gluteus maximus a medius kontralaterálně a to v celém krokovém cyklu. I při oslabení těchto svalů dovoluje

musculus latissimus dorsi při chůzi s holemi zvětšení délky kroku. Aktivita musculus gastrocnemius zůstává nezměněna.

Musculus latissimus dorsi při chůzi s holemi funguje jako částečný dynamický stabilizátor páteře. Odlehčuje homolaterální musculus obliquus externus abdominis, který je při chůzi s holemi mnohem méně zapojený než při obyčejné chůzi. Při každém odrazu holí dochází k významnému zapojení musculus triceps brachii s následnou kontrakcí musculus biceps brachii, které jsou při chůzi bez holí mnohem méně aktivovány. Při chůzi s holemi se obecně zapojují více dorsální svalové skupiny svalů, tedy propojení svalových řetězců trupu se svaly kontralaterální pánve a dolní končetiny (Kračmar, Vystrčilová, & Psotová, 2006).

Výrazné zapojení musculus latissimus dorsi, musculus teres major, musculus deltoideus, musculus serratus posterior ve srovnání s obyčejnou chůzí ukázala i práce Jandové & Morávka (2011).

1.3 Kinematická analýza

Má široké uplatnění v nejrůznějších oblastech. Do nejpoužívanějších oblastí využití patří zdravotnictví, sport, průmysl. Mezi nejdůležitější úkoly kinematické analýzy spadá optimalizování techniky pohybu (Soumar, 2011).

Kinematická analýza obsahuje následující fáze:

- nastavení kamer,
- kalibrace prostoru, v němž se kamery nacházejí,
- sběr a digitalizace dat,
- výpočet polohy bodů v prostoru,
- pojmenování jednotlivých bodů v prostoru,
- tvorba biomechanického modelu a virtuálních markerů,
- interpretace dat (Soumar, 2011).

Při analýze je důležité dodržet několik základních pravidel:

- všechny kamery musí zaznamenávat pohyb současně,
- kamery musí být pevně umístěné, nesmí se s nimi hýbat,
- každý pohybující se bod musí být neustále jasně viditelný nejméně za dvou kamer
- musí být známa frekvence snímání kamery,
- kamery musí být synchronizovány (Svoboda & Janura, 2010).

Digitalizace dat a elementární výpočty jsou do jisté míry automatizovány a nevyžadují velké zasahování uživatele. Tato automatizace je založena buď na stanovení polohy bodů v prostoru prostřednictvím odlišné barvy a kontrastu sledovaného předmětu vzhledem k okolí nebo umístěním kontrastních značek (markerů) přímo na předmět. Značky mohou být pasivní – tedy takové, které světlo odráží a aktivní – které samy světlo vyzařují. Aktivní značky se vyznačují lepší čitelností i na přímém slunci, mohou se tedy využít přímo v terénu, ale pro jejich kalibraci je nutná složitá instalace a také potřeba napájení, což může zhoršovat samotný pohyb měřeného objektu. Po naměření se musí značky digitalizovat a rozpoznat (identifikovat). K dalšímu výpočtu třídimenzionálních souřadnic se dnes využívá metoda „Bunde adjustment“, která provádí globální nelineární optimalizaci pro zjištění parametrů kamer i vypočítání 3D souřadnic prostřednictvím kalibrace dvou značek umístěných na tyči a pravoúhlého rámu. Dříve se pro toto používala přímá lineární transformace (Soumar, 2011).

Důležitým faktorem přesnosti měření je umístění značek na výrazné anatomické struktury subjektu. Především oblasti v přímé blízkosti kosti, kde je nejmenší posun kůže vůči kosti a tedy i nejmenší zkreslení měření. I tak je posun kůže v těchto oblastech až 20 mm. Pro kinematickou analýzu existuje spousta modelů pro rozmístění těchto markerů (Soumar, 2011).

2 Cíle

Hlavní cíl práce

Hlavním cílem práce je experimentálně ověřit vliv holí u Nordic Walking na míru korelací mezi pohybem v různých kloubech a segmentech.

Dílčí cíle

1. Porovnat těsnost vztahů mezi pohyby v různých kloubech při pohybu s holemi a bez nich.
2. Analyzovat vliv sklonu podložky a rychlosti chůze na těsnost vztahů mezi pohyby v různých kloubech a segmentech dolních končetin při Nordic Walking.
3. Analyzovat vliv sklonu podložky a rychlosti chůze na těsnost vztahů mezi pohyby v různých kloubech a segmentech dolních končetin při běžné chůzi.

Vědecké otázky:

Existuje rozdíl v těsnosti vztahů mezi pohyby v různých kloubech a segmentech dolní končetiny při Nordic Walking a běžné chůzi bez holí?

Existuje rozdíl v těsnosti vztahů mezi pohyby v různých kloubech a segmentech dolní končetiny při různé rychlosti chůze?

Existuje rozdíl v těsnosti vztahů mezi pohyby v různých kloubech a segmentech dolní končetiny při různém sklonu podložky?

3 Metodika

Diplomová práce byla součástí projektu „Biomechanická analýza vlivu vnějších faktorů na provedení severské chůze“. V tomto projektu byly zjišťovány spotřeba kyslíku, síla horních končetin působící na hole při odpichu, kinematické parametry vybraných segmentů těla a svalová aktivita vybraných svalů dolních končetin. Projekt byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (FTK UP) pod číslem 55/2012 (příloha 1). Před zahájením samotného měření byl každým probandem podepsán informovaný souhlas.

Testování probíhalo v laboratorních podmínkách (teplota 20 – 24 °C, relativní vlhkost vzduchu 40 – 60 % - zajištěno klimatizací), nácvik před měřením probíhal částečně v terénu. Probandi byli bez zjevných zranění a nemocí a neuváděli žádnou bolest.

Probandi byli před zahájením projektu seznámeni s dodržováním standardních podmínek měření. To zahrnuje: neprovádět fyzicky náročnou činnost nejméně 24 h před samotným laboratorním měřením, nekonzumovat alkoholické nápoje nejméně 24 h před měřením, nekouřit cigarety nejméně 12 hodin před měřením a nepožívat minimálně 2 hodiny před měřením větší množství jídla.

Před vlastním měřením probandi absolvovali dvě lekce severské chůze s instruktorem. Obě lekce byly pod vedením certifikovaného instruktora severské chůze. První lekce trvala 60 minut a byla zaměřena pro nácvik správné techniky severské chůze. Probandům bylo vše vysvětleno a názorně předveden správný úchop holí a správné zacházení s nimi. Technika chůze s holemi se nejdříve zkoušela na rovině, a poté se postupně přešlo do mírného kopce i z kopce dolů. Druhá lekce byla zejména pro zopakování a zautomatizování již zvládnuté techniky. Její trvání bylo rovněž 60 minut. Obě lekce se konaly v areálu FTK UP a jejím blízkém okolí.

Vlastní měření se skládalo z měření chůze rychlosti s holemi a bez holí v přirozeném tempu, běžeckého zátěžového testu do maximálního zatížení na běžeckém ergometru LODE Valiant a poté z vlastního měření provedení běžné i severské chůze v různých podmínkách. Pro kinematickou analýzu byl využit systém Vicon MX (Vicon Motion systems, Oxford, Velká Británie).

3.1 Charakteristika souboru

Pro tuto práci se podařilo vyhodnotit data od 15 zúčastněných probandů. Měření probandi byli vybráni ze studentů FTK UP, mužského pohlaví. Průměrný věk probandů činil 22,9 let, průměrná výška 180,1 cm, průměrná hmotnost 75,3 kg. Jejich nábor proběhl formou letáků umístěných v prostorách FTK UP. Měřený soubor byl tvořen poměrně homogenní skupinou, u které se předpokládala vyšší úroveň fyzické zdatnosti a motorických dovedností než u běžné populace.

3.2 Metodika sběru dat

Na začátku byli zúčastnění seznámeni s průběhem měření a jeho časovou koncepcí. Pro účely této práce bylo důležité měření přirozené rychlosti chůze s holemi a bez holí a zaznamenávání kinematické analýzy pomocí Vicon MX. Ostatní měření jsou tématy jiných diplomových prací.

3.2.1 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 naměřených dat byl použit software Vicon Nexus, pro export dat a prezentování výsledků software Vicon Polygon.

3.3 Průběh měření

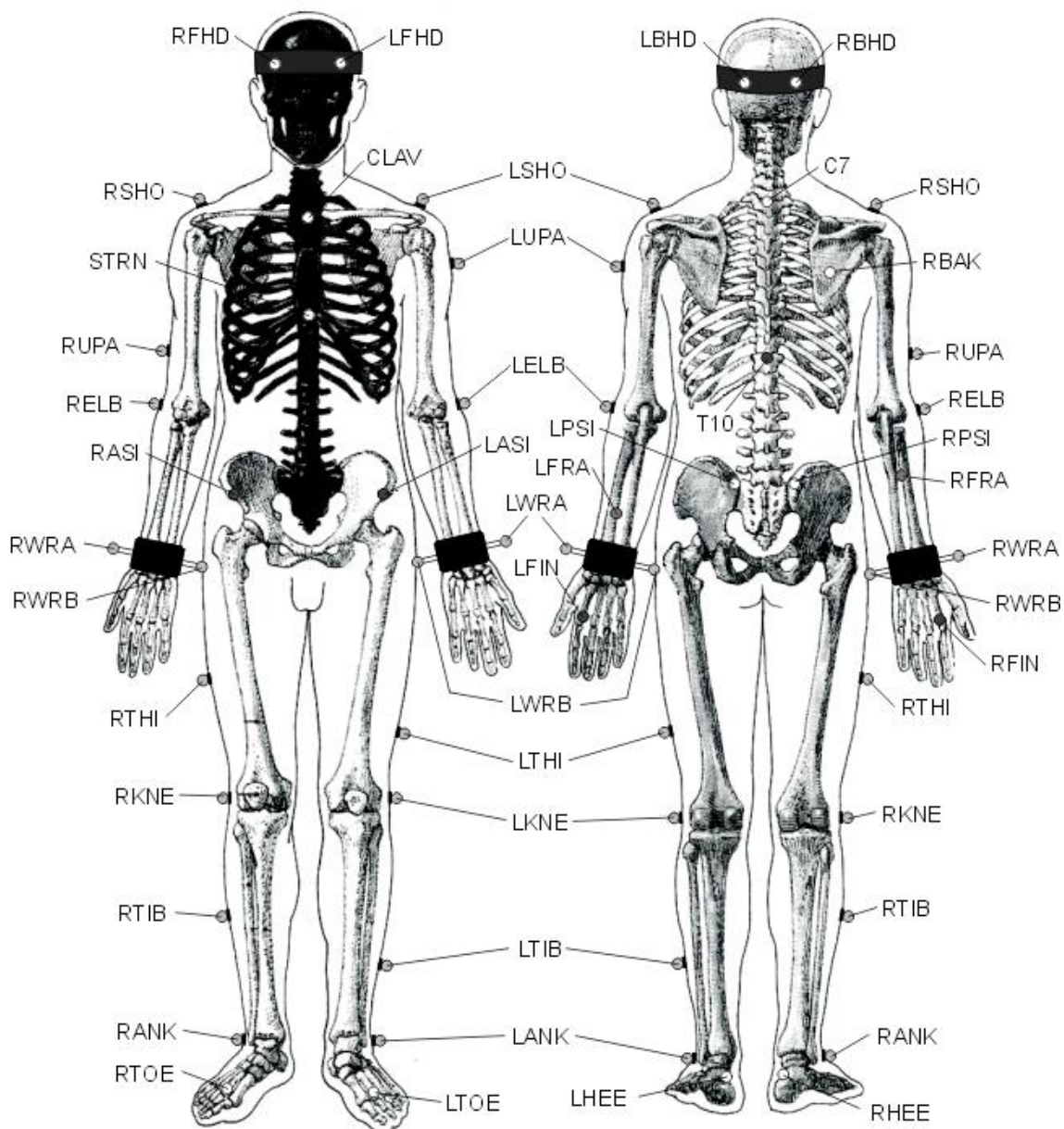
3D kinematická analýza probíhala na FTK UPOL v laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii, kde byly zajištěny podmínky a prostor pro měření s cílem co nejvíce potlačit rušivé faktory. Každý z probandů byl seznámen s průběhem i časovou posloupností měření, vyplnil vstupní dotazník a podepsal informovaný souhlas. Všechna měření probíhala pouze ve spodním prádle a běžecké obuvi.

Na probandy bylo připevněno 35 reflexních značek odrážejících infračervené záření vysílané infračervenými kamerami se zpětným záznamem. Umístování těchto značek prováděla vždy stejná osoba, která je lepila na vybrané segmenty těla podle modelu PlugInGait Full Body (Tabulka 1).

Tabulka 1. Označení segmentů těla dle PlugInGait Full Body.

Část těla	Bod	Popis
Hlava		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.
Trup	C7 T10 CLAV STRN RBAK	Processus spinosus C7 Processus spinosus T10 Fossa jugularis Processus xiphoideus Bod na pravé lopatce k určení strany subjektu
Horní končetiny	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
Pánev	RASI / LASI RPSI / LPSI	Pravá a levá spina iliaca anterior superior Pravá a levá spina iliaca posterior superior
Dolní končetiny	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)



Legenda: 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 druhého metatarsu.

3.4 Zpracování dat

Zpracování získaných dat bylo provedeno v programu Vicon Nexus. Nejprve byl zpracován u každého probanda jeden klidový stoj pro určení neutrálního postavení v kloubech a následně 5 krokových cyklů pro chůzi s holemi i bez nich při přirozené rychlosti, rychlosti zvýšené o 10 % a rychlosti zvýšené o 20 % s náklonem 0 % a 8 %. Data byla následně exportována do programu Vicon Polygon, odkud byly výsledky zobrazeny v grafické podobě grafů. Pro úpravu grafů a odvození číselných hodnot byl použit program Microsoft Office Excel® 2007.

3.4.1 Sledované parametry kinematické analýzy chůze

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

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

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
Pánev	PR_S	Celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině
	PR_F	Celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
Kyčelní kloub (KYK)	HR_S	Celkový rozsah pohybu KYK v sagitální rovině
	HR_F	Celkový rozsah pohybu KYK ve frontální rovině
	HR_T	Celkový rozsah pohybu KYK v transverzální rovině

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
Kolenní kloub (KOK)	KR	Celkový rozsah pohybu KOK v sagitální rovině
	KR_F	Celkový rozsah pohybu KOK ve frontální rovině
	KR_T	Celkový rozsah pohybu KOK v transverzální rovině

Oblast	Zkratka	Popis měřeného kinematického parametru
Hlezenní kloub (HZK)	AR	Celkový rozsah pohybu HZK v sagitální rovině
	AR_T	Celkový rozsah pohybu HZK transverzální rovině

3.5 Statistické metody

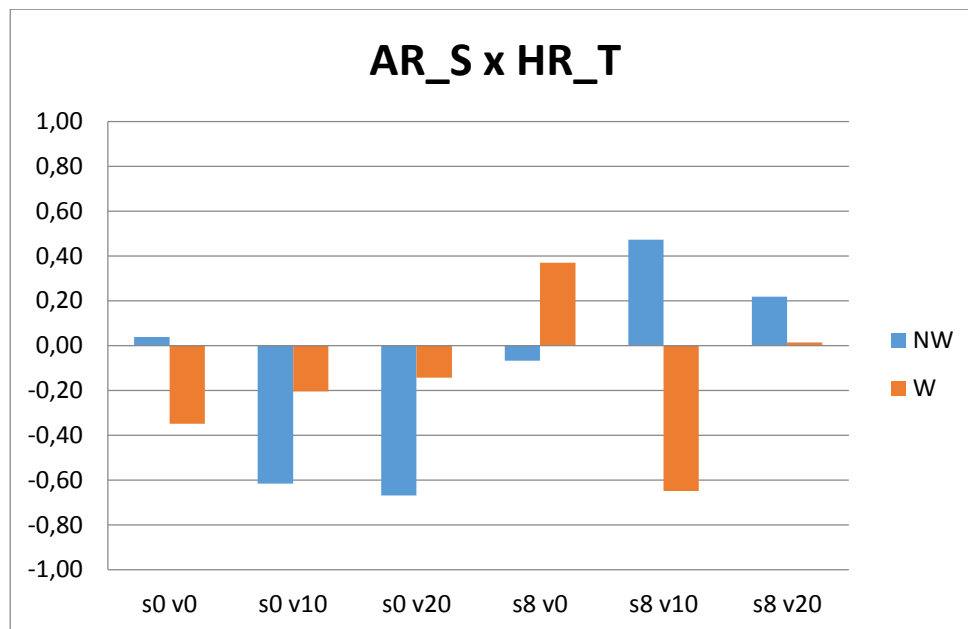
Statistické zpracování bylo provedeno v programu Statistica (verze 12, Stat-Soft, Inc., Tulsa, USA). Normalita rozložení dat byla ověřena testem Kolmogorov Smirnov. Data měla normální rozložení. Pro porovnání sledovaných parametrů u chůze s holemi a běžné chůze byla použita multifaktorová analýza rozptylu (hole, rychlost chůze, sklon podložky) a LSD Fisher post hoc test. Pro porovnání výsledků měřených kloubů dolní končetiny a pánve byly použity průměrné hodnoty měřených parametrů.

4 Výsledky

Cílem výzkumu bylo zjistit, jaký vliv má chůze s holemi na těsnosti vztahů mezi pohyby v kloubech dolní končetiny a zda li se liší provedení chůze a celého krokového cyklu v kloubech dolní končetiny a pánve při běžné chůzi a při chůzi s holemi. Za pomoci 3D kinematické analýzy byly naměřeny základní úhlové parametry na dolních končetinách a pánvi. Pohyby v jednotlivých kloubech byly testovány v rovině sagitální, frontální a transversální až na hlezenní kloub, který byl testován jen v rovině sagitální a transversální.

Jednotlivé grafy znázorňují korelace vždy dvou vybraných kloubů v konkrétní anatomické rovině. Jedná se o grafy znázorňující alespoň 2 statisticky významné korelace.

Obrázek 3. Hlezenní kloub v sagitální rovině / kyčelní kloub v transversální rovině



Legenda: (v textu níže je stejná pro všechny následující obrázky); W – walking (chůze), NW – Nordic Walking, s0 – sklon ergometru je nula (leží v rovině), s8 – sklon ergometru je 8 %, v0 – přirozená rychlost chůze, v10 - rychlost chůze zvýšená o 10 %, v20 - rychlost chůze zvýšená o 20 %.

Chůze po rovině při různých rychlostech

Z grafu je zřetelné, že ve většině podmínek existuje mezi sledovanými proměnnými negativní korelace, tedy s rostoucím rozsahem pohybu v kyčli klesá rozsah pohybu v hleznu. A naopak s rostoucím rozsahem pohybu v hleznu klesá rozsah pohybu v kyčli. Zároveň je vidět, že korelace vykazují tendenci, že s rostoucí rychlostí se míra korelace snižuje.

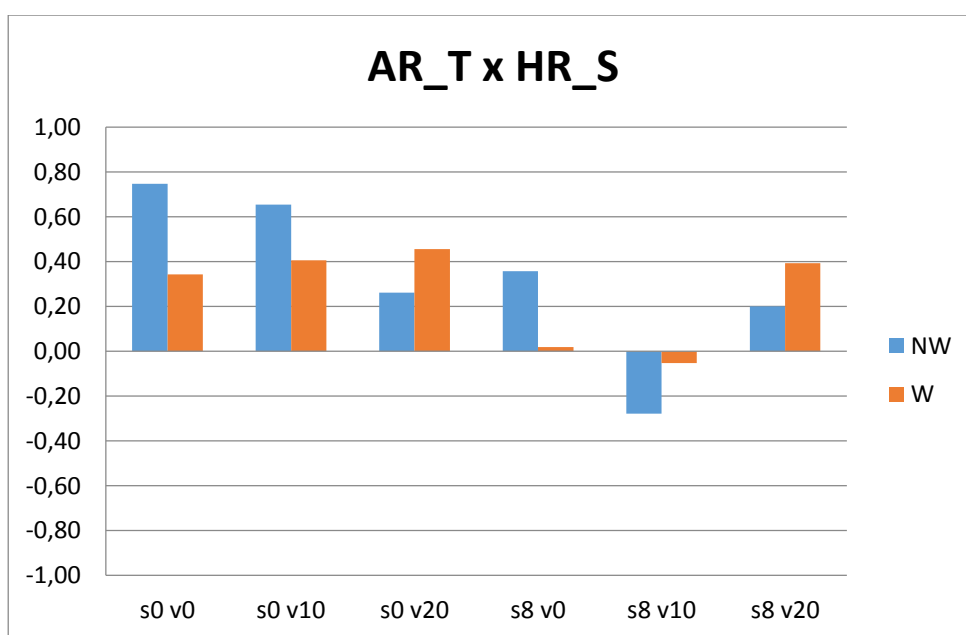
Chůze s holemi po rovině při různých rychlostech

Z grafu je zřetelné, že pro v0 není korelace významná. Pro v10 a v20 existuje mezi sledovanými proměnnými statisticky významná negativní korelace, kdy s vyšší rychlostí se míra korelace zvyšuje.

Chůze s holemi a bez holí do kopce při různých rychlostech

Korelace nevykazují žádnou jednoznačnou tendenci. Pro W s8v10 se jedná o signifikantní negativní korelaci, která je statisticky významnou.

Obrázek 4. Hlezenní kloub v transversální rovině / kyčelní kloub v sagitální rovině



Chůze po rovině při různých rychlostech

Z grafu je zřetelné, že ve většině podmínek existuje mezi sledovanými proměnnými pozitivní korelace, která není signifikantní. Zároveň je vidět, že korelace vykazují tendenci, že s rostoucí rychlostí se míra korelace zvyšuje.

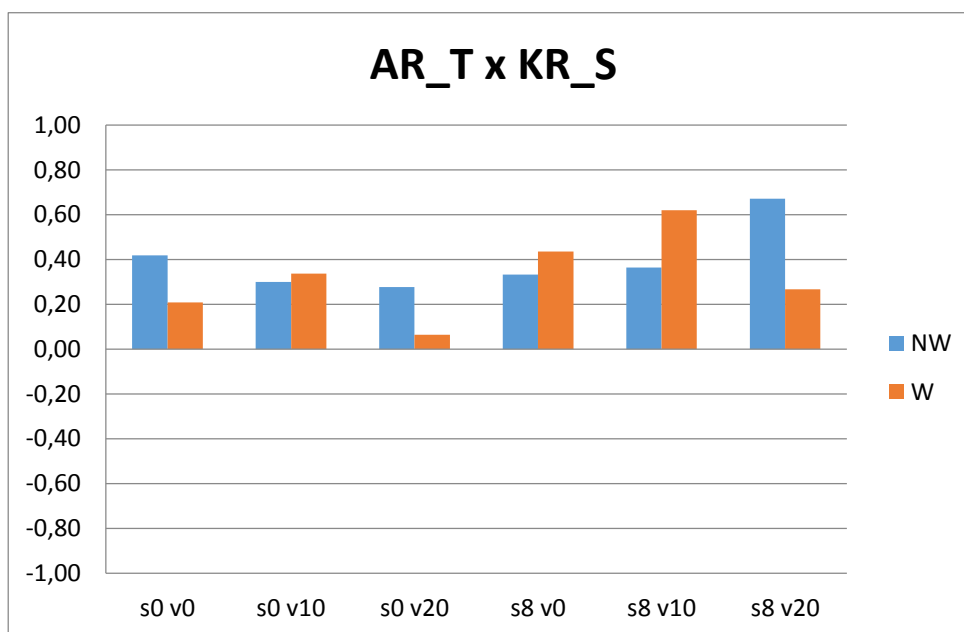
Chůze s holemi po rovině při různých rychlostech

Pro rychlosti v_0 a v_{10} se jedná o statisticky významné korelace. v_{20} vykazuje nesignifikantní korelace. I zde vykazují korelace tendenci, ovšem opačnou než je tomu při běžné chůzi, tedy s rostoucí rychlostí se míra korelace zmenšuje.

Chůze s holemi a bez holí do kopce při různých rychlostech

Žádná z těchto korelací není signifikantní. Z grafu lze vyčíst vždy pro stejnou rychlost pro W i NW vždy stejnou korelaci pozitivní nebo negativní, jinak není mezi sledovanými proměnnými žádná tendence.

Obrázek 5. Hlezenní kloub v transverzální rovině / kolenní kloub v sagitální rovině



Pro všechny podmínky platí, že s rostoucí hodnotou jedné proměnné roste i hodnota druhé proměnné.

Chůze po rovině a do kopce při různých rychlostech

Z následujících podmínek je jedinou statisticky významnou s8v10. Z grafu vidíme, že pro podmínky platí stejná tendence, kdy se korelace pro v10 zvyšuje a poté pro vyšší rychlost v20 opět snižuje.

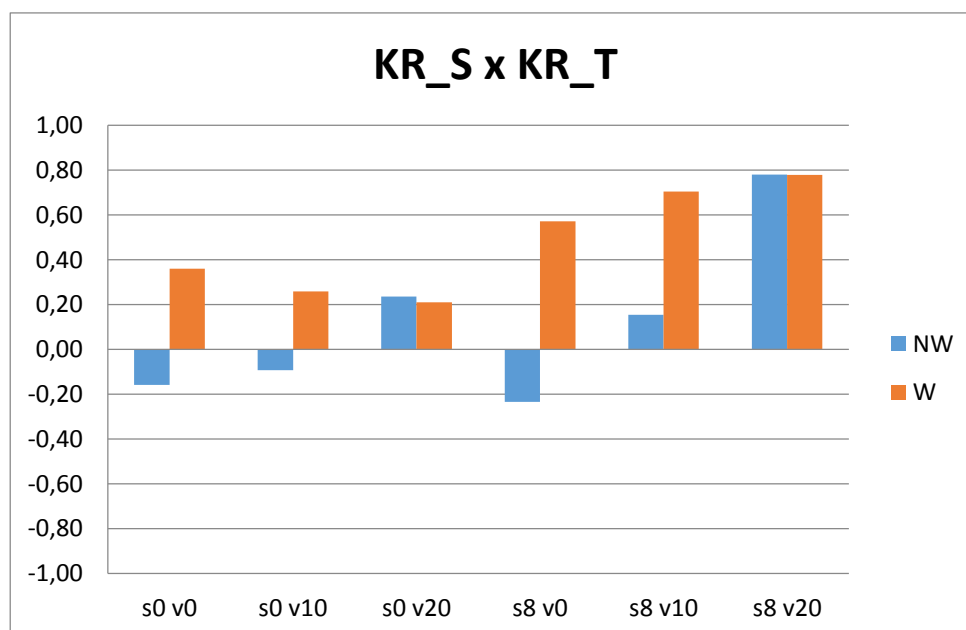
Chůze s holemi po rovině při různých rychlostech

Z grafu je zřetelné, že ve většině podmínek existuje mezi sledovanými proměnnými nevýznamná korelace, Zároveň je vidět, že korelace vykazují stejnou tendenci, kdy s rostoucí rychlostí se míra korelace snižuje.

Chůze s holemi do kopce při různých rychlostech

Pro v0 a v10 se jedná o nevýznamné korelace. Pro v20 se jedná o statisticky významnou korelaci. Korelace vykazují tendenci, že s rostoucí rychlostí se míra korelace zvyšuje. Je zde tedy přesně opačný trend než u nulového sklonu.

Obrázek 6. Kolenní kloub v sagitální rovině / kolenní kloub v transverzální rovině



Chůze s holemi a bez holí po rovině při různých rychlostech

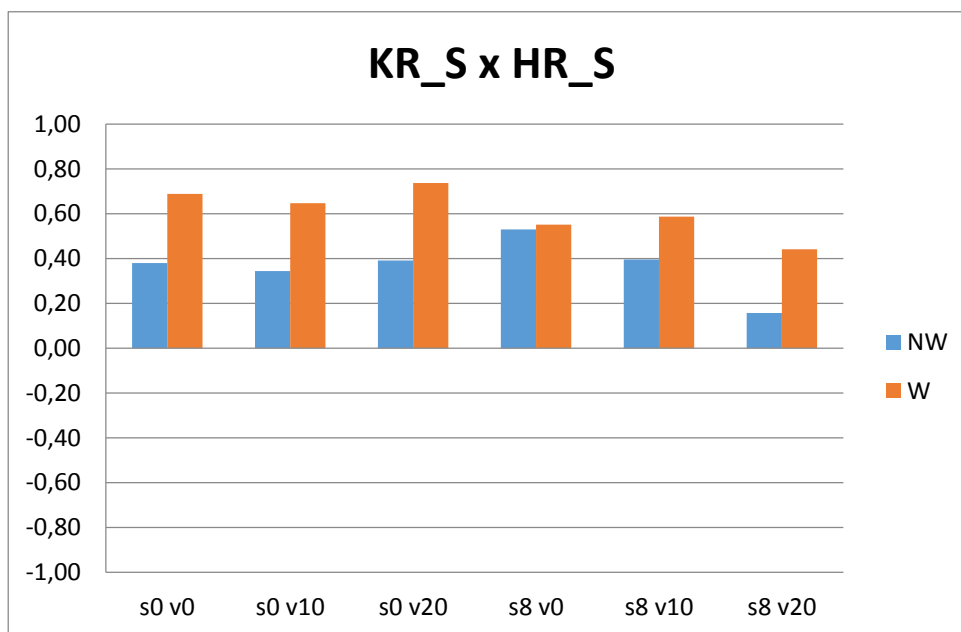
Pro W je zřetelná postupná klesající tendenci, kdy se velikost pozitivní korelace snižuje s rostoucí rychlostí. Pro NW je tendence opačná, kdy s rostoucí rychlostí se velikost korelace zvětšuje. Pro v0 a v10 je korelace negativní. Žádná z korelací není signifikantní.

Chůze s holemi a bez holí do kopce při různých rychlostech

Pro W platí stoupající tendence pozitivních korelací s rostoucí rychlostí, kdy v10 a v20 jsou signifikantní statisticky významné korelace. U NW platí rovněž stoupající tendence s rostoucí rychlostí, kdy jediná v0 je negativní korelací. Pro v20 jsou korelace signifikantní statisticky významné.

Pro NW u obou sklonů ergometru jsou tendence korelací stejné. Což u obyčejné W neplatí.

Obrázek 7. Kolenní kloub v sagitální rovině / kyčelní kloub v sagitální rovině



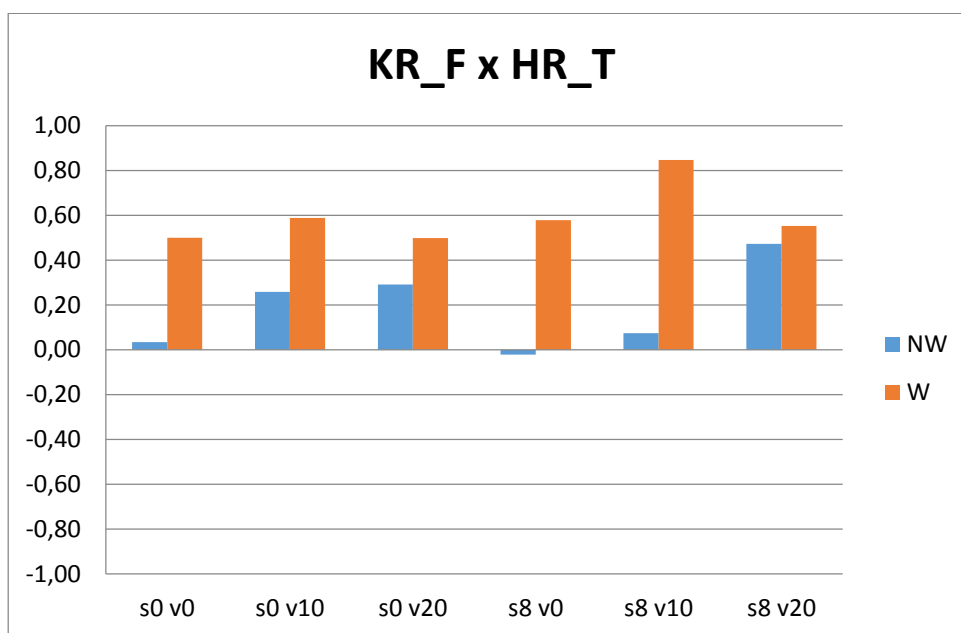
Chůze s holemi a bez holí po rovině při různých rychlostech

Je zřetelné, že pro W i NW platí stejná tendence pozitivní korelace, a to tak, že pro v10 se snižuje a pro v20 následně roste. Korelace pro W jsou statisticky významné.

Chůze s holemi a bez holí do kopce při různých rychlostech

Zde se nevyskytuje společná tendence korelací. Pro W platí stoupající tendence, která přechází v klesající. U NW je zřetelná klesající tendence korelace. Všechny korelace jsou pozitivní. Ani při porovnání s0 a s8 není patrná žádná tendence.

Obrázek 8. Kolenní kloub ve frontální rovině / kyčelní kloub v transverzální rovině



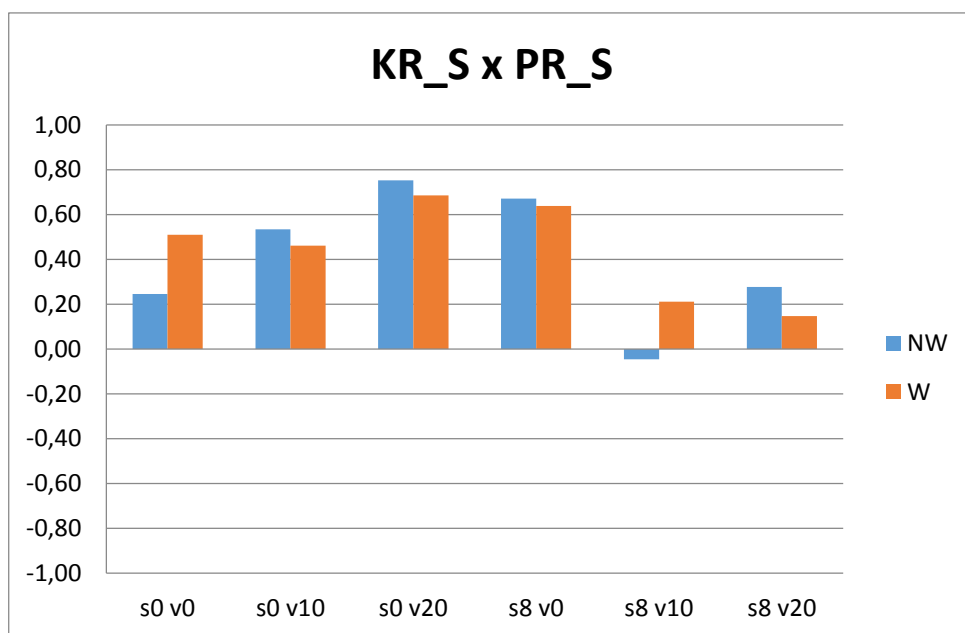
Chůze po rovině a do kopce při různých rychlostech

Pro W je zřetelná společná tendence pozitivních korelací, kdy platí stoupající tendence, která přechází v klesající. Pro s0v10 a s8v10 jsou korelace statisticky významné.

Chůze s holemi po rovině a do kopce při různých rychlostech

Z grafu je vidět společná stoupající tendence. Pro s8v0 platí negativní korelace. Pro porovnání W a NW není jasná žádná tendence.

Obrázek 9. Kolenní kloub v sagitální rovině / pánev v sagitální rovině



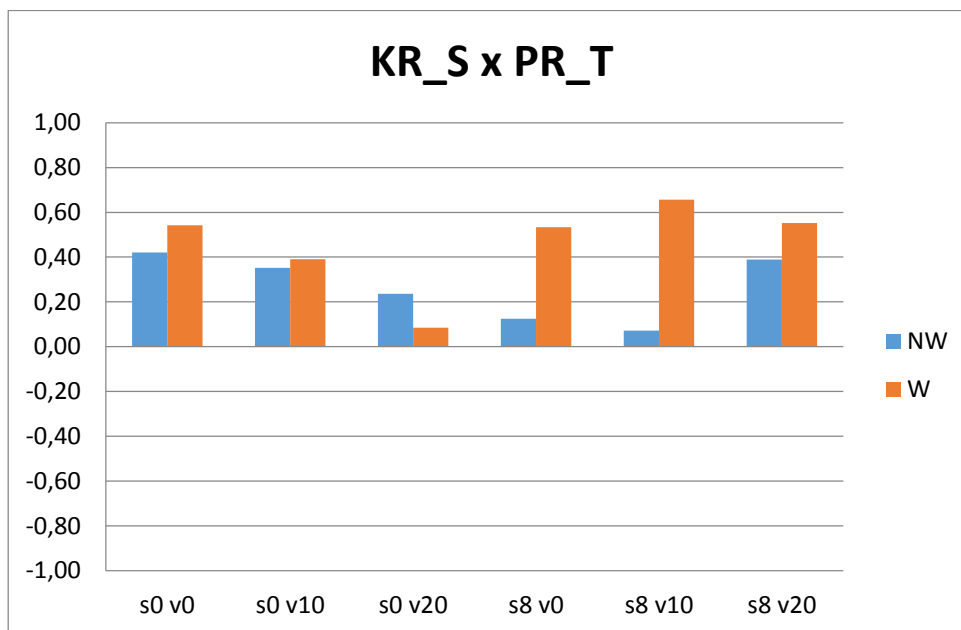
Chůze s holemi a bez holí po rovině při různých rychlostech

Pro W se zde nevyskytuje žádná společná tendence korelací. Pro NW je vidět stoupající tendence s rychlostí. Pro s0v20 W i NW platí statisticky významná pozitivní korelace.

Chůze s holemi a bez holí do kopce při různých rychlostech

Pro W platí klesající tendence korelací s rostoucí rychlostí. U NW není vidět žádná tendence korelací. Při společném porovnání korelací sklonů s0 a s8 není patrná žádná tendence korelací pro W ani NW.

Obrázek 10. Kolenní kloub v sagitální rovině / pánev v transverzální rovině



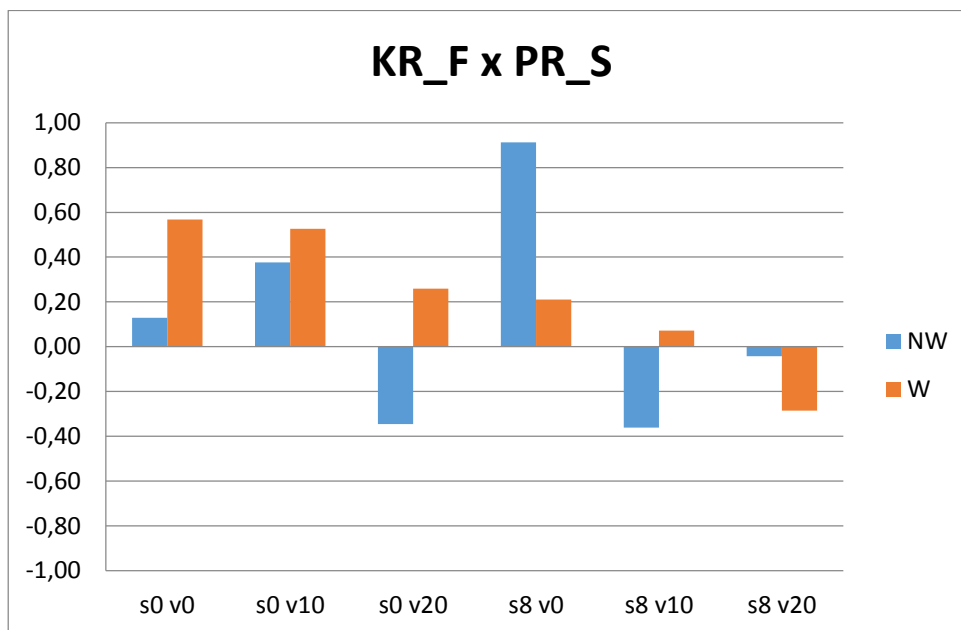
Chůze s holemi a bez holí po rovině při různých rychlostech

Pro W i NW platí klesající tendence pozitivních korelací s rostoucí rychlostí, kdy pro W v0 se jedná o statisticky významnou korelaci.

Chůze s holemi a bez holí do kopce při různých rychlostech

Pro W se míra korelace v závislosti na rychlosti zvětšuje a poté opět klesá. U NW je vidět přesně opačný jev. Pro hodnoty W v10 se jedná o statisticky významné korelace. Při společném porovnání korelací sklonů s0 a s8 není patrná žádná tendence korelací pro W ani NW.

Obrázek 11. Kolenní kloub ve frontální rovině / pánev v sagitální rovině



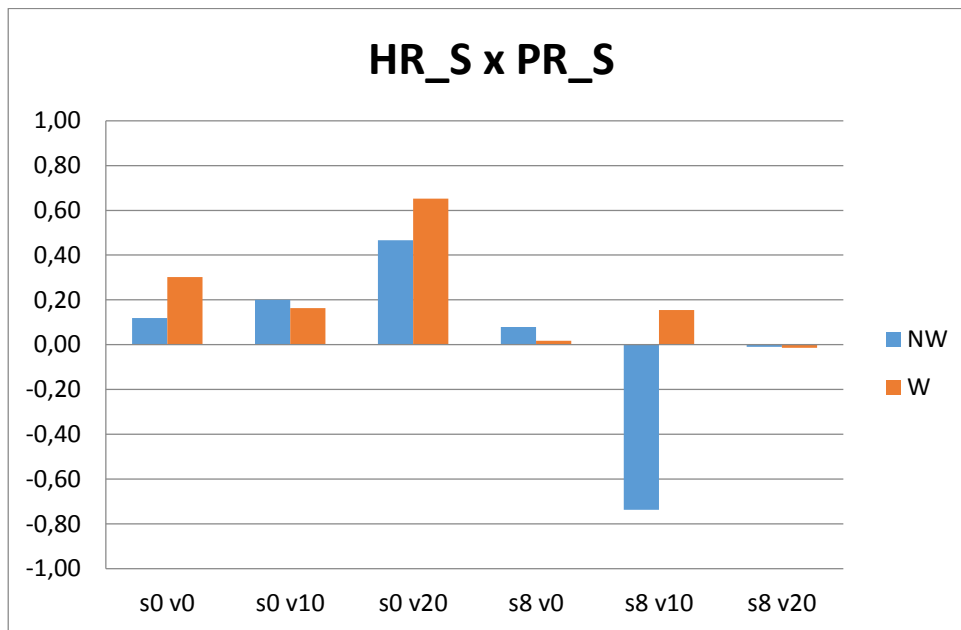
Chůze s holemi a bez holí po rovině při různých rychlostech

Pro W je vidět klesající tendence korelací s rostoucí rychlostí, korelace pro v0 jsou statisticky významné. Pro NW není zřetelná žádná tendence. Při porovnání společně W a NW není vidět opět žádná tendence.

Chůze s holemi a bez holí do kopce při různých rychlostech

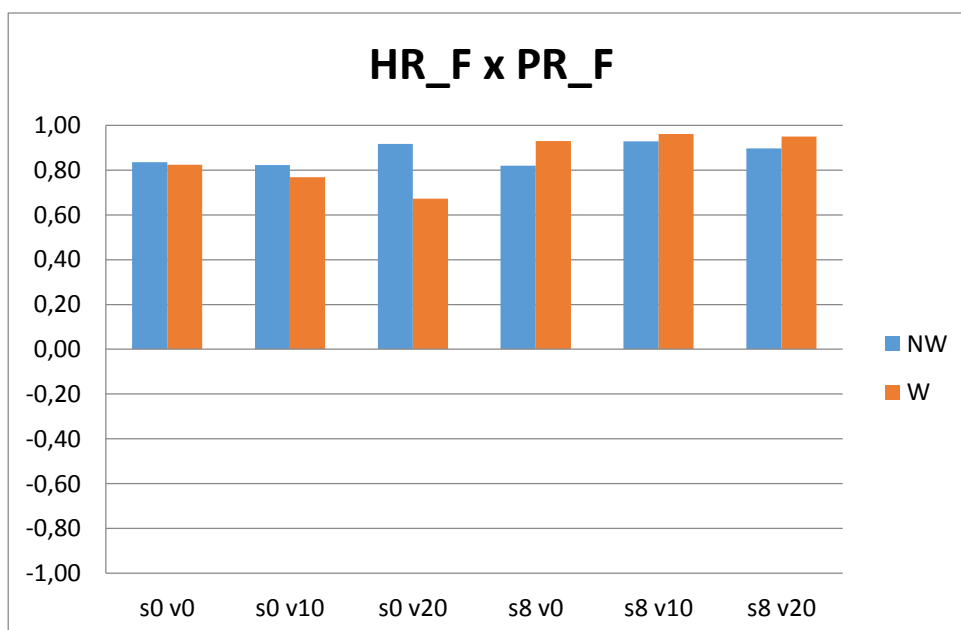
Korelace W vykazují klesající tendenci, což při porovnání s W s0 značí klesající trend všech W, kdy pro s8v20 nabývají korelace negativních hodnot. Korelace s8v0 jsou statisticky významné.

Obrázek 12. Kyčelní kloub v sagitální rovině / pánev v sagitální rovině



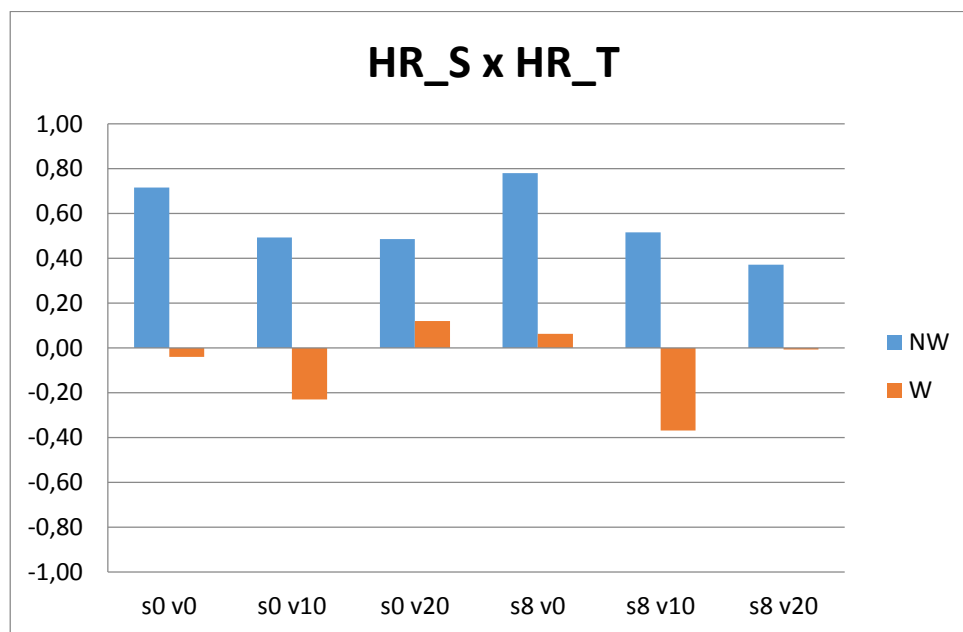
Pro W není vidět žádná tendence korelací pro s0 ani s8. Pro s0v20 se jedná o statisticky významné korelace. Pro NW u s0 je vidět stoupající tendence korelací. U s8 není z grafu vidět žádná tendence. U s8v10 existuje mezi sledovanými proměnnými statisticky významná negativní korelace. Při společném porovnání korelací sklonů s0 a s8 není patrná žádná tendence korelací pro W ani NW.

Obrázek 13. kyčelní kloub ve frontální rovině / pánev ve frontální rovině



Všechny korelace jsou statisticky významné. Stejný trend platí pro W, sklon 0, kdy s rostoucí rychlostí existuje klesající tendence korelací. Při porovnání tendence korelací u sklonu s8 při porovnání W a NW platí stejná tendence, která roste a poté klesá s rostoucí rychlostí.

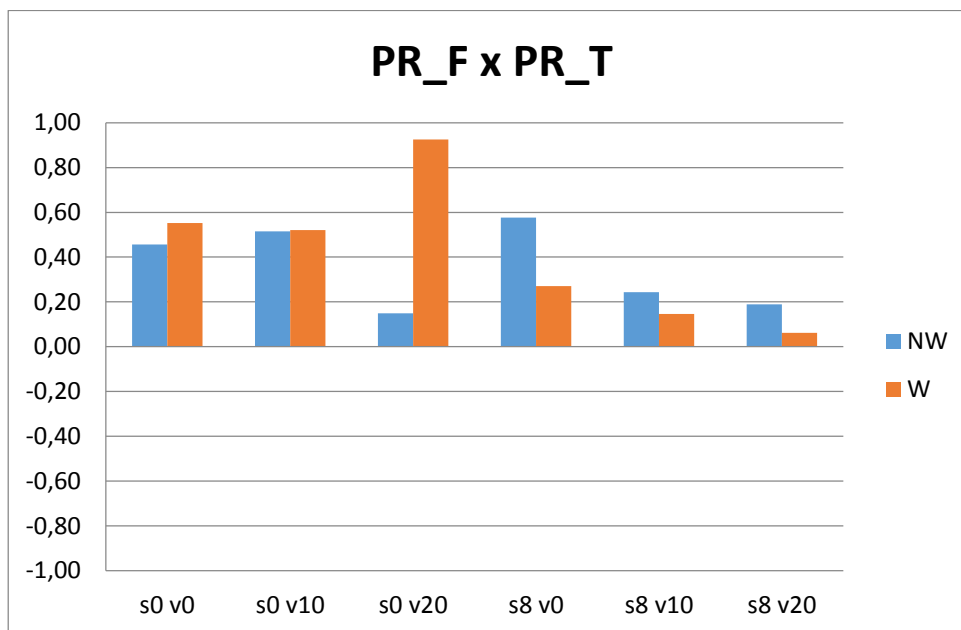
Obrázek 14. kyčelní kloub v sagitální rovině / kyčelní kloub v transverzální rovině



Chůze s holemi po rovině a do kopce při různých rychlostech

Z grafu je vidět klesající tendence pozitivních korelací v závislosti na zvyšující se rychlosti. Pro s0v0 a s8v0 se jedná o statisticky významné korelace. Pro W korelace nevykazují žádnou jednoznačnou tendenci. Z grafu není vidět žádná tendence mezi W a NW pro oba sklony.

Obrázek 15. Pánev ve frontální rovině / pánev v transverzální rovině



Chůze s holemi a bez holí do kopce při různých rychlostech

Mezi sledovanými pozitivními korelacemi je vidět klesající tendence s rostoucí rychlostí. U s0 není vidět žádná tendence. Pro W s0v0 a s0v20 se jedná o statisticky významné korelace. Při společném porovnání korelací sklonů s0 a s8 není patrná žádná tendence korelací pro W ani NW.

Zhodnocení popisovaných korelací

U následujících porovnávaných hodnot W a NW byl zřetelný společný stejný trend, bez ohledu na to, zda li klesající nebo stoupající. Z celkového počtu 52 porovnávaných dvojic byl stejný trend u 10 dvojic, tj. 19,23 %.

KR_S x KR_T při sklonu s8; KR_S x HR_S při sklonu s0; KR_S x PR_T při sklonu s0; HR_F x PR_F při sklonu s8; PR_F x PR_T při sklonu s8.

Z porovnávaných hodnot korelací je vidět, že ve většině případů není zřetelná tendence mezi W a NW. Vliv sklonu je 3:2 v prospěch s8.

U následujících porovnávaných hodnot jen pro W při sklonu s0 a s8 byl zřetelný společný trend, bez ohledu na to, zdali klesající nebo stoupající. Z celkového počtu 26 porovnávaných dvojic byl podobný trend u 4 dvojic, tj. 15,38 %

AR_T x KR_S; KR_F x HR_T; KR_F x PR_S; HR_S x HR_T

U následujících porovnávaných hodnot jen pro NW při sklonu s0 a s8 byl zřetelný společný stejný trend, bez ohledu na to, zda li klesající nebo stoupající. Z celkového počtu 26 porovnávaných dvojic byl stejný trend u 3 dvojic, tj. 11,54 %

KR_S x KR_T; KR_F x HR_T; HR_S x HR_T

Z celkového počtu všech korelací 156, bylo statisticky významných korelací pro W - 21, pro NW – 16. Z toho při sklonu 0: celkem 28, z toho W - 16 ; NW – 12. Při sklonu 8: celkem 23, z toho W – 12; NW – 11.

5 Diskuze

Nordic Walking patří mezi oblíbené pohybové aktivity, která se pro svou nenáročnost rozšířila po celém světě. Její popularizaci podpořila celá řada odborných studií, ale také spousta nevědeckých článků, které ji vychvalují jako univerzální aktivitu s kladným účinkem na všechny funkce lidského těla.

Nejvíce prací o severské chůzi se zabývá problematikou metabolických účinků na lidské tělo. Zřejmě je tomu tak proto, že toto téma se těší ve veřejnosti velké oblibě. Z prací plyne, že severská chůze má pozitivní vliv na lidský metabolismus, zejména ve smyslu větší spotřeby energie a tím plynoucímu odbourávání nadbytečné tělesné hmotnosti. Jedná se tak díky zapojení horních končetin při chůzi, které jsou jinak při běžné chůzi bez holí v minimální aktivitě (Church et al., 2002, Schiffer et al., 2006).

Hlezenní kloub

Rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) významně koreluje s rozsahem pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině (rotace) při Nordic Walking po rovině. S rostoucí rychlostí se míra korelace zvyšuje a nabývá negativních hodnot (v_{10} : -0,617; v_{20} : -0,669). U běžné chůze byla zjištěna významná korelace pro chůzi do kopce při rychlosti zvýšené o 10 % (-0,649). Brunner et al. (2008), prokázal v jeho práci významnou těsnost vztahů rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině a kyčelním kloubu v transverzální rovině při chůzi po rovině, chůzi do kopce, ani chůzi s holemi se jeho práce nezabývala.

Výše zmíněné signifikantní korelace jsou všechny negativní. Těsnost vztahů byla prokázána tedy více u chůze s holemi a to při vyšších rychlostech při chůzi po rovině, při nižších rychlostech není žádná z korelací významná. Při běžné chůzi byla významná závislost zjištěna rovněž při vyšší rychlosti, ale nenalezli jsme žádný obecný trend.

Rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině (rotace) významně koreluje s rozsahem pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) při Nordic Walking po rovině. S rostoucí rychlostí se míra korelace snižuje (v_0 : 0,747; v_{10} : 0,654). Těsnost vztahů byla prokázána jen u Nordic Walking u nulového sklonu. Ve vyšších rychlostech zde není žádná z korelací významná. U obyčejné chůze nebyly žádné hodnoty významné.

Rozsah pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině (rotace) významně koreluje s rozsahem pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) při Nordic Walking do kopce (v_{20} : 0,670) a při obyčejné chůzi do kopce při rychlosti zvýšené o 10 % (0,619). Obě významné korelace byly při vyšších rychlostech. Při nižších rychlostech nebyla žádná z korelací významná.

Při srovnání rozsahu pohybu hlezenního kloubu s ostatními měřenými klouby byly u Nordic Walking ve více případech významné korelace při vyšších rychlostech. Nedá se zde konstatovat, že rychlost má významný vliv na míru korelace rozsahu pohybu hlezenního kloubu s pohybem ostatních kloubů dolní končetiny. U nulového sklonu bylo dosaženo více významných hodnot korelací u Nordic Walking, naopak u běžné chůze byly významné hodnoty jen u vyššího sklonu.

Celkově bylo zjištěno více signifikantních korelací při Nordic Walking, což vypovídá o větší míře koordinace při chůzi s holemi, které díky širší bázi zvyšují stabilitu (Burger et al., 2006).

Kolenní kloub

Rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) významně koreluje s rozsahem pohybu kolenního kloubu v transverzální rovině (rotace) při Nordic Walking do kopce při rychlostech vyšších o 20 % (0,781). U běžné chůze byly zjištěny významné korelace při chůzi do kopce (v_{10} : 0,705); (v_{20} : 0,779). Z hodnot je vidět, že s rostoucí rychlostí mají korelace u obyčejné chůze i chůze s holemi rostoucí trend, ale pouze při chůzi do kopce. Při chůzi do kopce při vyšších rychlostech dosahují korelace při běžné chůzi a chůzi s holemi velmi podobných hodnot.

Rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) významně koreluje s rozsahem pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) pouze při běžné chůzi po rovině při všech třech měřených rychlostech (v_0 : 0,688), (v_{10} : 0,647), (v_{20} : 0,737). Nebyl zde ale vyzpozorován žádný obecný trend.

Rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) významně koreluje s rozsahem pohybu pánve v sagitální rovině (flexe, extenze) jen při chůzi po rovině rychlostí o 20 % zvýšenou a to u běžné chůze (0,686), tak i u Nordic Walking (0,753). Při ostatních měřených rychlostech nejsou korelace významné.

Rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) významně koreluje s rozsahem pohybu pánve v transverzální rovině (rotace) jen pro běžnou chůzi a to při chůzi po rovině (v_0 : 0,543), tak i při chůzi do kopce při vyšší rychlosti (v_{10} : 0,657). Z těchto hodnot není zřejmá žádná obecná tendence.

Rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině (abdukce, addukce) významně koreluje s rozsahem pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině (rotace). Signifikantní hodnoty byly jen pro běžnou chůzi po rovině při rychlosti o 10 % vyšší (0,588) a při chůzi do kopce taky pro rychlost o 10 % vyšší (0,847). Je tedy vidět jistý trend signifikantních korelací při běžné chůzi rychlostí o 10 % vyšší. Měření Stiefa et al. (2008) částečně potvrzuje naše výsledky, kdy u jejich měření nebyly signifikantní rozdíly hodnot rozsahu kyčelního kloubu při Nordic Walking a běžné chůzi.

Rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině (abdukce, addukce) významně koreluje s rozsahem pohybu pánve v sagitální rovině (flexe, extenze). Signifikantní byly hodnoty pro běžnou chůzi po rovině přirozenou rychlostí (0,567) a pro Nordic Walking při chůzi do kopce při přirozené rychlosti (0,912).

Kyčelní kloub, pánev

Rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) významně koreluje s rozsahem pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině (rotace) při Nordic Walking při chůzi po rovině (v_0 : 0,716) a při chůzi do kopce (v_0 : 0,780). Je tedy vidět jistý trend signifikantních hodnot pro Nordic Walking při přirozené rychlosti. Pro běžnou chůzi nebyly žádné hodnoty statisticky významné.

Rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) významně koreluje s rozsahem pohybu pánve v sagitální rovině (flexe, extenze) při běžné chůzi po rovině rychlostí větší o 20 % (0,651) a při Nordic Walking do kopce rychlostí větší o 10 % (-0,736). Ostatní hodnoty jsou nesignifikantní.

Rozsah pohybu kyčelního kloubu ve frontální rovině (abdukce, addukce) významně koreluje s rozsahem pohybu pánve ve frontální rovině (abdukce, addukce). Zde byly korelace jako u jediného srovnání všechny signifikantní. Všechny se blížily 1. Při srovnání s hodnotami předchozími v sagitální rovině, je tedy mnohem větší těsnost

vztahů ve frontální rovině. U běžné chůze při chůzi po rovině je klesající trend korelací s rostoucí rychlostí.

Rozsah pohybu pánve ve frontální rovině (abdukce, addukce) významně koreluje s rozsahem pohybu pánve v transversální rovině (rotace) při běžné chůzi po rovině při přirozené rychlosti (0,552) a při rychlosti o 20 % vyšší (0,925). Je zde tedy možno vyjádřit rostoucí trend korelací s rostoucí rychlostí u běžné chůze po rovině.

U Nordic Walking bylo zjištěno mnohem méně významných korelací ve všech porovnávání, kvůli malému počtu signifikantních korelací se tedy nedá validně vyjádřit trend. Z výsledků by se ale dalo říct, že zvýšení rychlosti nemělo přílišný vliv na těsnosti vztahů.

Vliv sklonu na míru těsnosti vztahů při chůzi nebyl zcela prokázán, zhruba polovina signifikantních výsledků byla při nulovém sklonu a druhá polovina při sklonu větším. Naklonění těžiště více dopředu, zejména u chůze s holemi zde tedy nemá vliv (Hagen et al., 2011). Vliv rychlosti na chůzi nebyl jednoznačně prokázán, i když více významných hodnot bylo právě ve vyšších rychlostech.

I přes pečlivou přípravu, má i naše studie své limity. Během měření mohlo dojít k chybám ze strany probandů kvůli nesprávné technice Nordic Walking, i přes předchozí zaučení. Toto se po dobu měření sledovalo a při aspekčním zjištění nesprávnosti chůze se probandi na toto upozorňovali. Zejména na pokládání holí více před tělo a nadměrným zapojováním horních končetin, používání modelu chůze s trekovými holemi. Zejména nadměrné zapření horními končetinami mohlo zlepšit stabilitu probanda a tím i změnit námi sledované hodnoty. Tyto drobnosti mohly zapříčinit malé odchylky ve výsledcích.

Rostoucí rychlost mohla zapříčinit mírné rozhození stereotypu chůze probandů a tím mít tedy vliv na pohyby jednotlivých segmentů.

Vliv na výsledky mohlo mít také repetitivní provádění chůze probandy a jakýsi vliv lepšího osvojení si techniky, i když všichni probandi byli dostatečně zaškoleni. Což při srovnání se studií Pohl et al. (2006) se toto nepotvrdilo a všechny výsledky dosahovaly podobných hodnot.

6 Závěr

Diplomová práce byla zaměřena na porovnání těsnosti vztahů (korelací) mezi jednotlivými klouby dolní končetiny. Výsledky byly srovnávány vždy mezi dvěma klouby navzájem. Tedy šlo o to, jak moc spolu korelují hodnoty v jednotlivých kloubech při měřeních ve třech rychlostech a dvou sklonech a to při chůzi bez holí a při chůzi s holemi.

Při srovnání hodnot pro běžnou chůzi nebyl zjištěn jednoznačný trend korelací. Podobný závěr jsme našli také pro chůzi s holemi. Při porovnání hodnot korelací při běžné chůzi a chůzi s holemi také nebyl vyzorován žádný společný trend korelací. Nedá se tedy říci, že existuje nějaká obecná závislost korelací při chůzi s holemi a bez holí. Z výsledků můžeme říci, že více významných korelací bylo zjištěno při chůzi bez holí.

Při různých rychlostech jsme našli minimum rozdílů v počtu významných korelací. Nedá se tedy říci, že rychlost chůze má vliv na korelace mezi pohybem v různých kloubech. Podobně jsme nevyzorovali žádný trend ve velikosti korelací mezi běžnou chůzí a Nordic Walking.

Co se týče sklonu podložky, tak více signifikantních korelací bylo zjištěno pro běžnou chůzi při nulovém sklonu. U Nordic Walking to bylo pro oba sklony téměř stejné množství signifikantních korelací. U většího sklonu byl počet korelací pro Nordic Walking a běžnou chůzi téměř vyrovnaný.

7 Souhrn

Nordic Walking získal v poslední době hodně na popularitě, a to jako součást aktivního životního stylu. Je rozšířen mezi lidmi všeho věku, velmi hojně i u seniorů. Dá se využít téměř u všech lidí. Jako hlavní důvody začlenění Nordic Walking do pohybových aktivit jsou celková kondice a rehabilitace. Pro kondiční účely je to zejména proto, že Nordic Walking přispívá díky zapojení horních končetin k většímu energetickému výdeji a tedy slouží jako prostředek snížení obezity. Touto problematikou se zabývá celá řada studií. Pro rehabilitační účely je tomu zejména pro edukaci chůze, napřimění při chůzi, popř. pro jistější stereotyp chůze.

Hlavním cílem této práce bylo porovnání těsnosti vztahů (korelací) mezi jednotlivými klouby dolní končetiny při běžné chůzi a při chůzi s holemi. A dále vysledovat, zdali má sklon a rychlost nějaký vliv na těsnost vztahů mezi jednotlivými klouby dolní končetiny při chůzi s holemi a bez nich.

Měření probíhalo na 15 mužích s průměrným věkem 22,9 roků, průměrnou výškou 180,1 cm a průměrnou hmotností 75,3 kg. Pro analyzování rozsahu pohybu jednotlivých kloubů při chůzi byl využit systém Vicon MX. Analyzovány byly běžná chůze bez holí a Nordic Walking při dvou sklonech 0 % a 8 % a při 3 rychlostech (v_0 – přirozená rychlost, v_{10} – přirozená rychlost + 10 %, v_{20} – přirozená rychlost + 20 %).

Při porovnávání těsnosti vztahů nebyla ve většině případů zjištěna žádná obecná tendence. Pouze při jednom srovnání byly všechny hodnoty statisticky významné, kterým bylo porovnání kyčelního kloubu ve frontální rovině (abdukce, addukce) s pánví ve frontální rovině, ale pro chůzi s holemi zde nebyl žádný popsatelný trend.

Z výsledovaných hodnot se nedá říci, že existuje obecná závislost korelací při chůzi s holemi a bez holí. Z výsledků je možno konstatovat, že více významných hodnot korelací bylo dosaženo při chůzi bez holí ve srovnání s Nordic Walking. Rychlost chůze se neprojevila žádnou obecnou tendencí, podobně jako sklon.

8 Summary

Nordic Walking recently gained a lot of popularity, and especially as part of an active lifestyle. It is widespread among people of all ages, very frequently even between elderly people. It can be used for almost everyone. The main reason why to integrate Nordic Walking into the physical activity is the overall fitness and rehabilitation. In case of a fitness activity the Nordic Walking contributes to increased energy consumption due to the involvement of the upper limbs. And thus it serves as a means of reducing obesity. There are many of studies that follow up this problematic. For the purpose of rehabilitation, it is in particular for the education of walking, straightening while walking or for safer walking stereotype.

The main objective of this study is to compare correlation of relationships between the particular joints of the lower limbs during normal walking and walking with sticks. Furthermore to trace if the tilt and speed have any influence on the kinematic chains of lower limbs when walking with sticks and without them.

The measurement was carried out on 15 men with average age 22,9 years, average height of 180,1cm, average weight of 75,3 kg. To analyse individual values of range of joints during movement the Vicon MX system was used. Normal walking and Nordic Walking was analyzed in following setups: two tilts 0 % and 8 % at 3 speeds (v_0 – natural speed, v_{10} – natural speed +10 %, v_{20} – natural speed + 20 %).

When comparing the correlation of the relationships, no general tendency was detected in most cases. Only in case of the hip joint in the frontal plane (abduction, adduction) with the pelvis in the frontal plane comparison the results were statistically significant, unfortunately in case of Nordic Walking no significant trend was discovered.

Based on the observed values we are unable to state any general trend of correlation between walking with or without the sticks. Based on the results, it is possible to state that more significant values of correlations were reached when walking without sticks in compare to Nordic Walking. The different speeds and tilts of the walking did not show any general tendency at all.

9 Referenční seznam

- Brunner, R., Dreher, T., Romkes, J., Frigo, C. (2008). Effects of plantarflexion on pelvis and lower limb kinematics. *Gait & Posture*, 28, 150-156.
- Burger, R., Schwaben, K., & Fischer, J. (2006). Biomechanical analysis of the Nordic Walking-technique [Abstract]. *Journal of Biomechanics*, 39(1), 186.
- 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.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith Press.
- 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., Henriksen, 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., Earnest, C. P., & Morss G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with Nordic Walking. *American Alliance for Health, Physical Education, Recreation, and Dance*, 73(3), 296-300.
- Jandová, D., & Morávek, O. (2011). Změny v pohybovém systému po Nordic Walking. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 18(2), 47-49.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.
- Kračmar, B., Vystrčilová, M., & Psotová, D. (2006). Sledování aktivity vybraných svalů u Nordic Walking a chůze pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 101-106.
- Lelas, L., Merriman G., Riley, P., & Kerrigan, C. (2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait and Posture*, 17, 106-112.

- Nottingham, S., & Jurasin, A. (2010). *Nordic Walking for Total Fitness*. USA: Human Kinetics.
- 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. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. USA: SLACK Incorporated.
- Pohl, B. M., Neil, M., Buckley, J. G. (2006). Changes in foot and lower limb coupling due to systematic variations in step width. *Clinical Biomechanics*, 21, 175–183.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking* (3rd ed.). USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmann, W., Strüder, H. K. (2006). Physiological responses to Nordic Walking, walking and jogging. *Journal of Applied Physiology*, 98(1), 56-61.
- Schiffer, T., Knicker, A., Dannöhl, R., & Strüder, K. (2009). Energy cost and pole forces during Nordic Walking under different surface conditions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 41(3), 663-668.
- Schiffer, T., Knicker, A. Montanarella, M., & Strüder, H. K. (2011). Mechanical and physiological effects of varying pole weights during Nordic Walking compared to walking. *Journal of applied physiology*, 111(6), 1121-1126.
- Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Unverzita J.E. Purkyně v Ústí nad Labem.
- Sovová, E., Zapletalová, B., & Cyprianová, H. (2008). *100 + 1 otázek a odpovědí o chůzi, nejen nordické*. Praha: Grada.
- Sedliak, M., & Pavelka, B. (2003). Nordic Walking – kondičná chôdza. *Telesná výchova a Šport*, 13(2), 12-15.
- Stejskal, P., & Vystrčil, M. (2005). Severská chôze a její využití v tělovýchovném lékařství. *Medicina Sportiva Bohemica Slovaca*, 14(4), 158-165.
- 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, 351-359.

- Svensson, M. (2009). *Nordic Walking*. USA: Human Kinetics.
- 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.
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31.
- Škopek, M. (2010). *Nordic Walking*. Praha: Grada
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vařeka, I., Hak, J., & Vařeková, R. (2002). Severská chůze – principy a možnosti uplatnění v rehabilitaci. *Rehabilitácia*. 35(2), 78-83.
- Vaughan, Ch. L., & Davis, B. L. (1999). *Dynamics of human gait*. Cape Town: Kiboho publishers.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton
- Whittle, W. M. (2007). *Gait Analysis an Introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.

Příloha

Příloha 1. Vyjádření etické komise.



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 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 jednacím 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 souhlasu etické komise.

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

razítko fakulty