

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Závislost parametrů lokomoce na tělesné výšce dospělé osoby

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Petra Maštalková

Praha, březen 2014

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala svému vedoucímu diplomové práce Ing. Miloslavu Vilímkovi, Ph.D. za poskytnutí podnětných rad a připomínek a za čas, který věnoval konzultacím k této práci. Také tímto děkuji Ing. Petru Kubovému, který zajistil technickou stránku experimentu v laboratoři Biomechaniky Extrémní Zátěže. Dále děkuji probandům, kteří se zúčastnili měření a dalším osobám, které jakýmkoliv způsobem přispěly k vytvoření vhodných podmínek pro tvorbu této práce.

Abstrakt

Název: Závislost parametrů lokomoce na tělesné výšce dospělé osoby

Cíle: Hlavním cílem této diplomové práce je zjistit, jak se mění parametry chůze v závislosti na tělesné výšce osoby. Dalším cílem je porovnat tyto parametry mezi skupinou mužů a žen.

Metody: Tato práce má povahu deskriptivně – asociačního výzkumu. V praktické části byla použita metoda komparace lokomočního projevu osob. Jako objektivizační metoda byla zvolena 3D kinematická analýza chůze, která byla provedena systémem Qualisys.

Výsledky: Bylo zjištěno, že závislosti na výšce osoby podléhá délka kroku, rotace pánve, flexe předního kolene, frekvence a rychlost chůze. Této závislosti naopak nepodléhá úhel mezi femury a flexe zadního kolene. Dále bylo zjištěno, že hodnoty parametrů, které mezi probandy vykazují nejvyšší míru variability dosahují poměrně nízkých úhlových hodnot. Mezi tyto parametry patří úhel rotace pánve a úhel flexe předního kolene. Opačné vlastnosti pak vykazuje velikost úhlu mezi femury, který dosahuje nejvyšší hodnoty, ale má jednoznačně nejnižší míru variability.

Klíčová slova: chůze, délka kroku, fáze dvojí opory, tělesná výška

Abstract

Title: Dependence of the gait parameters on a stature of an adult

Objectives: The main aim of this study is to find out how the gait parameters depends on a stature of an adult. Another aim of this study is to compare these parameters between group of men and group of women.

Methods: This thesis is type of descriptive - association research. In the practical part was used method of comparison for locomotion of people. As an objectification method was chosen 3D kinematic analysis of gait, which was performed using the Qualisys.

Results: It was found that the dependence on a stature subject to the step length, pelvic rotation, flexion of a front knee, frequency and walking speed. Linear dependence on a stature is not subject to the the angle between femurs and flexion of a back knee. It was also found that the values of parameters which have the highest rate of variability reach a relatively low angular values. These parameters include the angle of rotation of a pelvis and the angle of flexion of a front knee. Opposite qualities shows the angle between femurs, which reaches the highest value, but clearly has the lowest rate of variability.

Keywords: gait, footstep lenght, double support, stature

Obsah

1 Úvod.....	9
2 Teoretická východiska práce	11
2. 1 Chůze	11
2. 1. 1 Fáze krokového cyklu	11
2. 1. 2 Individuálnost chůze	13
2. 1. 2. 1 Vliv vnitřního prostředí na chůzi	14
2. 1. 2. 2 Vliv zevního prostředí na chůzi	17
2. 2 Forezní biomechanika.....	17
2. 2. 1 Identifikace osoby z trasologických stop.....	18
2. 2. 1. 1 Určení tělesné výšky z trasologické stopy	19
2. 2. 1. 2 Určení rychlosti chůze	21
2. 2. 2 Identifikace osoby analýzou chůze	21
2. 2. 2. 1 Výhody identifikace osoby analýzou chůze	21
2. 2. 2. 2 Nevýhody identifikace osoby analýzou chůze.....	22
2. 2. 2. 3 Předpoklady pro identifikaci osoby analýzou chůze	22
2. 3 Kinematická analýza chůze	22
2. 3. 1 Využití ve forezní biomechanice	23
2. 3. 2 Využití v rehabilitaci	26
3 Cíle a úkoly práce, hypotézy.....	28
3. 1 Vymezení zkoumaného problému, cíle práce.....	28
3. 2 Hypotézy	29
4 Metodika práce	30
4. 1 Metodologický přístup.....	30
4. 2 Charakteristika sledovaného souboru osob.....	30

4.3	Použité metody měření	30
4.3.1	Qualisys	30
4.3.1.1	Kalibrace	31
4.3.1.2	Umístění markerů	31
4.4	Průběh měření	32
4.5	Analýza získaných dat	33
4.5.1	Výpočet délky kroku.....	35
4.5.2	Výpočet úhlu mezi femury	35
4.5.3	Výpočet úhlu flexe kolenních kloubů	37
4.5.4	Výpočet rotace pánve.....	37
4.5.5	Výpočet délky dolních končetin	38
4.5.6	Výpočet doby kroku.....	38
4.5.7	Výpočet rychlosti chůze.....	38
5	Výsledky	39
5.1	Přehled a porovnání naměřených hodnot.....	39
5.2	Závislost parametrů chůze na výšce osoby	42
5.2.1	Délka kroku.....	43
5.2.2	Rotace pánve, úhly dolních končetin	46
5.2.2.1	Úhel mezi femury	48
5.2.2.2	Úhel flexe zadního kolene	50
5.2.2.3	Úhel flexe předního kolene	51
5.2.2.4	Rotace pánve	52
5.2.3	Rychlost chůze a doba kroku	54
5.2.4	Přehled vztahů mezi parametry chůze a výškou osoby	57
6	Diskuze	59
6.1	Diskuze k možnosti zkrácení výsledků.....	59

6. 2 Diskuze k hypotézám.....	60
6. 2. 1 Hypotéza č. 1	60
6. 2. 2 Hypotéza č. 2	64
6. 2. 3 Hypotéza č. 3	65
7 Závěr	66
Seznam literatury	69
Přílohy.....	74

Seznam použitých symbolů a zkratek

ddo – délka stopy obuvi

dk – délka kroku

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

dkk – délka dvojkroku

dn – délka nohy

dso – šířka stopy obuvi

h – délka dolní končetiny

m – metr

mm – milimetr

m/s – metr za sekundu

s – sekunda

SIAS – spina iliaca anterior superior

šn – šířka nohy

v – rychlost

° - stupeň

2D – dvojrozměrné zobrazení

3D – trojrozměrné (prostorové) zobrazení

1 Úvod

Lokomoce je jednou z nejzákladnějších a nejpřirozenějších pohybových činností člověka. Lokomoční pohyb slouží k přesunu těla z místa na místo a děje se pomocí aktivity pohybového aparátu člověka. Lokomoce se postupně vyvíjí u dětí od primitivního vzoru kvadrupedální lokomoce (plazení, tulenění, lezení po čtyřech) až po vertikální bipedální chůzi. Při bipedální chůzi dominují v zajištění lokomoce dolní končetiny.

Chůze je velmi složitý pohybový stereotyp, který je řízen na míšní úrovni a probíhá tedy podvědomě. Při chůzi se nemusíme soustředit na provádění jednotlivých kroků a pohybů, ale přemýšlíme pouze o cíli, kterého chceme chůzí dosáhnout. Přemýšlíme například nad tím kudy jdeme nebo kam chceme dojít. Chůze, aniž si to uvědomujeme, odráží naši kondici, celkový zdravotní stav, dysbalance v pohybovém aparátu nebo naše psychické rozpoložení. Právě z tohoto důvodu je chůze každého člověka velmi individuálním a jedinečným pohybovým projevem.

S poznatkem, že chůze každého člověka je individuální, začal intenzivněji v 90. letech 20. století pracovat i obor zvaný forenzní biomechanika. Od 90. let se forenzní biomechanika rychle rozvíjí a zkoumá mimo jiné i biomechaniku chůze a různé charakteristiky stop vzniklých při chůzi.

Na základě analýzy chůze je možné určit identitu osoby. V současné době je průmyslovými kamerami běžně zaznamenáván pohyb osob na veřejnosti přístupných místech. Takto pořízený záznam je možné opakovaně přehrát a zjistit z něj individuální charakteristiky chůze osoby, podle kterých může být následně zjištěna její totožnost.

Stopy chůze, které pachatel zanechal na místě činu, mohou také přispět k určení jeho identity. Ze stop chůze je možné přibližně stanovit tělesnou výšku člověka. Proto by chůze, ačkoliv je pro každou osobu jedinečná, měla vykazovat i určité parametry, které jsou pro některé skupiny lidí velmi podobné a mají závislost na tělesné výšce člověka.

Na základě těchto poznatků budu v této práci zkoumat, které parametry chůze podléhají závislosti na výšce osoby. Dále budu zjišťovat, jestli některé parametry chůze

vykazují mezi různými osobami určitou podobnost a také zda se liší v závislosti na pohlaví osoby.

2 Teoretická východiska práce

2.1 Chůze

Chůze je základní lokomoční stereotyp člověka, který slouží k přesunu těla z místa na místo. Je to složitý pohybový úkon, na kterém se podílí celý pohybový systém.

Chůze vzniká díky rytmickému zkracování svalů. Tím se mění vzdálenost mezi jejich začátky a úpony a vzniká tím tah působící na pohyblivý kostěný segment, opírající se v kloubu o pevný oporný segment. Tento oporný segment se však může vůči jiným segmentům pohybovat. Děje se tak například při pohybu pánve vůči hrudníku. Přesto však pánev zůstává opornou bází pro pohyb femuru. Výsledný pohyb je díky opornému bodu otáčivý a připomíná pohyb kyvadla (Véle, 2006).

Lokomoční pohyb je výsledkem spuštění předem připravovaného vzorce neuronální aktivity. Pro chůzi je řídicí centrum uloženo ve spinální míše (Janura a Zahálka, 2004).

2.1.1 Fáze krokového cyklu

Chůze probíhá cyklicky, podle určitého časového pořádku. Pro každou dolní končetinu existují tři zřetelně oddělené pohybové fáze: švihová fáze, oporná fáze a fáze dvojí opory. Ve švihové fázi dochází k posunu končetiny vpřed bez kontaktu s opornou bází. V oporné fázi je končetina ve styku s opornou bází. A ve fázi dvojí opory jsou obě končetiny zároveň ve styku s opornou bází, odvíjení špičky na stojné noze se kryje s kontaktem paty na noze švihové (Véle, 2006).

V literatuře se objevuje i detailnější popis fází chůze. Pro srovnání bude uveden popis fází chůze od různých autorů:

Názvosloví podle Perryho:

1. počáteční kontakt nohy
2. reakce na zatížení
3. střed stojné fáze
4. konečný stoj
5. předšvihová fáze
6. počáteční švih
7. střed švihové fáze
8. konečný švih

Názvosloví podle Vaughana:

1. úder paty
2. kontakt paty
3. střed stojné fáze
4. odvinutí paty
5. odraz palce
6. zrychlení
7. střed švihové fáze
8. zpomalení

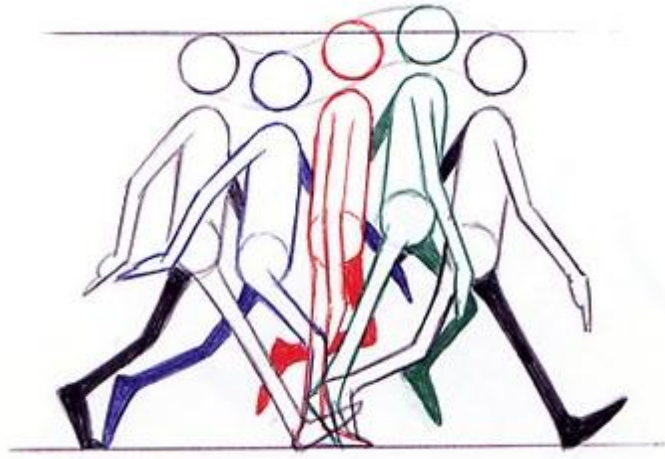
(Perry, 1992, Vaughan, Davis a O'Conor, 1992)

Při chůzi jsou popsány jednotlivé úseky jako kroky trvající od kontaktu jedné paty ke kontaktu druhé paty s opornou bází a nebo dvojkroky trvající od kontaktu jedné paty ke kontaktu téže paty s opornou bází (Véle, 2006).

Gross (2001) používá jinou terminologii než Véle (2006). Místo názvu „dvojkrok“ používá název „krokový cyklus“ a popisuje procentuelní zastoupení jednotlivých fází v krokovém cyklu. Kročná fáze (švihová fáze) tvoří 60 % cyklu a stojná fáze (oporná fáze) tvoří 30 % krokového cyklu. Stoj (tedy fáze dvojí opory) tvoří 12 % krokového cyklu .

Fáze dvojí opory je pro chůzi typická a odlišuje ji od běhu. Janda (1966) popisuje chůzi jako řadu kroků, běh popisuje jako řadu skoků.

Pro vytvoření lepší představy o pohybu těla během chůze je na Obrázku č. 1 znázorněno rozfázování chůze během jednoho dvojkroku. Zleva pohyb začíná nášlapem na patu, pokračuje přenesením váhy přes celé chodidlo a švihem zadní dolní končetiny vpřed, dále pohyb pokračuje odrazem od palce stojné dolní končetiny a končí nášlapem na patu opačné dolní končetiny.



Obrázek č. 1: Fáze chůze během dvojkroku

(převzato z www.3danimation.harveygoldman.com)

2. 1. 2 Individuálnost chůze

Abychom porozuměli tomu, jak se člověk pohybuje, musíme také vzít do úvahy vliv vnitřního a zevního prostředí na člověka.

Vnitřní prostředí člověka je utvářeno činností jednotlivých tělesných aparátů. Na lokomoci má vliv nejenom pohybový aparát, ale promítá se do ní i funkce kardiovaskulárního aparátu, dýchací, nervové, trávicí a vylučovací soustavy a řídicí funkce centrální nervové soustavy a hormonů (Scott, 1963).

Na základě zkušeností získaných v průběhu života člověk neustále vyhodnocuje stav zevního prostředí a přizpůsobuje mu své pohybové chování. Zevním prostředím jsou myšleny různé druhy terénů a povětrnostních podmínek, ve kterých se člověk pohybuje (Véle, 2006).

Každá osoba reaguje na určitý podnět odlišným způsobem. Způsob reakce se může u jedné osoby s časem měnit. Proto je třeba, vždy počítat s individuální variabilitou (Véle, 2006).

2. 1. 2. 1 Vliv vnitřního prostředí na chůzi

Stereotyp chůze se postupně vyvíjel v průběhu posturální ontogeneze od starších primitivních vzorů kvadrupedální lokomoce až do vertikálního bipedálního vzoru chůze (Véle, 2006). Je to pohybový stereotyp vybudovaný na fylogeneticky fixovaných principech, které jsou charakteristické pro každého jedince (Kolář et al., 2009).

Janda (1981) rozlišuje chůzi na tři základní typy: proximální, akrální a peroneální. Při proximálním typu chůze je hlavní pohyb dolních končetin vykonáván v kyčelních kloubech a dochází k malému odvinování chodidla. Naopak u akrálního typu chůze je chodidlo odvinováno výrazně a je zvětšená plantární flexe nohy během konečné stojné fáze kroku. Při peroneální chůzi je výraznější flexe v kolenních kloubech, vnitřní rotace v kyčelních kloubech a everze nohy.

Protože je chůze složitá a komplexní pohybová funkce, mohou se v ní projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy (Kolář, et al., 2009). Můžeme potom rozlišit další typy chůze podle typu poruchy či postižení.

Chůze při poškození n. peroneus se projevuje stepáží. Jedinec není schopen dorzální flexe nohy a proto při chůzi zvedá vysoko dolní končetiny a došlapuje nejdříve na prsty, potom až na patu (Kolář et al., 2009).

Při parkinsonské chůzi jsou tělo i končetiny v semiflexi. Chůze je šouravá, kroky jsou pomalé a krátké (Růžička, Roth a Kaňovský, 2000).

Spastická chůze při centrální hemiparéze je typická cirkumdukci paretické dolní končetiny a došlapem pouze na špičku chodidla. Stejnostranná horní končetina je ve flekčním držení přitažena k tělu (Seidl a Obenberger, 2004).

Ataktická chůze se projevuje porušením svalové koordinace, v jejímž důsledku jedinec špatně drží rovnováhu a neumí správně přenášet váhu těla z jedné končetiny na druhou, také mohou být zvýšené souhyby horních končetin (Kolář et al., 2009).

Hyperkinetickou chůzi, která vzniká například při atetóze, doprovází mimovolní pohyby (Kolář et al., 2009).

Při kolébaté (kachní) chůzi se trup při každém kroku vychyluje nad opornou končetinu. Děje se tak kvůli oslabení abduktorů kyčelního kloubu, které při chůzi stabilizují pánev (Kolář et al., 2009).

Vestibulární chůze se vyznačuje tahem a úchylkou většinou k jedné straně v důsledku nerovnováhy obou vestibulárních aparátů (Seidl a Obenberger, 2004).

Na chůzi může mít vliv i psychický stav. Negativní emoce zhoršují celkové držení těla, vzniká tendence k flekčnímu držení, snižuje se pohybová aktivita. Pozitivní emoce naopak podporují extenční držení těla a přispívají k větší pohybové aktivitě. Dlouhodobý stav může se trvale projevit v konfiguraci segmentů pohybového aparátu i v pohybovém projevu. Psychická onemocnění bývají také spojena se změnami pohybového chování. Příkladem mohou být osoby trpící autismem nebo histrionskou poruchou osobnosti (Véle, 2006). Jedinec trpící histrionskou poruchou osobnosti má při chůzi pocit výrazné nejistoty. Jde jakoby po provaze a klade chodidla nelogicky za sebe. Tato chůze je označována jako chůze hysterická (Seidl a Obenberger, 2004).

Bolest způsobuje změnu v používání standardního pohybového vzoru. Projeví se antalgickým chováním, které je individuální a liší se podle příčiny vyvolávající bolest (Véle, 2006). Antalgická chůze je adaptací na bolest, která může vzniknout při zatížení jedné dolní končetiny. Snahou o minimální zatížení bolestivé končetiny se zkracuje stojná fáze na postižené končetině, dochází k napadání na zdravou končetinu, ke kulhání. Příčinou bolestí mohou být například lumboischialgický syndrom, degenerativní změny kloubů nebo traumata (Kolář et al., 2009).

Při chůzi se mohou projevit i další poruchy pohybové soustavy. Pokud je oslaben určitý sval nebo svalová skupina, bude funkce, kterou tyto svaly zajišťují, kompenzována jinak. Jako u již zmíněné kolébaté chůze při oslabení abduktorů kyčelního kloubu. Také při kloubních blokáдах bude pohyb v určitém kloubu kompenzován pohybem v jiném segmentu. Nejčastěji se projeví zvýšenou kloubní pohyblivostí v segmentu pod nebo nad kloubní blokádou (Lewit, 2003). Zkrácené svaly také ovlivní stereotyp chůze. Například zkrácený m. ilopsoas nedovolí provést dostatečnou extenzi v kyčelním kloubu (Janda, 2004). Při chůzi pak bude docházet k elevaci pánve nebo ke zvětšení rotace pánve, zkrácení kroku.

Do chůze se mohou projevit svalové dysbalance a pohybové stereotypy získané z různých činností jako je sport, práce či volnočasové aktivity (Scott, 1963).

Důležitou roli při chůzi hraje i ekonomika pohybů. Kadence kroků odpovídá kmitům kyvadla, jehož délka je dána délkou končetin. Jedinci vyššího věku dělají delší kroky s pomalejší kadencí. Jedinci menšího věku dělají kratší kroky s rychlejší kadencí. Při chůzi se projeví řídicí funkce CNS i zásobovací funkce kardiovaskulárního aparátu. Pomalá chůze není namáhavá pro kardiovaskulární aparát, ale zatěžuje více posturální systém. Proto se projeví dříve únava z poruchy koordinace pohybů. Rychlá chůze klade menší nároky na posturální systém, protože vzpřímená poloha je udržována setrvačnou hmotou těla a tím odlehčuje řídicí CNS, má však větší nároky na kardiovaskulární aparát (Véle, 2006). Rychlá nebo pomalá chůze je tedy neekonomická. Nejúspornější je chůze frekvencí 100 kroků za minutu (Janda, Poláková a Véle, 1966). Pokud je člověk unavený, snižuje se dynamika jeho chůze a prodlužuje se fáze dvojí opory (Janda, Poláková a Véle, 1966).

Na stereotyp chůze má vliv i věk. Stárnutí doprovází změny smyslového vnímání, nervového a pohybového systému. Tyto změny se pak projeví ve fyzické výkonnosti jedince a biomechanice pohybového projevu (Craik, Oatis, 1994). S věkem se stereotyp chůze různě mění (Grabiner et al., 2001). Schimpl et al. (2011) zjistila, že s rostoucím věkem se snižuje rychlost chůze. S každým přibývajícím rokem se snižuje rychlost chůze o 0,0037 m/s. Pro lepší představu udává přirovnání, že dvacetiletý člověk ujde vzdálenost 1 km o 1,2 minuty rychleji než člověk, kterému je šedesát let.

Je prokázáno, že se liší stereotyp chůze mužů a žen. Muži chodí o širší bázi než ženy. Rozdíly se dají najít i v pohybech pánve a v postavení dolních končetin. Ženy mají pánev nakloněnou více dopředu a při chůzi se pánev pohybuje více šikmo nahoru a dolů. Kyčelní klouby jsou ve větší flexi, addukci a vnitřní rotaci než u mužů. Kolena jsou ve větší valgozitě (Cho et al., 2004). Ženy mají kratší délku nohy. Otisk, který zanechá noha ženy, bude menší než otisk muže, který bude stejně vysoký jako žena (Fessler et al., 2004). Rozdíly mezi chůzí mužů a žen zkoumali také Kozlowsky a Cutting (1977), kteří připevnili na klouby horních a dolních končetin světelné markery. Zjistili, že markery připevněné na horní části těla umožňují přesnější rozpoznání pohlaví chodce než markery umístěné na spodní části těla. Identifikace pohlaví osoby je však možná, i pokud se markery umístí pouze na kotníky.

2. 1. 2. 2 Vliv zevního prostředí na chůzi

Ze zevních faktorů ovlivňuje chůzi druh terénu, který určuje kvalitu opory pro dolní končetiny, a odpor prostředí daný povětrnostními podmínkami. Chůze po nepevném terénu je nejistá. Chůze po kluzkém terénu se projeví zúžením oporné báze a zkrácením kroků. Pokud je větrno, je třeba naklonit trup proti směru větru a kompenzovat tak vliv odporu prostředí. Při chůzi do svahu se tělo naklání dopředu, švihová noha se zvedá výše a je zvětšená dorzální flexe v kotníku. Při chůzi ze svahu jedinec našlapuje na chodidlo v plantární flexi a provádí opačné odvíjení chodidla. Velké svaly na oporné končetině pracují v excentrické kontrakci, zatěžuje se více posturální systém. Proto je chůze směrem dolů pocíťována jako namáhavější (Véle, 2006).

Rozdíly ve stereotypu chůze můžeme také nalézt u různých etnik. Tyto rozdíly jsou dány nejenom mírně odlišnou anatomickou stavbou, ale i kulturou a prostředím, ve kterém lidé žijí (Cho et al., 2004).

Rozdíl v rychlosti chůze může být daný prostředím, ve kterém se osoba pohybuje. Franěk a Ondráček (2010) zkoumali vliv intenzity dopravního provozu, hluku, otevřenosti prostoru, regenerační kvality prostředí a různého množství přírodních prvků na rychlost chůze. Osoby při pokusech měly tendenci pohybovat se mírně rychleji v úsecích bez zeleně a s větším dopravním provozem než v úsecích se zelení a s nižším dopravním provozem. Zároveň bylo zjištěno, že v úsecích, které mají větší regenerační kvality a vyvolávají pozitivnější emoce, se osoby pohybovaly pomaleji.

2. 2 Forenzní biomechanika

Biomechanika je definována jako interdisciplinární věda, zabývající se především studiem mechanické struktury a mechanického chování živých systémů a jejich interakcí s okolím (Karas, 1978). Biomechanické poznatky jsou využívány především v oborech, jako je medicína, sport, rehabilitace. Postupně se biomechanika aplikuje i do dalších oborů jako je kriminalistika. V kriminalistice je pak nazývána forenzní biomechanikou (Straus, 2001).

Ve forenzní biomechanice se prolínají poznatky z oboru kriminalistiky a biomechaniky. Biomechanické metody zkoumání, postupy a řešení jsou tvůrčím způsobem aplikovány na problematiku kriminalistiky. Forenzní biomechanika studuje

a zkoumá pohybový systém a pohybové chování osob, které mají souvislost s trestným činem a zanechaly kriminalistické stopy, které mají v sobě zakódovaný biomechanický obsah. Kriminalistické stopy v sobě odrážejí funkční a dynamický projev osoby, která stopu vytvořila (Straus, 2001). Tyto stopy v sobě tedy odrážejí různé biometrické charakteristiky (Ščurek, 2008). Jako biometrickou charakteristiku můžeme využít i analýzu chůze, protože její dynamika je pro každou osobu jedinečná (Straus a Jonák, 2007).

Forenzní biomechanika je poměrně mladý obor. Tato vědecká disciplína se začala využívat jako znalecký obor teprve v 90. letech 20. století. V 60. a 70. letech byla biomechanika okrajově využívána pro řešení problémů v kriminalistice. V té době se teprve rozvíjel vědecký výzkum biomechanických aplikací. Tento výzkum probíhal na katedře anatomie, biomechaniky a antropomotoriky FTVS UK v Praze. Na rozvoji biomechanických aplikací v kriminalistice se podílel celý tým katedry pod vedením profesora Karase. Teprve v druhé polovině 90. let se forenzní biomechanika začíná systematicky rozvíjet i na katedře kriminalistiky Policejní akademie ČR v Praze. Profesor Porada, který byl blízkým spolupracovníkem profesora Karase, položil základní myšlenkové směry biomechanických aplikací v kriminalistice, které podložil četnými experimentálními praxemi a vědeckými studii (Straus, 2008).

2. 2. 1 Identifikace osoby z trasologických stop

Jedním z odvětví forenzní biomechaniky je odvětví zabývající se posouzením biomechanického obsahu vybraných druhů kriminalistických stop. Doposud byly nejvíce zkoumány obsahy trasologických stop. Je to dáno především tím, že v 95,5% se trasologické stopy obuvi a stopy lokomoce vyskytují na místě činu. Z trasologických stop je možné odhalit geometrické parametry (tělesná výška), kinematické parametry (rychlost lokomoce, druh lokomoce) a dynamické parametry (tělesná hmotnost, hmotnost neseného břemene) (Straus, 2001).

Pokud osoba zanechá otisk bosé nohy (plantogram), lze díky individuální tvarové jedinečnosti otisku osobu identifikovat. Nejčastěji se identifikace provádí na základě zkoumání kresby papilárních linií, přítomnosti otisků jizev či specifických záhybů kůže. Také je možné osobu identifikovat, pokud má nějakým způsobem deformované chodidlo v důsledku úrazu, získané nebo vývojové vady (Straus, 1997,

Mařík, Straus a Sochr 2004). Další možností je identifikace osoby pomocí geometrických znaků nesených v trasologické stopě, které se projevují v prostorovém uspořádání stop. Jsou to především délka, šířka, hloubka a plocha plastické stopy. Ze stop se dá dále odečíst délka kroku pravé a levé nohy, délka dvojkroku a úhel pravé a levé stopy. I tyto geometrické znaky díky své jedinečnosti dopomáhají identifikovat osobu, která stopy vytvořila (Straus, 2001).

2. 2. 1. 1 Určení tělesné výšky z trasologické stopy

Již na konci 19. století byly studovány především závislosti délky chodidla a tělesné výšky, a to v pracích A. Bertillona a H. de Parville, kteří na základě vlastních praktických studií formulovali uvedené zákonitosti jako lineární závislost. H. de Parville publikoval rovnici vyjadřující závislost mezi tělesnou výškou (tv) a délkou bosé nohy (dn).

$$tv = 6,98 \cdot dn - 0,1$$

(Straus, 2003)

Začátkem 70. let byla publikována studie Titlbacha, Titlbachové a Štěchové (1971), která dále navázala na zkoumání Bertillona a Parvilleho. Ve studii bylo zjištěno, že výška osoby koreluje jak s délkou (dn), tak i s šířkou (šn) bosé nohy. Závislost je vyjádřena rovnicí:

$$tv = 3,1 \cdot dn + 4,0 \cdot šn + 53 \text{ (cm)}$$

Straus (1999) zjišťuje korelace mezi dalšími parametry stopy bosé nohy. V jeho studiích jsou uvedeny jak rovnice pro vyjádření závislosti tělesné výšky (tv) na délce (dn) a šířce (šn) nohy:

$$tv = 2,6 \cdot dn + 4,3 \cdot šn + 55 \text{ (cm)}$$

tak i rovnice pro vyjádření závislosti tělesné výšky a délky kroku (dk) a dvojkroku (ddk):

$$\text{do 70cm délky kroku platí vztah: } tv = 0,297 \cdot dk + 153 \text{ (cm)}$$

$$\text{přes 70cm délky kroku platí vztah: } tv = 0,315 \cdot dk + 163 \text{ (cm)}$$

do 142cm délky dvojkroku platí vztah: $tv = 0,157 ddk + 151$ (cm)

přes 142cm délky dvojkroku platí vztah: $tv = 0,175 ddk + 155$ (cm)

$$tv = 0,153 dk + 0,083 ddk + 155,5 \text{ (cm)}$$

a rovnice vyjadřující závislost tělesné výšky a délky kroku, dvojkroku, délky stopy obuvi (ddo) a šířky stopy obuvi (dso):

$$tv = 0,076 dk + 0,041 ddk + 1,35 ddo + 2,4 dso + 101,25 \text{ (cm)}$$

Tyto vztahy jsou uvedeny pro subjektivně přirozenou chůzi po rovině bez vnějšího ovlivňování.

Podobně jako Straus, se zabývá určováním výšky jedince z délky kroku i Jasuja. Jasuja a Manjula (1993) zjistili měřením indické populace lineární závislost výšky člověka na délce kroku. Jasuja, obdobně jako Straus, také zjistil, že při určování výšky jedince z délky kroku, je třeba pro přesnější výsledky, vzít v úvahu i rychlost chůze a druh povrchu, po kterém jedinec chodí (Jasuja, Harbhajan a Anupama, 1997, Straus, 1999).

Další publikované studie potvrzují lineární závislost délky chodidla na výšce jedince u různých populací. Tato závislost byla potvrzena například pro populaci Indů (Sen a Ghosh, 2008) nebo Turků (Sanli et al., 2005).

Nejčastěji používanou klinickou metodou ke zjištění geometrických znaků stopy je snímání otisků bosých nohou na papír. Měřené osobě se natrou chodidla inkoustem, křídou či olejem a ta se poté projde přes připravený arch papíru nebo gumovou podložku. Tato metoda se dá použít i pro chůzi v obuvi (Craik a Oatis, 1994).

Výšku osoby je možné určit, pokud pěšinka chůze obsahuje alespoň čtyři po sobě následující stopy. Pokud chceme výšku osoby vypočítat co nejpřesněji, je třeba použít několik různých metod výpočtů (Straus, 1999).

2. 2. 1. 2 Určení rychlosti chůze

Z trasologické stopy lze stanovit také rychlost chůze při pohybu jedince po rovné, horizontální a tuhé podložce (Porada a Straus, 2001).

Dle Walta a Wyndhama (1973) je třeba znát pro určení rychlosti chůze délku kroku (dk), tělesnou výšku jedince (tv) a délku jeho dolní končetiny (h). Délkou dolní končetiny je myšlena hodnota naměřená kolmo od země ke spina iliaca anterior superior. Tělesná výška koreluje s délkou dolní končetiny a dá se vyjádřit vztahem:

$$h = 0,745 tv - 0,25$$

Pro rychlost chůze od 0,88 do 2,2 m/s byla uvedena závislost:

$$v \text{ (m/s)} = 3,23 dk - 3,14 h + 2,31$$

Cavagna a Margaria (1966) uvedli závislost mezi rychlostí chůze a délkou kroku. Tato závislost platí pro rychlost chůze od 0,83 do 2,7 m/s.

$$v \text{ (m/s)} = 3,89 dk - 1,41$$

2. 2. 2 Identifikace osoby analýzou chůze

Identifikace osoby podle pohybu těla při chůzi je v současné době velmi aktuální. Protože je založena na analýze videozáznamu z různých úhlů, nazýváme ji kinematickou analýzou pohybu. Velký podíl na rozvoji této metody má rozmach záznamové a snímací techniky. Průmyslové kamery jsou v současné době umístovány na nejrůznější rušná místa (letišť, náměstí, nádraží, banky, nákupní centra a různé multifunkční komplexy). Tato místa bývají často dějištěm různých kriminálních činů (Ščurek, 2008).

2. 2. 2. 1 Výhody identifikace osoby analýzou chůze

V porovnání s jinými biometrickými identifikačními metodami má identifikace osoby podle chůze mnoho výhod. Záběry pořízené pomocí videokamery mohou být zaznamenány na poměrně nízké rozlišení. Pachatel, který bude zaznamenán

průmyslovou kamerou, může být identifikován i pokud má zakrytý obličej nebo je jinak maskován. Monitorování pachatele je prováděno z poměrně velké vzdálenosti, aniž by pachatel tušil, že je sledován (Straus a Jonák, 2007).

2. 2. 2. 2 Nevýhody identifikace osoby analýzou chůze

Tato metoda identifikace osoby má i své nevýhody. Nevýhodou je, že ačkoliv má každá osoba jedinečnou chůzi (viz kapitola 2. 1. 2) v ideálních podmínkách, změna podmínek může způsobit více odchylek u jedné osoby než mezi dvěma rozdílnými osobami. Podmínky, které ovlivňují přesnost identifikace osoby, můžeme rozdělit na vnitřní a vnější. Mezi vnitřní podmínky patří rychlost chůze, povrch, po kterém osoba jde, fyzický stav chodce, nesení zátěže a druh oblečení. Mezi vnější podmínky pak patří úhel nastavení kamery, světelné podmínky a kontrast mezi oblečením a pozadím. Další nevýhodou této metody identifikace je, že doposud neexistuje dostatečně velká databáze, pro srovnání zaznamenaných materiálů (Straus a Jonák, 2007).

2. 2. 2. 3 Předpoklady pro identifikaci osoby analýzou chůze

Aby bylo možné osoby identifikovat podle stereotypu chůze, je třeba, aby byly splněny určité teoretické předpoklady. Předpokladem je, že existuje stálost pohybu, které se projevují v dynamickém stereotypu chůze jedné osoby. Tato stálost se projeví i v různých časových odstupech a za různých podmínek. Dále musí platit, že součet rozdílů uvnitř lokomoce každé osoby je menší než mezi lokomocí této osoby a kteroukoliv jinou. A že součet shod uvnitř dynamického záznamu lokomoce každé osoby je větší než mezi tímto pohybovým projevem a kterýmkoliv jiným (Straus a Jonák, 2007).

2. 3 Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza je založena na analýze záznamu pohybové činnosti člověka pomocí určení souřadnic vybraných bodů na lidském těle. Záznam bývá zachycen videokamerami a je možné jej prohlížet buď ve dvojrozměrném zobrazení (2D) nebo v prostorovém zobrazení (3D). Tato metoda díky velkému rozvoji výpočetní techniky v posledních letech zaznamenala obrovský posun. Zvyšuje se kvalita a přesnost záznamu. Zkracuje se doba potřebná pro úpravu a vyhodnocení

zaznamenaného materiálu a zároveň se rozšiřuje spektrum možností aplikace kinematické analýzy. S kinematickou analýzou se můžeme setkat nejenom v lékařství, fyzioterapii, ergonomii, ve vrcholovém sportu, kriminalistice, ale bývá také aplikována v dopravě, do kontrolních systémů v průmyslu nebo bývá použita pro vytvoření animací či virtuálního prostředí (Janura a Zahálka, 2004, 3D kinematická analýza, 2009).

Kinematickou analýzu pohybového projevu je možné rozdělit na kvantitativní a kvalitativní analýzu. Při kvalitativní analýze je pohyb popisován a hodnocen bez konkrétních fyzikálních veličin. Sice jsou kladeny menší nároky na technické a přístrojové vybavení, o to větší nárok je však kladen na odbornou úroveň osoby posuzující pohyb. Pro využití kvantitativní metody je nutné odpovídající přístrojové vybavení, které umožní získání dat měřením s co nejmenší chybou. Mezi kvantitativní metody patří i metody kinematické, které sledují pohyb a zkoumají jeho parametry v závislosti na čase. Mezi nejčastěji zkoumané parametry patří dráha, rychlost a zrychlení pohybu, velikosti úhlů mezi jednotlivými segmenty těla, úhlová rychlost a zrychlení (Janura a Zahálka, 2004).

Dále můžeme metody kinematické analýzy chůze rozdělit na metody, při kterých se používá k označení částí těla markerů a na metody, při kterých se markery nepoužívají. Na principu svítících markerů nebo reflexních markerů odrážejících infračervené záření, které následně zachycuje kamera, pracují systémy jako je SMART, Vicon, nebo Qualisys. Pro analýzu chůze bez použití markerů lze využít například systém MAFRAN. Kamera tohoto systému snímá pohyb v sagitální rovině a vytváří sekvence po sobě jdoucích obrázků. Na základě rozfázování pohybu lze ze záznamu odečíst například změny úhlů v kloubech v průběhu pohybu (Šimšík et al., 2008).

2. 3. 1 Využití ve forenzní biomechanice

Využití kinematické analýzy v kriminalistice zatím není zcela běžné. Straus a Jonák (2007) uvádí, že v roce 2000 byla expertem z Velké Británie provedena první identifikace maskovaného pachatele podle záznamu z průmyslové televize při přepadení zlatnictví.

Základy identifikace osob podle chůze však byly položeny mnohem dříve a to v 80. letech 20. století. V té době Johansson ve svých experimentech se zobrazením světelných bodů prokázal schopnost rozeznat osobu podle způsobu chůze na základě

pozorování 2D křivek vytvořených připevněním světelných markerů na tělo osoby (Johansson, 1973). Tuto metodu využívali ve svých výzkumech i Kozlowsky a Cutting (1977), kteří potvrdili možnost rozpoznání pohlaví osoby ze stereotypu chůze.

Další možností, jak identifikovat osobu podle chůze, je sledování pohybu její siluety. Existují různé přístupy k analýze obrysových křivek siluety a jejich změn při lokomoci. Tyto přístupy zahrnují vyhodnocení symetrie, statistického pohybu nebo využití kinematiky (Nixon a Carter, 2006, Straus a Jonák, 2007).

Chůzi lze také individualizovat pomocí zkoumání úhlových změn v kloubech v závislosti na fázi chůze. Mezi další charakteristiky patří i časoprostorové parametry jako je délka kroku nebo frekvence chůze (Nixon a Carter, 2006).

Ze záznamu pořízeného kamerou je možné určit i výšku pohybující se osoby. Pro stanovení výšky osoby je třeba určit prostorové souřadnice kontrolních bodů na osobě porovnáním s reálnými prostorovými souřadnicemi kontrolních bodů, které se vyskytují v blízkosti osoby na záznamu (Straus a Jonák, 2007).

Vsoučasné době je identifikace osob podle chůze založena na několika různých přístupech. Existují čtyři druhy databází, které obsahují záznamy pohybových stereotypů konkrétních osob. Záznamy se od sebe liší prostředím, ve kterém byly pořízené, umístěním kamer, způsobem zaznamenané chůze (např. chůze pomalá, chůze ve svahu, chůze s míčem v ruce (Straus a Jonák, 2007).

Collins, Gross a Shi (2002) předložili jednoduchou metodu pro identifikaci osoby z tvaru těla a chůze. Metoda je založená na porovnávání 2D siluet snímaných v různých fázích chůze. Tento přístup zachycuje biometrické údaje osoby jako je výška a šířka těla, rozměry různých částí těla, délka kroku a velikost švihů paží při chůzi.

Wang a jeho kolektiv (2003) uvedli ve své studii jednoduchý, ale účinný algoritmus pro rozpoznání osoby podle chůze. Použili pro to časoprostorovou analýzu siluety chodící osoby. Při rozsáhlých experimentech prováděných ve venkovních podmínkách potvrdili, že jimi navržený algoritmus má poměrně velkou rozpoznávací schopnost s relativně nízkou náročností na výpočty.

Další model pro zjišťování parametrů chůze byl vytvořen kolektivem Hu Ng (2011). Tento model pracuje s lidskou siluetou, která je tvořena kostrou složenou ze segmentů těla. Z této siluety jsou zjišťovány různé parametry pohybů kloubů

při chůzi. Tato metoda je funkční bez ohledu na rychlost chůze, nesení břemene nebo typ oděvu, který má osoba na sobě.

Larsen a jeho spolupracovníci (2010) zjistili pomocí korelační analýzy vysokou míru rozlišitelnosti osoby podle změn velikosti úhlů a úhlových rychlostí segmentů a kloubů dolní končetiny. Pro měření parametrů chůze použili pět videokamer a dvě silové plošiny umístěné v laboratoři chůze. Stejně měření 21 osob opakovali dva dny po sobě. Na dolní končetiny nalepili 15 markerů a nechali osoby označené markery projít rychlostí 1,25 km/h přes silové plošiny umístěné v prostoru snímaném kamerami. Všechny 21 účastníků měření bylo možno identifikovat pouze pomocí tří parametrů měření: úhlu lýtky, úhlu stehna a úhlu v kyčelním kloubu.

Larsen, Simonsen a Lynnerup (2008) použili k identifikaci osoby hodnocení držení těla a hodnocení pohybů těla při chůzi. Vybrané parametry chůze porovnali mezi osobou páchající trestný čin, která byla zaznamenána průmyslovou kamerou, a mezi osobou, která byla ze spáchání tohoto trestného činu podezřelá. Posuzované parametry se u osob buď shodovaly nebo neshodovaly, nebo nebylo možné parametry mezi sebou porovnat. Kontrolní seznam hodnocených parametrů je uveden v Tabulce č. 1.

Tabulka č. 1: Hodnocené parametry chůze

Hodnocená oblast	Hodnocený pohyb/postavení
Celkový dojem	Délka kroku, šířka báze, uvolněnost/strnulost při chůzi, známky patologické chůze
Noha, hlezenní kloub	Inverze/everze, zevní rotace, dorsální/plantární flexe při úderu paty, velikost odrazu
Koleno	Varózní/valgózní postavení, flekční držení kolene při stojné fázi
Pánev, kyčle	Laterální výkyvy, rotace a klopení pánve
Trup	Lateroflexe a rotace, předozadní držení trupu
Ramena	Vnitřní/zevní rotace, úhel trapézového valu
Krk, hlava	Předsunutá držení hlavy, laterální pohyby hlavy při chůzi
Kvalita nahrávky, další postřehy a okolnosti	

Osobu lze podle chůze identifikovat i pomocí analýzy pohybu označených bodů na těle. Při chůzi vytváří označené body identifikační křivky v sagitální rovině pohybu. Analýzou kinematiky pohybu bodu na kyčli, koleni a hleznu se dají najít rozdíly v lokomoci různých osob (Heubrock, 2007). Analogický princip identifikace osob podle chůze je v současné době využíván i českými kriminalisty (Straus a Jonák, 2007).

2. 3. 2 Využití v rehabilitaci

Kinematická analýza nám umožňuje měřit pohyb, který by jinak bylo obtížné pouhým okem zaznamenat a vyhodnotit. Často se v oblasti medicíny a rehabilitace využívá ke kvantifikaci poruch chůze, které by při běžném vyšetření mohly být označeny za hraniční nebo nejisté. Bývá používána jako součást komplexního kineziologického rozboru, kde hodnotí pohybové poruchy a jejich vývoj v čase. Dále nachází uplatnění pro hodnocení různých fyzioterapeutických metod a přístupů a pro hodnocení účinnosti fyzikální terapie. Využívá se i v oblasti klinického výzkumu, pro hodnocení účinnosti farmakoterapeutické léčby při poruchách hybnosti (Janura a Zahálka, 2004).

3D kinematická analýza chůze začíná být více využívána i jako další vyšetřovací metoda pro posouzení indikace k operaci u pohybových poruch. Vyšetření chůze 3D kinematickou analýzou je od roku 2010 odsouhlaseno jako nový výkon, který bude hrazený zdravotní pojišťovnou pro osoby mladší 18 let. V sazebníku zdravotních výkonů je veden pod názvem „Komplexní analýza pohybových poruch u dětí a mladistvých do 18 let“ (Poul et al., 2012).

V následující části uvedu několik konkrétních studií, ve kterých bylo k objektivizaci různých otázek z oblasti rehabilitace použito kinematické analýzy stoje a chůze.

Schwabová a její kolektiv (2008) objektivizovali díky využití 3D kinematické analýzy a stabilometrie poruchy rovnováhy a lokomoce u pacientů se spinocerebelární symptomatologií. Při kombinované 3D pohybové analýze výponu, který byl měřen při zavřených a otevřených očích, prokázali poruchy koordinace a změnu průběhu tlakového vzorce. Tento vzorec se lišil od tlakového vzorce zdravé kontrolní skupiny. Stabilometrickým vyšetřením objektivizovali také Rombergův test. Kmitočet v přímém

stoi při zavřených i otevřených očích byl vyšší u pacientů se spinocerebelární symptomatologií.

Peppe a jeho kolektiv (2007) zkoumali vliv rehabilitace na změny chůze u parkinsoniků. Po absolvování rehabilitačního programu došlo u parkinsoniků ke zvýšení rychlosti chůze. Stojná fáze krokového cyklu se zkrátila a to ve fázi stoje na jedné dolní končetině. Ve fázi dvojí opory nebyly zaznamenány významné změny. Vlivem rehabilitace došlo ke změnám v rozsahu pohybu v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech.

Ve studii Shortera a jeho kolektivu (2008) se autoři zaměřili na zkoumání změn rozsahu pohybu kloubů při chůzi v důsledku omezení pohyblivosti jednoho z kloubů dolní končetiny. Testovaným osobám byla nasazena kolenní a poté kotníková ortéza. Tyto ortézy zabraňovaly v pohybu kloubu, na který byly připevněny. Pokud byl znemožněn pohyb v koleni, změnil se stereotyp chůze následovně: změnila se střední švihové fáze, byla přítomna asymetrie v ohnutí kotníků při konci stojné fáze, asymetrie v pohybu kyčlí při střední švihové a střední stojné fázi kroku. Znemožnění pohybu v kotníku nemělo vliv na pohyblivost kolene, projevilo se však změnou v ohnutí druhého kotníku při konečné fázi stoje a počátku švihu, asymetrií v pohybu kyčlí při konečné fázi stoje.

Analýzu chůze kinematickou metodou využili pro funkční diagnostiku při rehabilitaci pacientů po operativním zákroku fraktury kalkanea Follak a Merk (2003). Měřením byla zjištěna nedostatečná funkční mobilita ve švihové fázi krokového cyklu. Po ukončení rehabilitace bylo provedeno kontrolní měření a tento deficit se již neprokázal.

3 Cíle a úkoly práce, hypotézy

3.1 Vymezení zkoumaného problému, cíle práce

V teoretické části práce bylo popsáno, jakými způsoby je možné provést identifikaci osoby a jak se liší chůze mužů a žen. Identifikace osoby podle chůze byla rozdělena do dvou skupin.

První skupinou je identifikace osoby z trasologických stop. Pomocí této metody lze z délky kroku zjistit výšku osoby nebo rychlost, kterou se osoba pohybuje. Je tedy možné tvrdit, že existuje určitá závislost mezi délkou kroku, rychlostí chůze a výškou jedince. Takováto závislost může platit za předpokladu, že chůze různých osob vykazuje za stejných podmínek přibližně stejné parametry.

Druhou skupinou je identifikace osoby kinematickou analýzou chůze. Tato metoda pracuje s opačným předpokladem, že pohybový projev každé osoby je velmi individuální, tudíž i parametry chůze by pro každou osobu měly být rozdílné.

Cílem této práce bude zjistit, které parametry chůze podléhají a které parametry chůze nepodléhají závislosti na výšce osoby. Tyto parametry budou zkoumány i v závislosti na pohlaví osoby.

Společným parametrem, který je možné odečíst z trasologické stopy i z videozáznamu je délka kroku. Délka kroku je definována jako vzdálenost od kontaktu jedné paty ke kontaktu druhé paty s opornou bází. Další parametry chůze proto budou odečítány právě v okamžik kontaktu paty s podložkou, při začátku fáze dvojí opory. Délka kroku může být ovlivněna především rychlostí chůze, anatomickou stavbou jedince (např. výška osoby, délka dolních končetin, šířka pánve) a postavením pánve a dolních končetin při fázi dvojí opory. Toto postavení pánve a dolních končetin lze vyjádřit velikostí úhlu rotace pánve nebo velikostí flexe/extenze v kloubech dolních končetin.

V rámci měření k této práci se zaměřím s ohledem na výše uvedené poznatky na zjištění hodnot těchto parametrů chůze:

- rychlost chůze
- doba trvání jednoho kroku
- délka kroku
- úhel rotace pánve
- úhel, který navzájem svírají femury
- úhel flexe předního kolene
- úhel flexe zadního kolene

Výše uvedené parametry chůze budou porovnány s těmito získanými údaji:

- pohlaví osoby
- výška osoby
- délka dolních končetin

3. 2 Hypotézy

V Teoretické části této práce byly uvedeny studie Jasuji a Manjuli (1993) a Strause (1999), ve kterých bylo zjištěno, že délka kroku je lineárně závislá na tělesné výšce člověka. Dále byly uvedeny studie Fessler et al. (2004), Cho et al. (2004) a Kozlowskeho a Cuttinga (1977), ve kterých bylo zjištěno, že podle určitých parametrů chůze lze rozlišit chůzi muže a ženy. Dle studií Nixona a Cartera (2006), Larsena et al. (2010) nebo Strause a Jonáka (2007) lze podle parametrů chůze identifikovat osobu. Vzhledem k těmto poznatkům byly stanoveny následující hypotézy.

Hypotéza č. 1: Parametry chůze se mění v závislosti na tělesné výšce.

Hypotéza č. 2: Chůze mužů má jiné parametry než chůze žen.

Hypotéza č. 3: Parametry chůze se v závislosti na tělesné výšce mění rozdílně u mužů a žen.

4 Metodika práce

4.1 Metodologický přístup

Tato práce má povahu deskriptivně – asociačního výzkumu. V praktické části byla použita metoda komparace lokomočního projevu osob.

Tato práce byla schválena Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze (viz Příloha č. 1).

4.2 Charakteristika sledovaného souboru osob

Probandi byli vybráni z řad studentů a zaměstnanců FTVS UK a jejich přátel nebo rodinných příslušníků. Tyto osoby splňovaly níže uvedená kritéria a byly ochotny zúčastnit se jednoho měření na FTVS UK. Jednalo se tedy o záměrný výběr probandů. Technicky nebylo možné použít výběr náhodný, kvůli početnosti dané populace.

Cílem bylo vybrat populaci zdravých osob europoidní rasy ve věku 20 - 40 let. Zdravými osobami jsou myšleni jedinci, kteří jsou schopni samostatné chůze bez kompenzační pomůcky, nemají závažné vrozené či získané vady a deformity nohou, popřípadě netrpí jiným onemocněním, které by mohlo zásadně ovlivnit mechanismus chůze.

Sledovaný soubor zahrnoval celkem 33 probandů. Z toho bylo 14 mužů a 19 žen. Muži byli ve věku 20 – 38 let, jejich průměrný věk činil 25 let. Ženy byly ve věku 23 – 28 let a jejich průměrný věk činil 24,6 let.

4.3 Použité metody měření

Pro měření parametrů chůze bylo použito metody 3D kinematické analýzy pohybu, konkrétně byl použit přístroj Qualisys. Pro změření tělesné výšky osoby byl použit antropometr.

4.3.1 Qualisys

Měřicí systém Qualisys je optoelektronický systém pro 3D analýzu pohybu. Používá se k tvorbě a následné analýze kinematického záznamu pohybu měřeného

objektu. Systém se skládá z vlastního softwaru Qualisys Track Manager a vysokofrekvenčních kamer Oqus umístěných na trojnožkách a rozmístěných v prostoru tak, aby při pohybu byl každý marker viditelný minimálně ze dvou kamer. V tomto měření byly použity pasivní markery, které mají na povrchu reflexní vrstvu, která odráží infračervené záření. Takto odražené záření zachycují rozmístěné kamery. Počítač s příslušným softwarem informace z kamer vyhodnotí a graficky znázorní pohyb markerů umístěných na segmentech těla. Pohyb lze prohlížet z různých perspektiv a v jakékoli fázi zastavit a určit přesnou souřadnicovou polohu markerů (Qualisys, 2013, Janura a Zahálka, 2004).

4. 3. 1. 1 Kalibrace

Před samotným měřením bylo třeba rozestavit kamery a zkalibrovat kamery a prostor, který byl kamerami vymezen. Počátek soustavy souřadnic byl umístěn pomocí kalibračních bodů na kalibračním rámu. V případě tohoto měření byly kalibrační body na rámu umístěny ve výšce 25 mm nad úrovní podlahy. Tudiž i počátek soustavy souřadnic se nacházel ve výšce 25 mm. Souřadnice „y“ byla kolmá na směr chůze, souřadnice „x“ odpovídala směru chůze a souřadnice „z“ byla kolmá k podlaze. Qualisys je systém s automatickým principem odečtu bodů a proto bylo možné provést další tzv. dynamickou kalibraci (Janura a Zahálka, 2004). V prostoru snímaném kamerami se po dobu kalibrace pohybovala osoba s kalibrační tyčí, kterou v prostoru otáčela kolem všech os. Na kalibrační tyči byly také umístěné kalibrační body, které byly při pohybu snímány ze všech použitých kamer a daná vzdálenost tak byla transformována do prostorového vyjádření.

Takto zkalibrované kamery a prostor bylo třeba zachovat po celou dobu měření. Pokud by došlo k nepatrnému vychýlení kamery ze své pozice, bylo by nutné celou kalibraci provést znovu (Janura a Zahálka, 2004).

4. 3. 1. 2 Umístění markerů

Pro označení anatomických bodů na lidském těle byly použity pasivní markery, které byly pomocí oboustranně lepicí pásky připevněny na kůži probandů. Tyto markery ve tvaru seříznuté koule (koule s plochým dnem) měly průměr 12 mm, byly vyrobené z lehkého polystyrenu a pokryté reflexní vrstvou.

Markery byly označené kostěné výběžky (jejich projekce na kůži), které lze přes kůži snadno palpovat. Celkem bylo na obě dolní končetiny a pánev každého probanda umístěno 10 markerů.

Označené anatomické body:

- spina iliaca anterior superior (SIAS)
- trochanter major femoris
- laterální kondyl femuru
- maleolus lateralis
- tuber calcanei

4.4 Průběh měření

Pro získání potřebných dat od všech probandů byla měření rozdělena do dvou dnů, první měření bylo uskutečněno v listopadu 2013 a druhé v prosinci 2013. Měření probíhalo na FTVS UK v laboratoři Biomechaniky Extrémní Zátěže.

Před samotným měřením bylo rozmístěno šest kamer v prostoru a byla provedena kalibrace. Dále bylo provedeno zkušební měření, na jehož základě byla stanovena délka záznamu na 20 s.

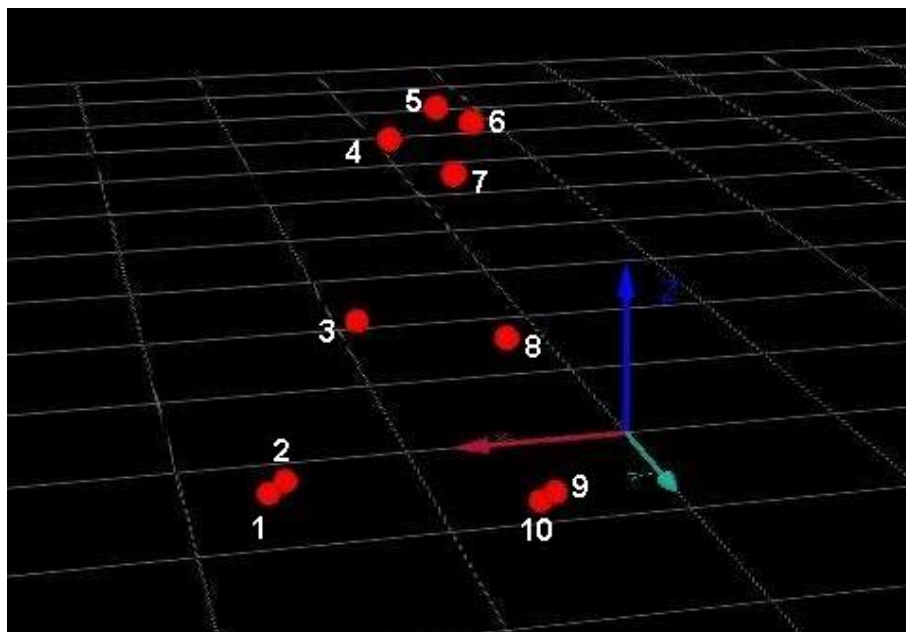
Po příchodu do laboratoře byli jednotliví probandi seznámeni s průběhem a účelem měření a podepsali Informovaný souhlas. Celé znění Informovaného souhlasu se nachází v Příloze č. 2. Poté se svlékli do spodního prádla a byla změřena jejich tělesná výška. Následně byly markery označeny vybrané anatomické body na jejich těle. S nalepenými markery byli vyzváni k subjektivně normální přirozené chůzi (ani pomalá, ani rychlá chůze) v prostoru, který snímají kamery. Pro zajištění plynulosti a konstantní rychlosti chůze, se každý proband nejdříve na zkoušku prošel ve vymezeném prostoru a až poté následovalo samotné měření. Pohyb (chůzi) proband začínal před prostorem snímaným kamerami, poté tímto prostorem prošel, za kamerami se otočil a šel nazpět. Na označeném místě, přibližně uprostřed snímaného prostoru, se každý jedinec zastavil a zvedl paže. Ve stoje o přirozené šířce báze tak bylo možné zaznamenat délku dolní končetiny. Ke zvednutí paží byli probandi vyzváni, kvůli zlepšení viditelnosti markerů umístěných na trochanterech.

Pokud se při měření nevyskytly komplikace (špatná viditelnost markeru, spadnutí markeru, nesprávné provedení chůze a zastavení v prostoru), bylo provedeno pouze jedno měření. Pokud se některá z komplikací vyskytla, bylo měření zopakováno.

4.5 Analýza získaných dat

Pohyb byl nasnímán frekvencí 200 Hz a měřená data byla zaznamenána pomocí programu Qualisys Track Manager. V tomto programu je možné prohlížet pohyb označených bodů při chůzi a v jednotlivých fázích chůze je možné pohyb zastavit.

Na Obrázku č. 2 je zachycena chůze jednoho z probandů programem Qualisys Track Manager. Z našeho pohledu jde proband na obrázku směrem doprava. Pohyb byl zastaven na začátku fáze dvojí opory, v okamžiku kdy se pravá pata dotkne podložky. Červené body reprezentují jednotlivé markery, které byly dodatečně popsány čísly.



Obrázek č. 2: Zobrazení v programu Qualisys Track Manager

- 1...marker na levém tuber calcanei
- 2... marker na levém maleolus lateralis
- 3... marker na levém laterálním kondylu femuru
- 4... marker na levém trochanteru major femoris
- 5... marker na levé spině iliace anterior superior
- 6... marker na pravé spině iliace anterior superior
- 7... marker na pravém trochanteru major femoris
- 8... marker na pravém laterálním kondylu femuru
- 9... marker na pravém maleolus lateralis
- 10... marker na pravém tuber calcanei

Z každého záznamu byl vybrán úsek dvojkroku, ve kterém byly při začátku fáze dvojí opory zobrazeny všechny použité markery. Pokud v záznamu nebylo možné najít takovýto úsek chůze, byl použit úsek s největším množstvím zobrazených markerů. Během dvojkroku byly odečítány polohy souřadnic všech markerů při nášlapu na PDK, nášlapu na LDK a následujícího nášlapu na PDK. Ne vždy se podařilo zachytit úsek dvojkroku začínající nášlapem na PDK a proto byly hodnoceny i dvojkroky začínající nášlapem na LDK. Pohyb byl vždy zastaven v poloze, kdy se pata kročné nohy

(budoucí stojné nohy) dotkla podložky. Tato poloha byla stanovena jako pozice, při které byla hodnota souřadnice „z“ markeru umístěného na patě kročné končetiny nejnižší. Hodnoty souřadnic „x“, „y“ a „z“ byly zaznamenány u všech markerů při třech po sobě jdoucích nášlapech do tabulky v programu Microsoft Excel, zároveň byl zaznamenán i čas, ve kterém došlo ke kontaktu paty s podložkou.

Dále byl ze záznamu vybrán úsek stoje, kdy byly viditelné oba markery na velkých trochanterech. Hodnota souřadnic těchto markerů byla také pro každou osobu zaznamenána do tabulky.

Do tabulky byla pro další snadnější zpracování zaznamenána i výška každé osoby.

4. 5. 1 Výpočet délky kroku

Délka kroku byla vypočítána jako vzdálenost mezi markery umístěnými na patách. Hodnota souřadnice „x“ paty kročné nohy při prvním nášlapu byla odečtena od hodnoty souřadnice „x“ paty kročné nohy při následujícím nášlapu na druhou nohu. Tímto způsobem byla vypočítána délka pravého i levého kroku.

4. 5. 2 Výpočet úhlu mezi femury

Pro výpočet úhlu mezi femury bylo třeba nejdříve dopočítat úhel flexe femuru přední dolní končetiny a úhel extenze femuru zadní dolní končetiny. Velikost flexe a extenze byla počítána jako úhel mezi příslušným femurem a svislou přímkou, která je kolmá k podlaze a prochází příslušným kyčelním kloubem.

Pro zjištění úhlu flexe/extenze je třeba znát délku části svislice a délku femuru. Délka svislice je dopočítána jako rozdíl mezi „z“ souřadnicemi markerů umístěných na velkém trochanteru a laterálním kondylu femuru.

$$l = |z_1 - z_2|$$

l ... délka části svislice

z ... souřadnice markerů

Délka femuru je pak dopočítána jako prostorová vzdálenost markerů umístěných na velkém trochanteru a laterálním kondylu femuru. Výpočet délky femuru se řídí následujícím vzorcem:

$$d = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

d ... délka femuru

x, y, z ... souřadnice markerů

Když známe délku femuru a délku části svislice, můžeme pro výpočet velikosti úhlu flexe nebo extenze použít funkci cosinus. Výpočet se pak řídí vzorcem:

$$\alpha_{F/E} = \arccos\left(\frac{l}{d}\right)$$

$\alpha_{F/E}$... úhel flexe/extenze

l ... délka části svislice

d ... délka femuru

Pokud známe úhel flexe a extenze femurů můžeme dopočítat i úhel, který femury svírají navzájem. Je to součet úhlu flexe femuru přední dolní končetiny a extenze femuru stejné zadní dolní končetiny.

$$\alpha = \alpha_F + \alpha_E$$

α ... úhel mezi femury

α_F ... úhel flexe

α_E ... úhel extenze

Velikost úhlu, který mezi sebou femury svírají, byla stanovena pro pravý i levý nárok.

4. 5. 3 Výpočet úhlu flexe kolenních kloubů

K výpočtu flexe kolenních kloubů je třeba znát délku femuru, vzdálenost mezi markery umístěnými na laterálním kondylu femuru a laterálním maleolu (délku bérce) a vzdálenost mezi markery umístěnými na laterálním maleolu a velkém trochanteru. Tyto vzdálenosti byly vypočítány obdobně jako délka femuru v kapitole 4. 5. 2 .

Pro výpočet úhlu flexe v kolenním kloubu byla použita opět funkce cosinus.

$$\beta = \pi - \arccos\left(\frac{d_3^2 - d_1^2 - d_2^2}{-2d_1 \cdot d_2}\right)$$

β ... úhel flexe v kolenním kloubu

d_1 ... délka femuru

d_2 ... délka bérce

d_3 ... vzdálenost mezi maleolus lateralis a trochanter major

Úhly byly vypočítány pro pravou i levou dolní končetinu při pravém a levém nároku.

4. 5. 4 Výpočet rotace pánve

Úhel rotace pánve je myšlen jako výchylka pánve od příčné roviny, přičemž pánev rotuje kolem osy svislé. Ke stanovení hodnoty rotace bylo třeba nejdříve dopočítat vzájemnou vzdálenost markerů umístěných na předních spinách (SIAS). Tato vzdálenost byla stanovena v podélné ose jako rozdíl hodnot souřadnic „x“ a v příčné ose jako rozdíl hodnot souřadnic „y“. Pro výpočet úhlu rotace byla v následujícím vzorci použita funkce tangens:

$$\gamma = \arctg\left(\frac{|x_1 - x_2|}{|y_1 - y_2|}\right)$$

γ ... úhel rotace pánve

x,y ... souřadnice markerů

Úhel rotace pánve byl stanoven pro pravý a levý nákok.

4. 5. 5 Výpočet délky dolních končetin

Délka dolních končetin byla stanovena v pozici ve stoji. Byla vypočítána jako vzdálenost markeru umístěném na velkém trochanteru od země. K hodnotě souřadnice „z“ bylo přičteno 25 mm, protože počátek soustavy souřadnic se nacházel 25 mm nad zemí.

4. 5. 6 Výpočet doby kroku

Doba, za kterou jedinec udělá jeden krok, byla vypočítána jako rozdíl času mezi nášlapem na dolní končetinu a následujícím nášlapem na druhou dolní končetinu. Takto byla vypočtena doba trvání pravého a levého kroku.

4. 5. 7 Výpočet rychlosti chůze

Rychlost chůze byla vypočítána pro každou osobu jako podíl délky dvojkroku a času, za který byl dvojkrok proveden.

5 Výsledky

Měření se zúčastnilo celkem 33 probandů, z toho 14 mužů a 19 žen. Žádný z probandů nemusel být z vyhodnocení výsledků vyřazen. U některých měření však nastala situace, kdy nebylo možné vybrat úsek dvojkroku, ve kterém by byly vidět všechny nalepené markery. V tomto případě nebylo možné dopočítat všechny potřebné parametry chůze a tak některé údaje pro určitého probanda chybí.

U jedné ženy nebylo možné dopočítat rotaci pánve pro pravý i levý nárok. Další parametry u ostatních osob bylo možné dopočítat pouze pro jeden z nároků. Patří mezi ně úhel mezi femury, který byl pouze pro jeden nárok vypočítán u 6 žen a 3 mužů, flexe zadního kolene u 5 žen a 2 mužů, flexe předního kolene u 2 žen a 1 muže.

V případě, kdy byla počítána průměrná hodnota určitého parametru mezi pravým a levým nárokem a jeden z údajů chyběl, byla místo průměrné hodnoty dosazena hodnota pouze z jednoho nároku.

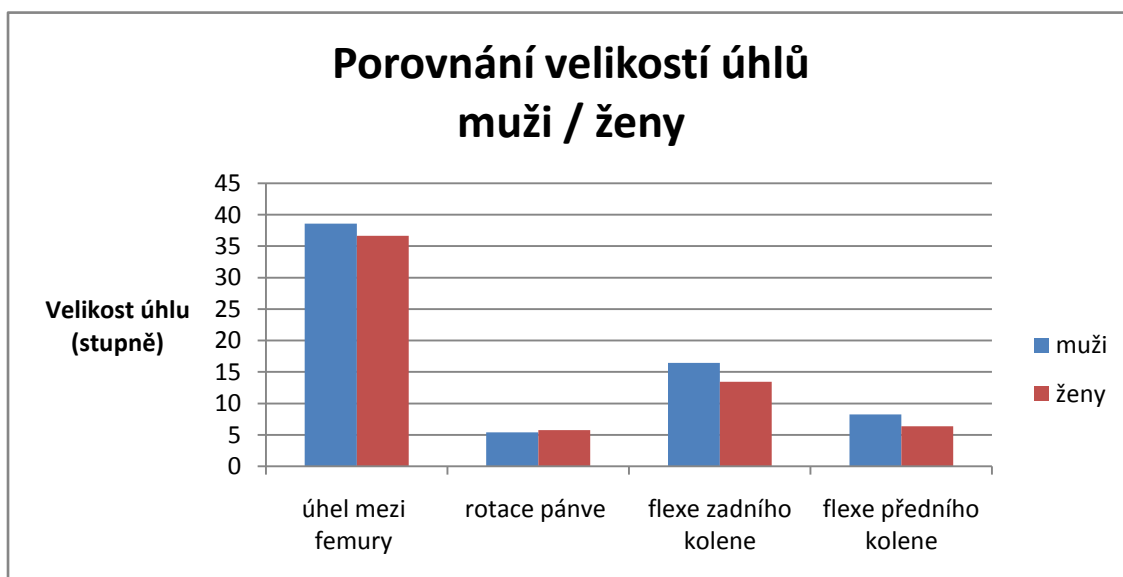
5.1 Přehled a porovnání naměřených hodnot

V Tabulce č. 2 je uveden přehled naměřených hodnot. Vždy byla spočítána průměrná hodnota pro skupinu žen a průměrná hodnota pro skupinu mužů. Straus (1999) uvádí, že v publikovaných studiích nebyl zjištěn zásadní rozdíl mezi délkou pravého a levého kroku. Toto tvrzení se při porovnávání mnou naměřených hodnot potvrdilo. Proto délka kroku a další parametry, které s délkou kroku souvisí, nebyly počítány zvlášť pro pravý a levý krok, ale jako jejich průměrná hodnota.

V Grafu č. 1 je znázorněno, jak se liší velikosti úhlů v kloubech dolních končetin a rotace pánve u skupiny mužů a žen.

Tabulka č. 2: Porovnání naměřených hodnot muži / ženy

Měřená hodnota	Průměrná hodnota muži	Průměrná hodnota ženy
Rotace pánve [°]	5,4	5,75
Úhel mezi femury [°]	38,6	36,65
Flexe zadního kolene [°]	16,45	13,45
Flexe předního kolene [°]	8,25	6,35
Délka kroku [cm]	71	67,4
Délka dolní končetiny [cm]	91,1	75
Výška osoby [cm]	178,5	167,2
Doba kroku [s]	0,525	0,45
Rychlost chůze [m/s]	1,48	1,37



Graf č. 1: Porovnání velikostí úhlů muži / ženy

Z výše uvedené tabulky a grafu plyne, že muži jsou v průměru vyšší než ženy, mají delší dolní končetiny a dělají delší kroky. Při náslapu na patu mají muži větší úhel mezi femury, větší flexi předního a zadního kolene, ale rotují méně pánev než ženy. Muži chodí pomalejší frekvencí než ženy, ale rychlost jejich chůze vyšší.

V Tabulce č. 3. uvádím poměr výšky mužů / žen k délce jejich kroku a poměr výšky mužů / žen k délce jejich dolních končetin. První hodnota byla vypočítána

jako aritmetický průměr poměrů výšky a délky kroku jednotlivých mužů / žen. Druhá hodnota byla vypočítána jako aritmetický průměr poměrů výšky a délky dolních končetin jednotlivých mužů/žen.

Tabulka č. 3: Poměr výšky k délce kroku / délce dolních končetin

	Muži	Ženy
Poměr výšky k délce kroku	2,54	2,43
Poměr výšky k délce DKK	1,96	2,23

Z Tabulky č. 3 plyne, že v poměru k tělesné výšce dělají ženy delší kroky než muži a že muži v poměru k tělesné výšce mají delší nohy než ženy. Mohu tedy tvrdit, že muži dělají kratší kroky než ženy, ačkoliv mají delší nohy.

V Tabulce č. 4 je uveden přehled výběrových směrodatných odchylek a variačních koeficientů pro úhly v kloubech dolních končetin a rotace pánve.

Výběrová směrodatná odchylka udává variabilitu měřené hodnoty ve vybrané skupině. Udává, jak jsou si naměřené hodnoty jednotlivých probandů navzájem podobné nebo naopak odlišné. Výběrová směrodatná odchylka (s) byla spočítána pomocí následujícího vzorce:

$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$

Variační koeficient umožní navzájem porovnat variabilitu jednotlivých naměřených hodnot. Udává, z kolika procent se podílí směrodatná odchylka na aritmetickém průměru. Pomůže také odhalit odlehlé hodnoty. Pokud bude variační koeficient vyšší než 50%, znamená to, že jsou naměřené hodnoty velmi nesourodé. Čím nižší hodnotu bude variační koeficient mít, tím více bude velikost naměřených hodnot stejná. Variační koeficient (v_x) byl vypočítán pomocí následujícího vzorce:

$$v_x = \frac{s_x}{\bar{x}} \cdot 100 [\%]$$

Tabulka č. 4: Porovnání směrodatných odchylek a variačních koeficientů pro úhly v kloubech dolních končetin a rotaci pánve

	Průměrná hodnota muži	Průměrná hodnota ženy	Směrodatná odchylka muži	Směrodatná odchylka ženy	Variační koeficient muži [%]	Variační koeficient ženy [%]
Rotace pánve [°]	5,4	5,75	3,4	3,1	63,0	53,9
Úhel mezi femury [°]	38,6	36,65	6,1	7,4	15,8	20,2
Flexe zadního kolene [°]	16,45	13,45	6,1	6,5	37,1	48,3
Flexe předního kolene [°]	8,25	6,35	4,9	3,7	59,4	58,3

Z Tabulky č. 4 je patrné, že nejmenší směrodatná odchylka, tedy nejmenší odchylka od průměrné hodnoty, je zaznamenaná u rotace pánve (muži 3,4°, ženy 3,1°), následuje flexe předního kolene (muži 4,9°, ženy 3,7°) a poté parametry s největší směrodatnou odchylkou – flexe zadního kolene (muži 6,1°, ženy 6,5°) a úhel mezi femury (muži 6,1°, ženy 7,4°).

Dále je patrné, že nejmenší míru variability, tedy největší stálost naměřených hodnot vykazuje úhel mezi femury a to u mužů (15,8 %) i u žen (20,2 %). Ostatní naměřené hodnoty se jeví jako velmi nesourodé (jejich hodnota se blíží 50% a výše) s výjimkou flexe zadního kolene u mužů (37,1 %). Nejvíce různorodá je rotace pánve u skupiny mužů.

Ačkoliv má úhel mezi femury jednu z nejvyšších směrodatných odchylek, má zároveň nejnižší míru variability. Je to dáno tím, že úhel mezi femury dosahuje vyšších hodnot než ostatní parametry, takže odchylka (u mužů) 6,1° na průměrnou velikost úhlu 38,6° není relativně tak velká jako například odchylka 3,4° u rotace pánve, která dosahuje průměrné velikosti pouhých 5,4°.

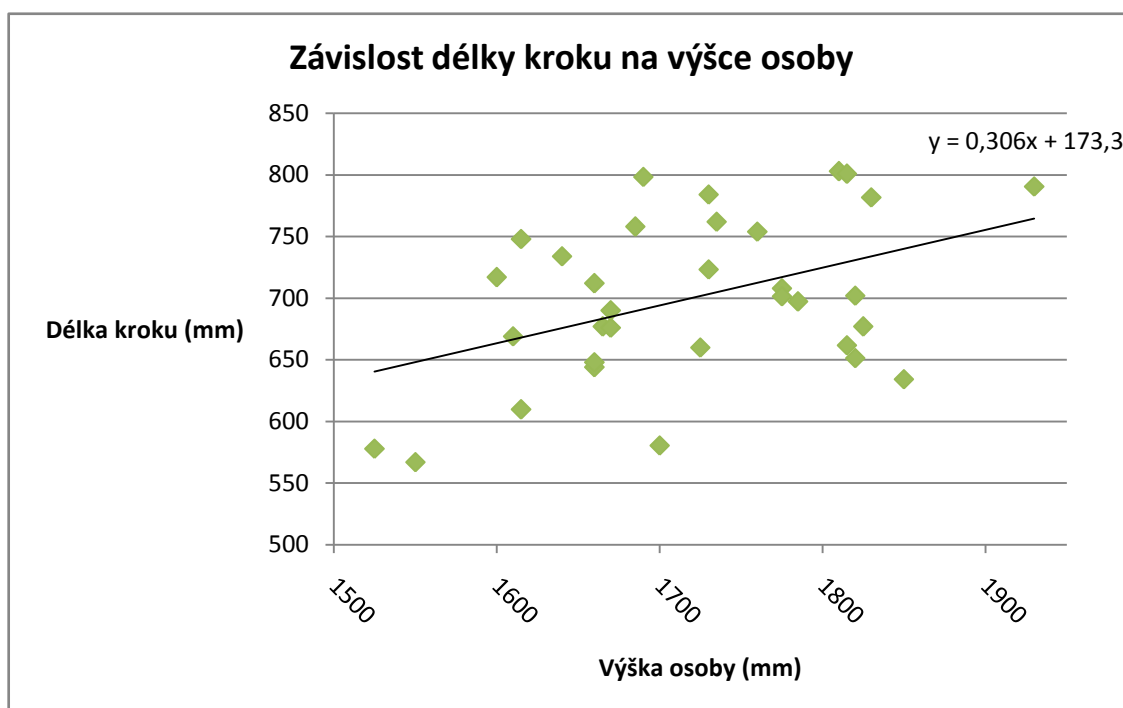
5.2 Závislost parametrů chůze na výšce osoby

V následující části práce je uvedena závislost jednotlivých parametrů chůze (délka kroku, rotace pánve, úhel mezi femury, flexe předního a zadního kolene, rychlost chůze, doba kroku) na výšce osoby. Tato závislost je pro všechny parametry

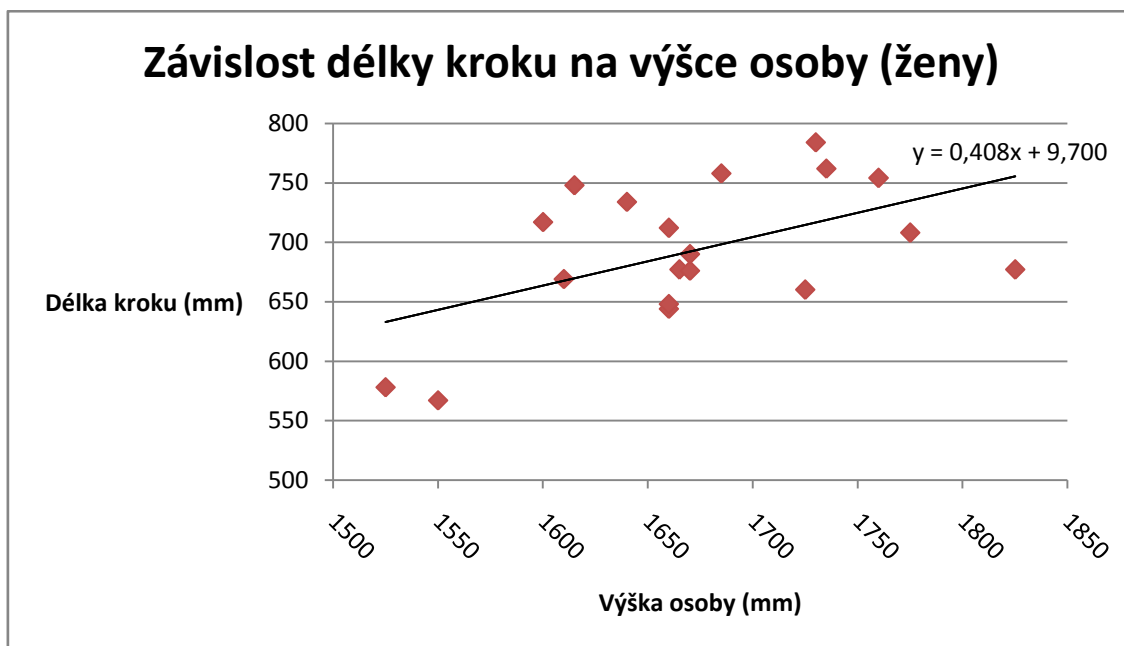
uvedena samostatně pro skupinu mužů a žen. U některých parametrů je uvedena závislost na výšce i bez ohledu na pohlaví.

5. 2. 1 Délka kroku

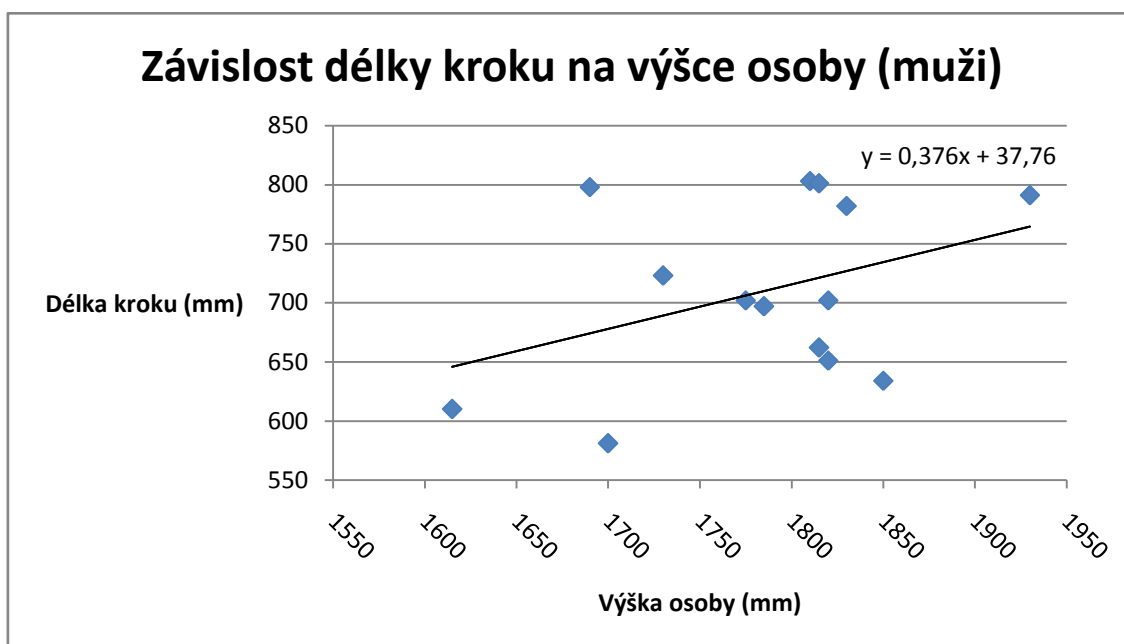
V Grafu č. 2 a Grafu č. 3 a Grafu č. 4 je uvedena závislost délky kroku na výšce osoby. V Grafu č. 2 je tato závislost uvedena bez ohledu na pohlaví osob, v Grafu č. 3 je uvedena pro ženy a v Grafu č. 4 pro muže.



Graf č. 2: Závislost délky kroku na výšce osoby



Graf č. 3: Závislost délky kroku na výšce osoby (ženy)

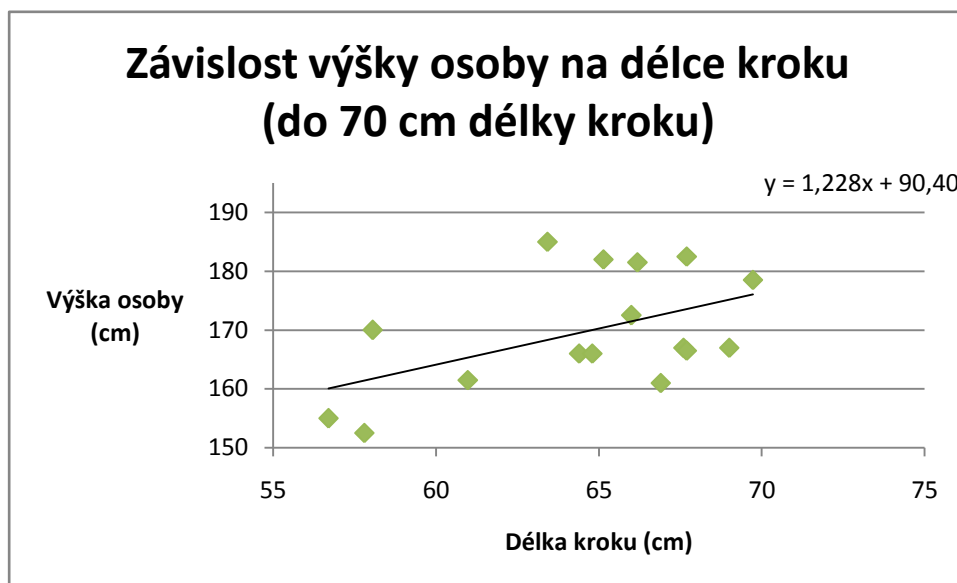


Graf č. 4: Závislost délky kroku na výšce osoby (muži)

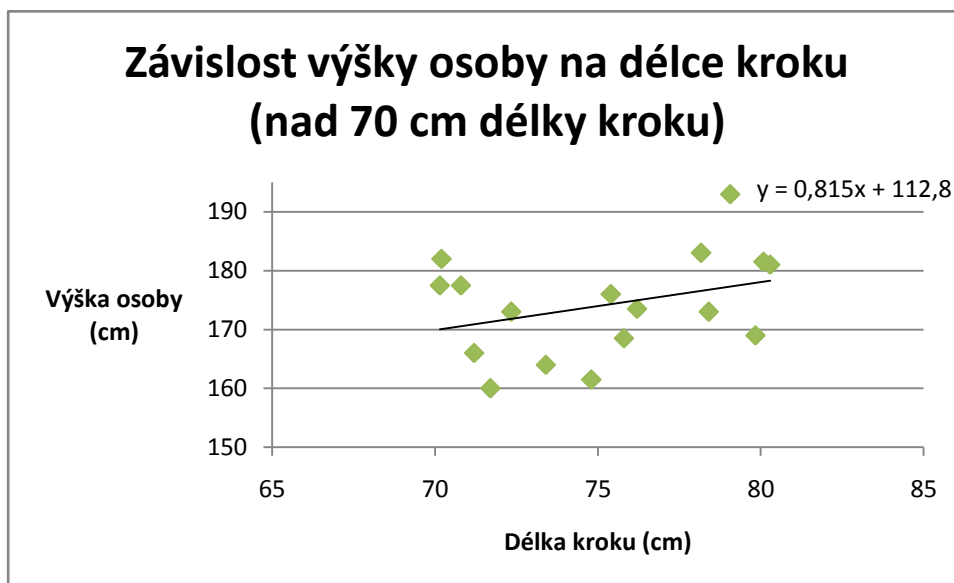
Jednotlivé body na grafech odpovídají reálné výšce a délce kroku jednotlivých probandů. U mužů i u žen byla zjištěna lineární závislost těchto parametrů, která má vždy stoupající charakter a je znázorněna spojnicí trendu (přímkou).

Přímka je vyjádřena rovnicí regrese. Díky této rovnici bylo možné (pro lepší představu o chování závislosti délky kroku na výšce osoby) dopočítat, o kolik centimetrů se průměrně prodlouží krok, pokud výška osoby vzroste o 10 cm. U mužů se na každých 10 cm výšky prodlouží krok o 3,7 cm a u žen o 4 cm. Pokud budeme zkoumat závislost délky kroku na výšce osoby bez rozdílu pohlaví, zjistíme, že na každých 10 cm výšky se délka kroku prodlouží o 3,1 cm.

V Grafu č. 5 a Grafu č. 6 je znázorněna závislost výšky osoby (bez rozdílu pohlaví) na délce kroku. Tato závislost byla rozdělena do dvou grafů. Graf č. 5 byl sestaven pro délku kroku do 70 cm a Graf č. 6 byl sestaven pro délku kroku nad 70 cm. Grafy jsou opět doplněny o spojnici trendu lineární závislosti, která je vyjádřena regresní rovnicí. Právě díky této regresní rovnici je možné určit výšku člověka, pokud známe délku jeho kroku. Straus (1999) ve své studii uvádí analogické rovnice pro výpočet výšky člověka z délky kroku. Rovnice jsou uvedeny pro kroky do 70 cm délky a pro kroky nad 70 cm délky. Z toho důvodu dělím grafy podle délky kroku, aby bylo možné rovnice navzájem porovnat.



Graf č. 5: Závislost výšky osoby na délce kroku (do 70 cm délky kroku)



Graf. č. 6: Závislost výšky osoby na délce kroku (nad 70 cm délky kroku)

Graf č. 5 a Graf č. 6 znázorňuje stoupající trend závislosti výšky osoby na délce jejího kroku. Tyto závislosti jsou vyjádřeny rovnicemi:

$$\text{pro délku kroku do 70 cm: } y = 1,228x + 90,4$$

$$\text{pro délku kroku nad 70 cm: } y = 0,815x + 112,8$$

Do výše uvedených rovnic byly dosazeny hodnoty délky kroku a byla tak vypočtena tělesná výška osoby. Na základě tohoto výpočtu bylo zjištěno, že pro délku kroku do 70 cm platí, že s každým prodloužením délky kroku o 5 cm se zvyšuje výška osoby o 6,2 cm. Pro délku kroku nad 70 cm platí, že s každým prodloužením délky kroku o 5 cm se zvyšuje výška osoby o 4,1 cm.

5. 2. 2 Rotace pánve, úhly dolních končetin

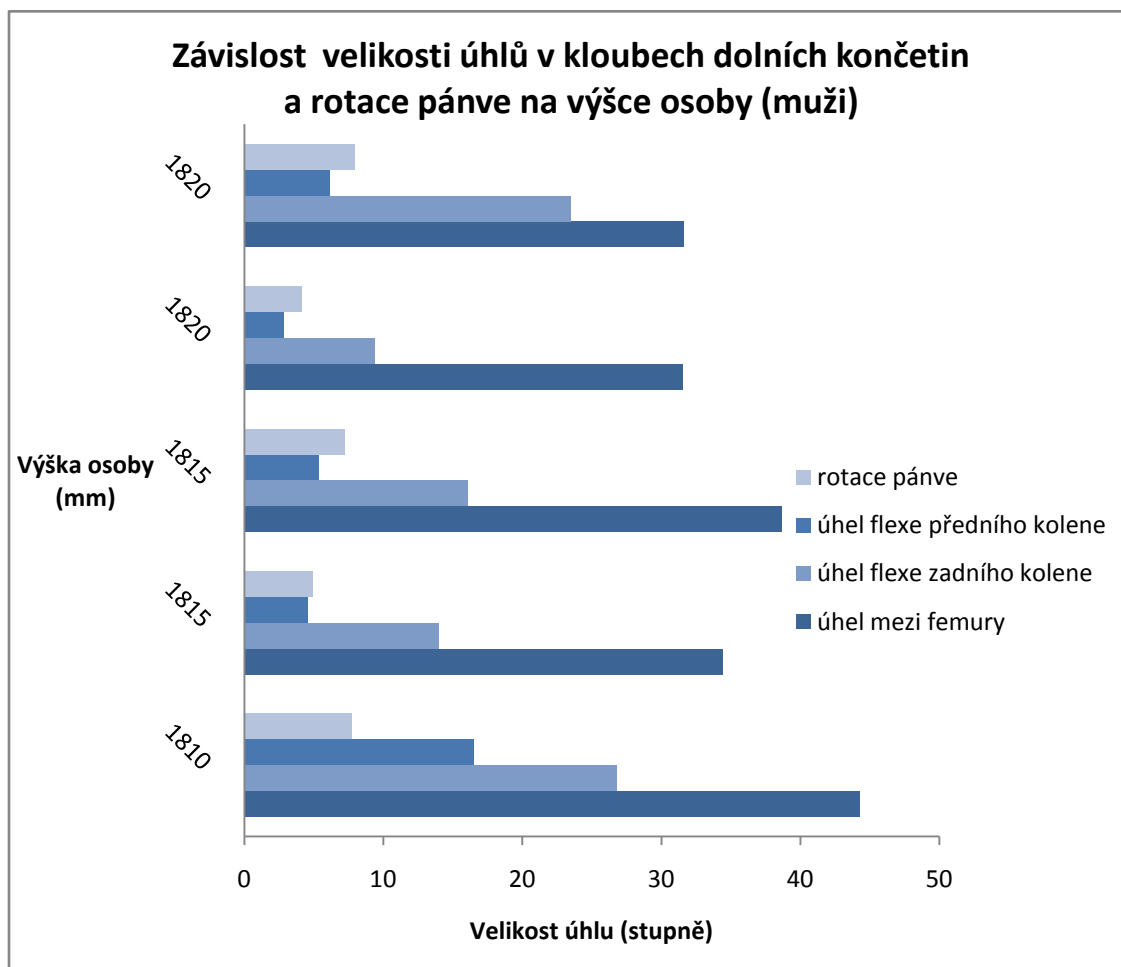
V Příloze č. 3 a Příloze č. 4 jsou uvedeny grafy se srovnáním velikostí naměřených hodnot pro rotaci pánve, úhel mezi femury a flexi předního a zadního kolene. Naměřené hodnoty jsou v grafu řazeny za sebou, vzestupně podle výšky jednotlivých probandů. Grafy jsou rozděleny podle pohlaví a jsou v nich uvedeny hodnoty od všech zúčastněných probandů.

V Grafu č. 7 jsou uvedeny velikosti naměřených hodnot pouze pro přibližně stejně vysoké ženy. Výška žen se pohybuje v intervalu 166 - 167 cm. V Grafu č. 8 jsou uvedeny velikosti naměřených hodnot pouze pro přibližně stejně vysoké muže. Výška mužů se pohybuje v intervalu 181 - 182 cm.



Graf č. 7: Závislost velikosti úhlů v kloubech dolních končetin a rotace pánve na výšce osoby (ženy)

Graf č. 7 znázorňuje pro tři probandy (1., 3. a 6. od spoda) téměř stejnou velikost úhlu mezi femury. U dvou dvojic žen (1. a 3., 4. a 5. od spoda) lze najít téměř stejnou velikost úhlu flexe zadního kolene. Hodnoty úhlu rotace pánve a flexe předního kolene jsou pak pro každou ženu velmi individuální.

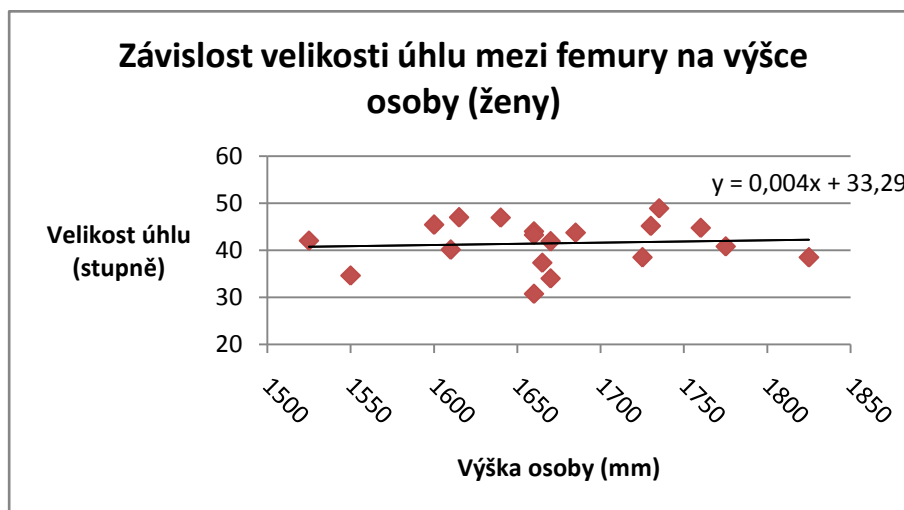


Graf č. 8: Závislost velikosti úhlů v kloubech dolních končetin a rotace pánve na výšce osoby (muži)

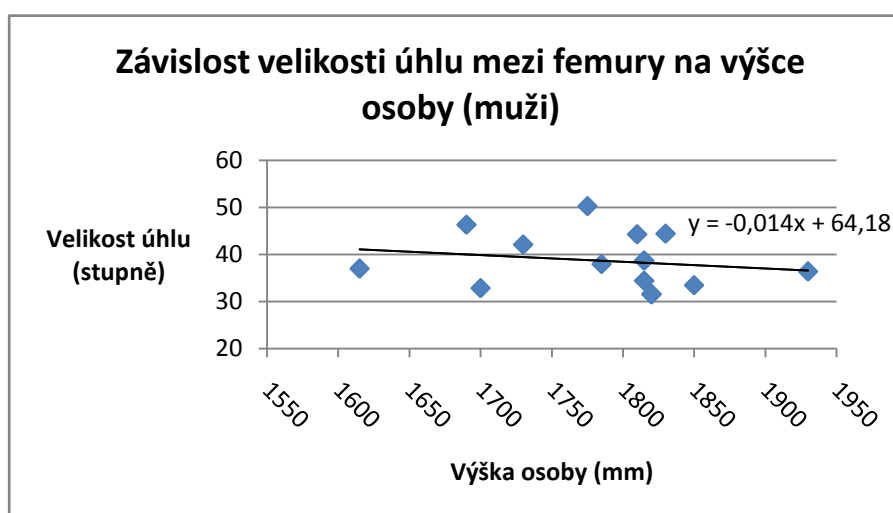
Graf č. 8 znázorňuje pro dva probandy (4. a 5. od spoda) stejnou velikost úhlu mezi femury. Úhel flexe předního kolene je velmi podobný pro tři probandy (2., 3. a 5. od spoda). Úhel rotace pánve je podobný pro tři probandy (1., 3. a 5. od spoda). Úhel flexe zadního kolene vykazuje poměrně různé hodnoty u všech mužů.

5. 2. 2. 1 Úhel mezi femury

V Grafu č. 9 a Grafu č. 10 je znázorněna závislost velikosti úhlu mezi femury na výšce osoby. Graf č. 9 byl sestaven pro ženy a Graf č. 10 pro muže. Jednotlivé body reprezentují reálnou výšku osoby a úhel, který svírají její femury při nášlapu na patu. Grafy jsou doplněné o spojnici trendu a rovnici regrese.



Graf č. 9: Závislost velikosti úhlu mezi femury na výšce osoby (ženy)

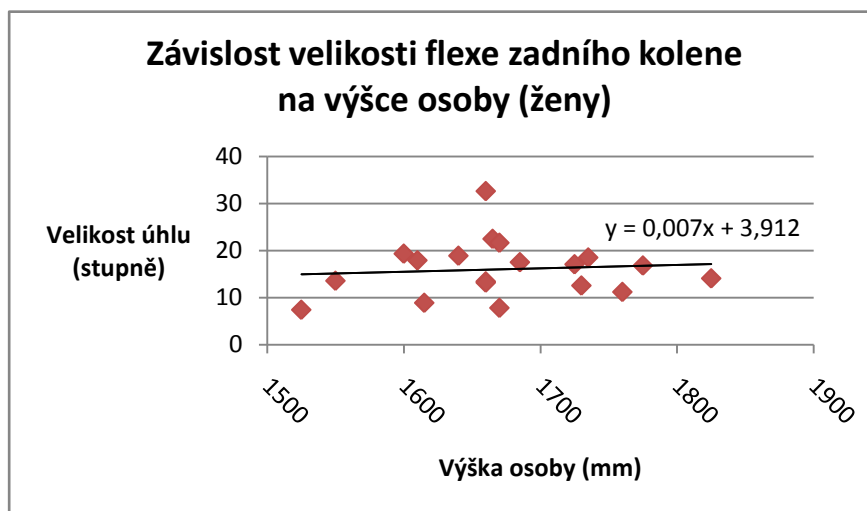


Graf č. 10: Závislost velikosti úhlu mezi femury na výšce osoby (muži)

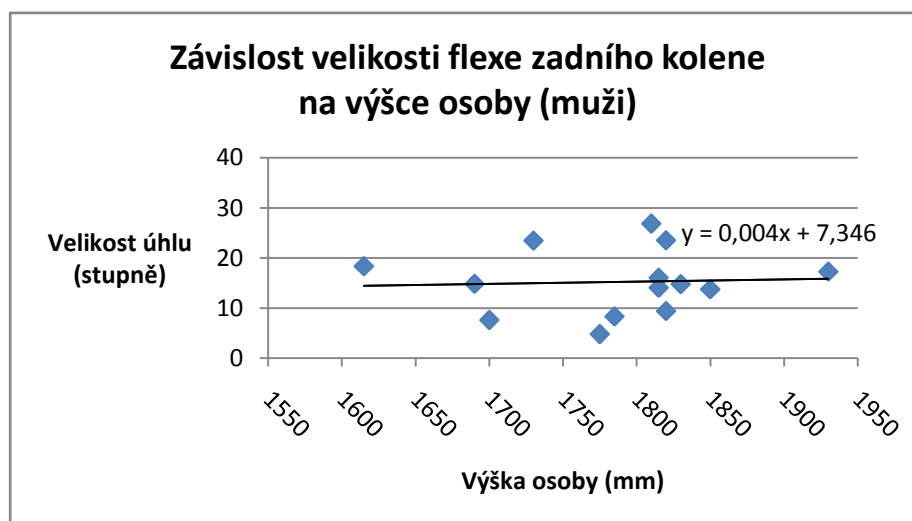
Z Grafu č. 9 je patrné, že velikost úhlu mezi femury se u žen v závislosti na tělesné výšce téměř nemění, má pouze mírně rostoucí charakter. Na každých 10 cm výšky se úhel zvětšuje o $0,4^\circ$. U mužů, jak je z Grafu č. 10 patrné, že lineární závislost má mírně klesající charakter. Na každých 10 cm výšky se velikost úhlu mezi femury snižuje o $1,4^\circ$.

5. 2. 2. 2 Úhel flexe zadního kolene

V Grafu č. 11 a Grafu č. 12 je uvedena závislost velikosti flexe zadního kolene na výšce osoby. V Grafu č. 11 je tato závislost uvedena pro ženy a v Grafu č. 12 pro muže. Jednotlivé body reprezentují reálnou výšku osoby a úhel flexe zadního kolene při nášlapu na patu. Grafy jsou doplněné o spojnici trendu a rovnici regrese.



Graf č. 11: Závislost velikosti flexe zadního kolene na výšce osoby (ženy)

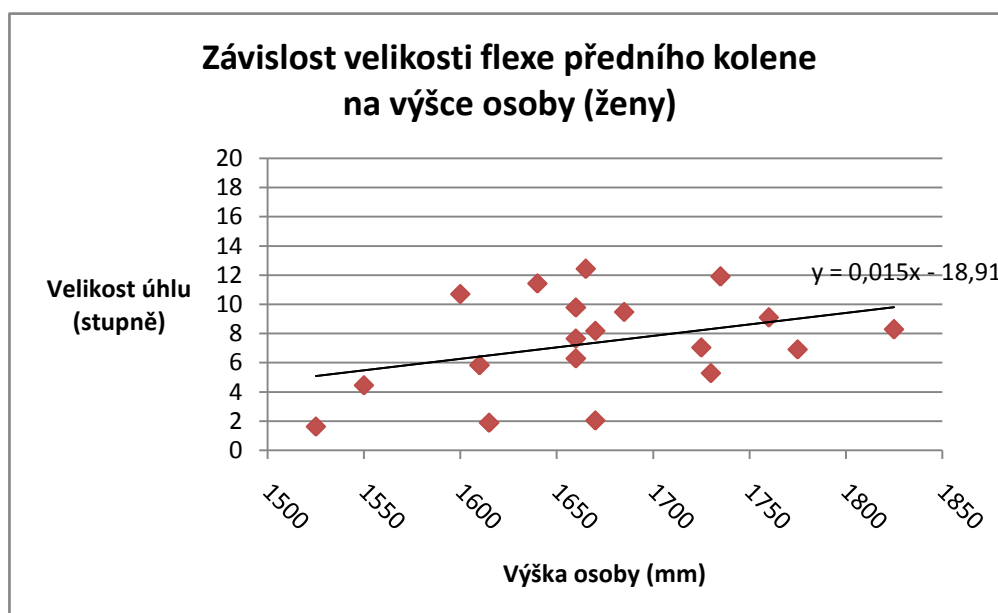


Graf č. 12: Závislost velikosti flexe zadního kolene na výšce osoby (muži)

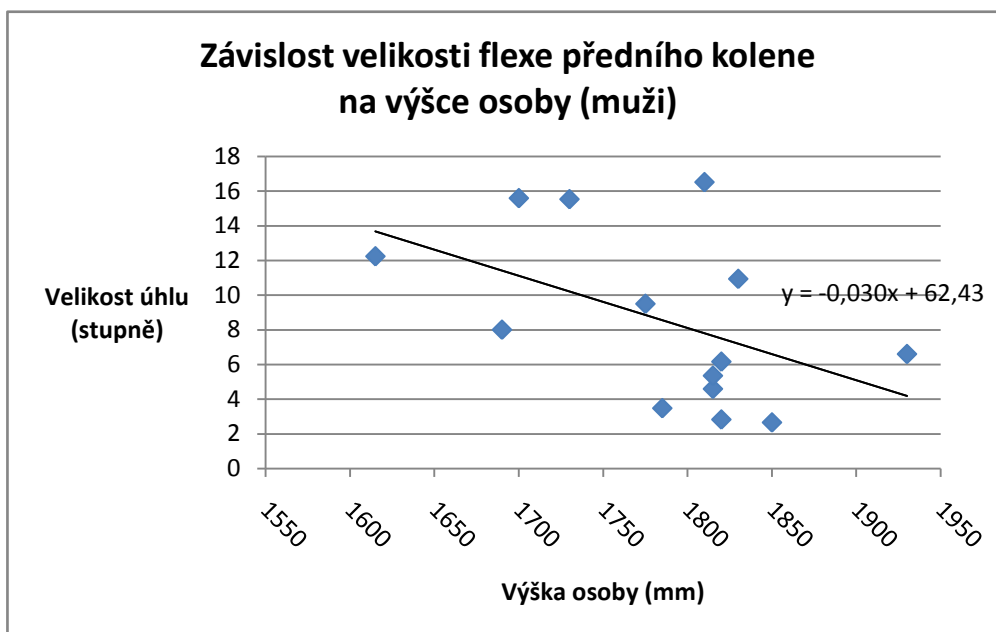
Graf č. 11 a Graf č. 12 znázorňuje mírně stoupající trend závislosti flexe zadního kolene u žen a mužů. U žen na každých 10 cm výšky roste velikost úhlu o $0,7^\circ$ a u mužů o $0,4^\circ$.

5. 2. 2. 3 Úhel flexe předního kolene

V Grafu č. 13 a Grafu č. 14 je znázorněna závislost velikosti úhlu flexe předního kolene na výšce osoby. Graf č. 13 byl sestaven pro ženy a Graf č. 14 pro muže. Jednotlivé body reprezentují reálnou výšku osoby a úhel flexe předního kolene při nášlapu na patu. Grafy jsou doplněné o spojnici trendu a rovnici regrese.



Graf č. 13: Závislost velikosti flexe předního kolene na výšce osoby (ženy)

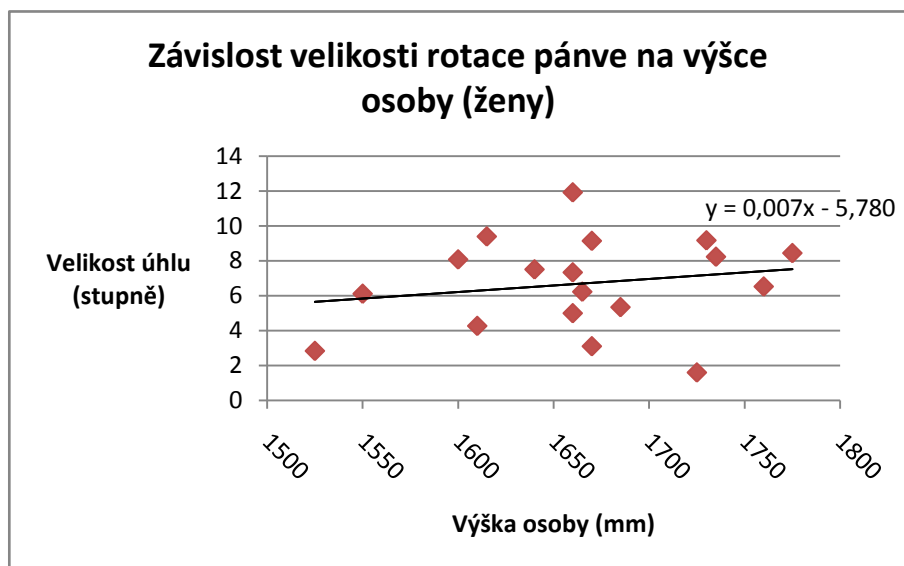


Graf č. 14: Závislost velikosti flexe předního kolene na výšce osoby (muži)

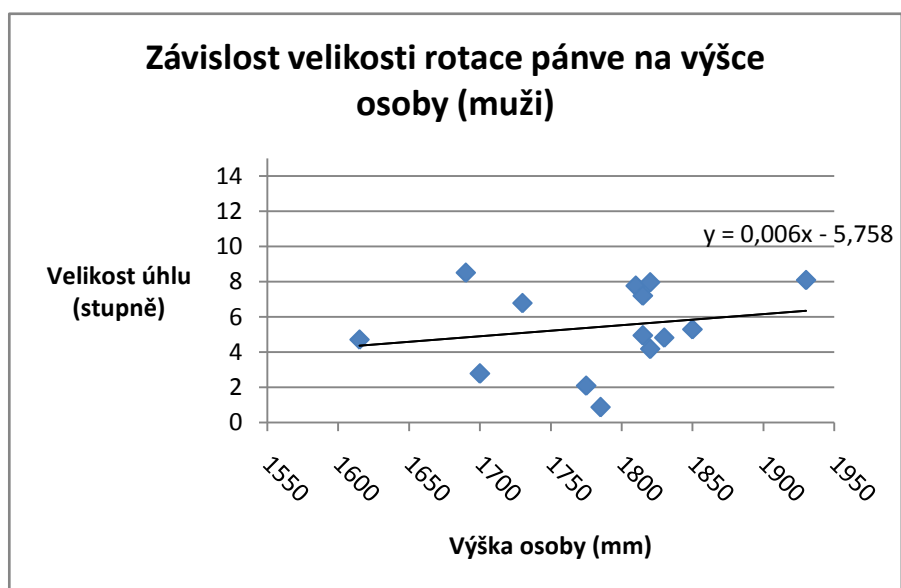
Z Grafu č. 13 je patrný stoupající trend závislosti flexe předního kolene na výšce osoby u žen. Na každých 10 cm výšky roste flexe předního kolene při nášlapu na patu o 1,6°. Muži, jak je patrné z Grafu č. 14, mají naopak klesající trend lineární závislosti. Na každých 10 cm výšky klesá flexe předního kolene o 3°.

5. 2. 2. 4 Rotace pánve

V Grafu č. 15 a Grafu č. 16 je znázorněna závislost velikosti úhlu rotace pánve na výšce osoby. V Grafu č. 15 jsou uvedeny hodnoty žen a v Grafu č. 16 hodnoty mužů. Jednotlivé body reprezentují reálnou výšku osoby a úhel rotace pánve při nášlapu na patu. Grafy jsou doplněné o spojnicí trendu a rovnici regrese.



Graf č. 15: Závislost velikosti rotace pánve na výšce osoby (ženy)

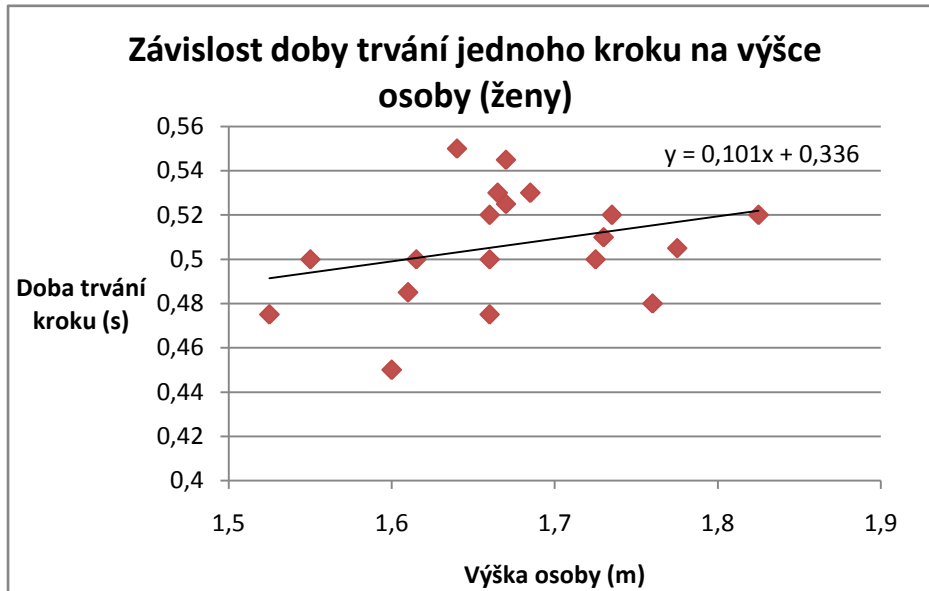


Graf č. 16: Závislost velikosti rotace pánve na výšce osoby (muži)

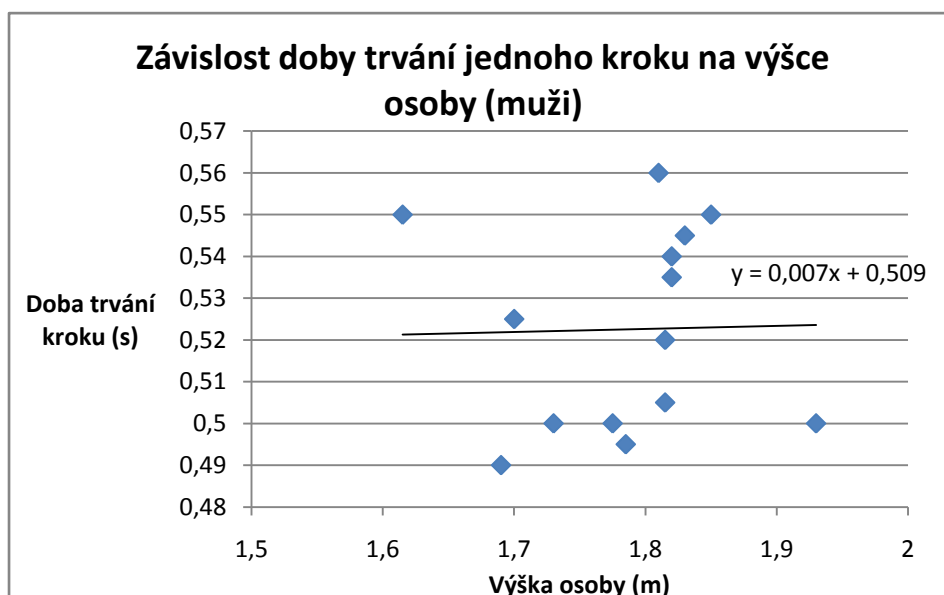
Graf č. 15 a Graf č. 16 znázorňuje stoupající trend závislosti velikosti rotace pánve na výšce osoby u žen i mužů. U žen roste rotace pánve o $0,7^\circ$ na každých 10 cm výšky u mužů roste o $0,6^\circ$.

5. 2. 3 Rychlost chůze a doba kroku

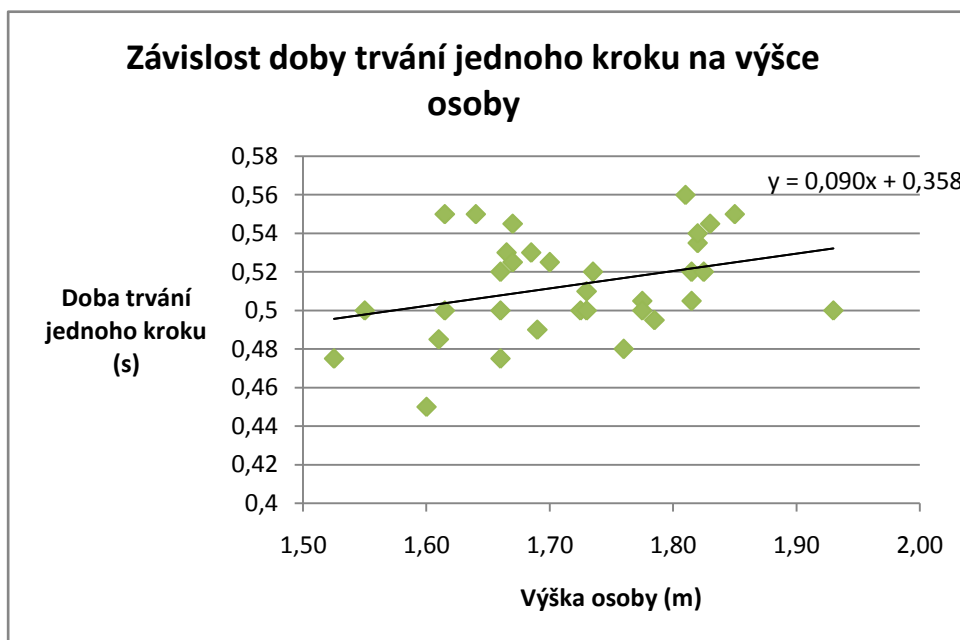
V Grafu č. 17, 18 a 19 je znázorněna závislost doby trvání jednoho kroku na výšce osoby a v Grafu č. 20, 21 a 22 je znázorněna závislost rychlosti chůze na výšce osoby.



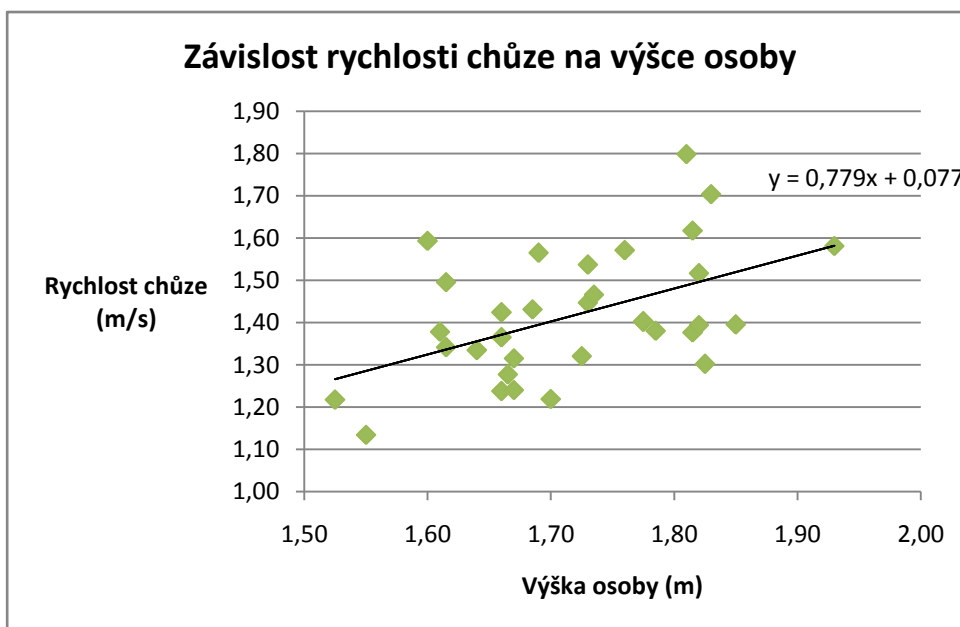
Graf č. 17: Závislost doby trvání jednoho kroku na výšce osoby (ženy)



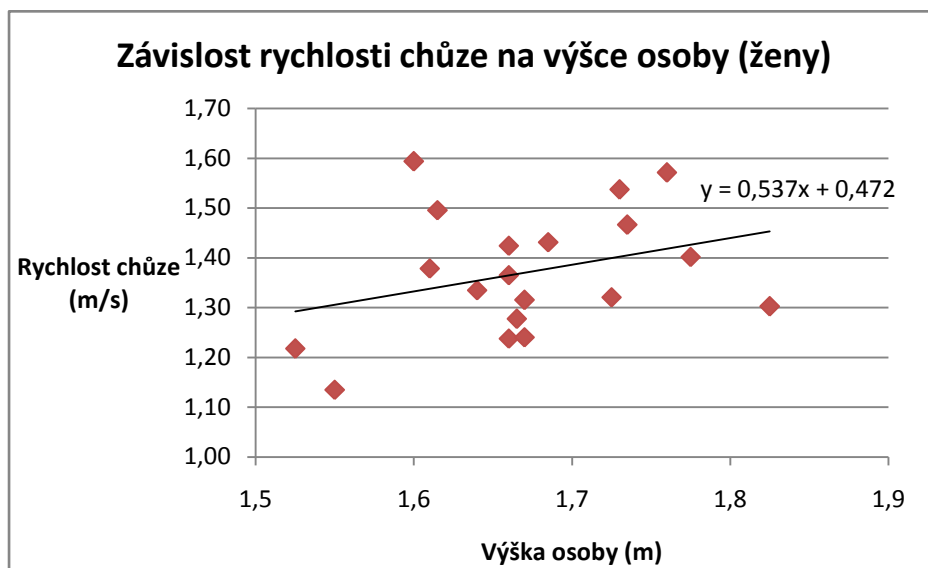
Graf č. 18: Závislost doby trvání jednoho kroku na výšce osoby (muži)



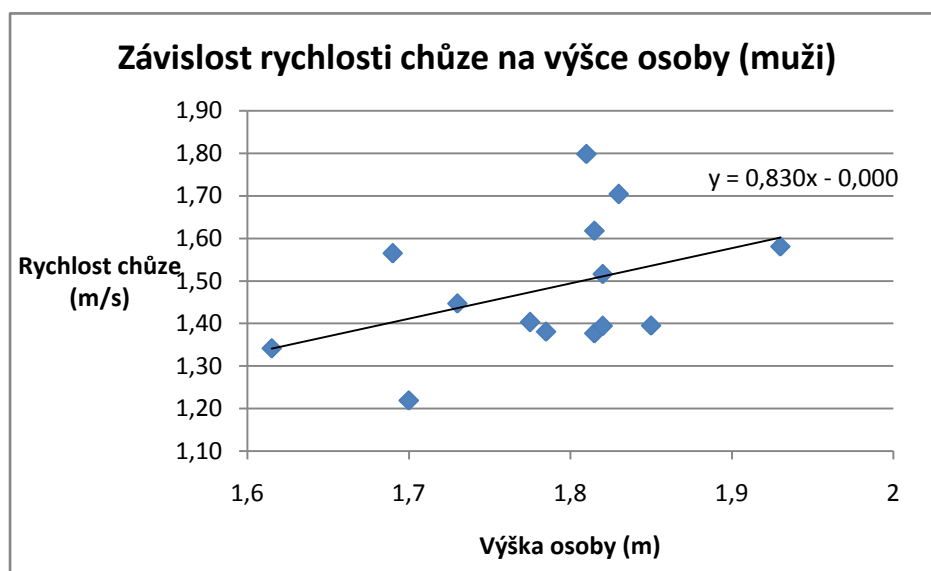
Graf č. 19: Závislost doby trvání jednoho kroku na výšce osoby



Graf č. 20: Závislost rychlosti chůze na výšce osoby



Graf č. 21: Závislost rychlosti chůze na výšce osoby (ženy)



Graf č. 22: Závislost rychlosti chůze na výšce osoby (muži)

Z Grafu č. 17, 18 a 19 je patrné, že menší osoby dělají rychlejší kroky než osoby s větší výškou. Z Grafu č. 20, 21 a 22 je pak patrné, že s výškou osoby roste i rychlost její chůze. Z těchto poznatků vyplývá, že ačkoliv menší osoby dělají rychlejší kroky, chodí pomalejší rychlostí než osoby s větší výškou. U žen je spojnice trendu závislosti doby kroku na výšce osoby více rostoucí než u mužů. V grafech závislosti rychlosti chůze nenacházím mezi skupinou žen a mužů nápadné rozdíly.

5. 2. 4 Přehled vztahů mezi parametry chůze a výškou osoby

V Tabulce č. 5 je uveden přehled vztahů mezi parametry chůze a výškou osoby. Grafické znázornění těchto vztahů je uvedeno v příslušných grafech v kapitole 5. 2. Každý ze vztahů je vyjádřen rovnicí regrese a indexem determinace, který udává kolik procent rozptylu uvedené proměnné je vysvětleno rovnicí regrese a kolik procent zůstalo nevysvětleno.

Tabulka č. 5: Přehled vztahů mezi parametry chůze a výškou osoby

Číslo grafu	Sledovaná závislost	Rovnice regrese	Index determinace
2	Délka kroku na výšce osoby	$y = 0,306x + 173,3$	$R^2 = 0,191$
3	Délka kroku na výšce osoby (ženy)	$y = 0,408x + 9,700$	$R^2 = 0,271$
4	Délka kroku na výšce osoby (muži)	$y = 0,376x + 37,76$	$R^2 = 0,151$
5	Výška osoby na délce kroku (do 70 cm délky kroku)	$y = 1,228x + 90,40$	$R^2 = 0,254$
6	Výška osoby na délce kroku (nad 70 cm délky kroku)	$y = 0,815x + 112,8$	$R^2 = 0,118$
9	Velikost úhlu mezi femury na výšce osoby (ženy)	$y = 0,004x + 33,29$	$R^2 = 0,005$
10	Velikost úhlu mezi femury na výšce osoby (muži)	$y = -0,014x + 64,18$	$R^2 = 0,035$
11	Velikost flexe zadního kolene na výšce osoby (ženy)	$y = 0,007x + 3,912$	$R^2 = 0,008$
12	Velikost flexe zadního kolene na výšce osoby (muži)	$y = 0,004x + 7,346$	$R^2 = 0,002$
13	Velikost flexe předního kolene na výšce osoby (muži)	$y = 0,015x - 18,91$	$R^2 = 0,128$
14	Velikost flexe předního kolene na výšce osoby (ženy)	$y = -0,030x + 62,43$	$R^2 = 0,235$
15	Velikost rotace pánve na výšce osoby (muži)	$y = 0,007x - 5,780$	$R^2 = 0,036$
16	Velikost rotace pánve na výšce osoby (ženy)	$y = 0,006x - 5,758$	$R^2 = 0,042$

Číslo grafu	Sledovaná závislost	Rovnice regrese	Index determinace
17	Doba trvání jednoho kroku na výšce osoby (ženy)	$y = 0,101x + 0,336$	$R^2 = 0,089$
18	Doba trvání jednoho kroku na výšce osoby (muži)	$y = 0,007x + 0,509$	$R^2 = 0,000$
19	Doba trvání jednoho kroku na výšce osoby	$y = 0,090x + 0,358$	$R^2 = 0,107$
20	Rychlost chůze na výšce osoby	$y = 0,779x + 0,077$	$R^2 = 0,247$
21	Rychlost chůze na výšce osoby (ženy)	$y = 0,537x + 0,472$	$R^2 = 0,104$
22	Rychlost chůze na výšce osoby (muži)	$y = 0,830x - 0,000$	$R^2 = 0,173$

6 Diskuze

6.1 Diskuze k možnosti zkresení výsledků

Předmětem zkoumání této diplomové práce bylo zjistit, jak se mění parametry chůze v závislosti na výšce a pohlaví osoby.

Pro účely měření bylo pozváno celkem 33 probandů (14 mužů a 19 žen) do laboratoře Biomechaniky Extrémní Zátěže na FTVS UK.

U těchto probandů byly změřeny parametry „normální“ přirozené chůze přístrojem Qualisys a tělesná výška. Před samotným měřením proběhl nácvik chůze ve vymezeném prostoru snímaném kamerami. Pohyb (chůzi) probandi začínali před prostorem snímaným kamerami a ze záznamu chůze byl vyloučen první a poslední krok. Ze zbylého záznamu byl vybrán úsek tří na sebe navazujících nároků na patu. Byl zvolen vždy ten úsek, ve kterém bylo vidět největší množství markerů.

Z naměřených dat byla dopočítána nebo zaznamenána výška osoby a délka jejich dolních končetin ve stoji, velikost úhlu rotace pánve, úhlu mezi femury, úhlu flexe předního a zadního kolene při nášlapu na patu, délka a doba trvání jednoho kroku a rychlost chůze. Tyto údaje byly mezi sebou různě porovnávány a byly zjišťovány jejich vzájemné závislosti.

V průběhu měření a vyhodnocení dat se mohly vyskytnout určité okolnosti, které mohou výsledky měření ovlivnit či zkrésit. Patří mezi ně:

- Malá početnost sledovaných skupin.
- Subjektivní výklad pojmu „chůze normální, přirozenou rychlostí“ (ani pomalá, ani rychlá chůze).
- Změna stereotypu chůze v důsledku nezvyklých podmínek:
 - probandi chodili pouze ve spodním prádle
 - jejich tělo bylo polepené markery
 - pohybovali se v místě, které neznají
 - procházeli ve vymezeném prostoru, který byl snímán kamerami

- probandi věděli, že jsou měřeni, snímáni kamerami
- Malý prostor, který byl snímán kamerami (na krátkém prostoru nemuselo vždy dojít k ustálení chůze).
- Nízký počet opakování měření.
- Některé markery nebyly v důsledku odlesků nebo zákrytu horní končetinou na záznamu vidět, takže nebylo vždy možné získat veškerá data.
- Chybné nalepení markerů.
- Posun markeru při pohybu v důsledku posunu kůže vůči kostěnému segmentu. Nejvíce se tento posun (až 40 mm) projeví u markerů umístěných na velkých trochanterech (Peters et al, 2010).
- Nepřesné určení okamžiku, kdy se pata dotkne podložky. V této práci byl dotyk paty stanoven jako okamžik, kdy je hodnota souřadnice „z“ markeru umístěného na patě nejnižší. Přesně by se dal tento okamžik stanovit, pokud by probandi procházeli přes silové desky (např. Kistler) a tyto silové desky by byly synchronizované s přístrojem Qualisys.
- Chyba v měření výšky.
- Chyba měření přístroje Qualisys, nepřesná kalibrace nebo nepatrný posun kamery během měření.

6. 2 Diskuze k hypotézám

6. 2. 1 Hypotéza č. 1

Hypotéza č. 1: Parametry chůze se mění v závislosti na tělesné výšce.

Tato hypotéza byla stanovena na základě výsledků studií Strause (1999) a Jasuji a Manjuli (1993), kteří zjistili, že délka kroku je lineárně závislá na výšce osoby.

V této práci byla zkoumána nejenom závislost délky kroku na výšce osoby, ale i velikost rotace pánve, velikost úhlu mezi femury, velikost flexe předního a zadního kolene, doba trvání jednoho kroku a rychlost chůze. Bylo zjištěno, že ne všechny z těchto parametrů podléhají závislosti na výšce osoby. Tímto se tedy plně nepotvrzuje Hypotéza č. 1.

Délka kroku vykazuje nejvýraznější závislost na výšce osoby. S každými přibývajícimi 10 cm výšky člověka se zvětšuje délka kroku o 3,1 cm. Straus (1999) uvádí následující vzorce pro výpočet výšky člověka z délky kroku, které platí pro subjektivně normální chůzi po rovné podložce.

do 70 cm délky kroku platí vztah: $tv = 0,297 dk + 153$ (cm)

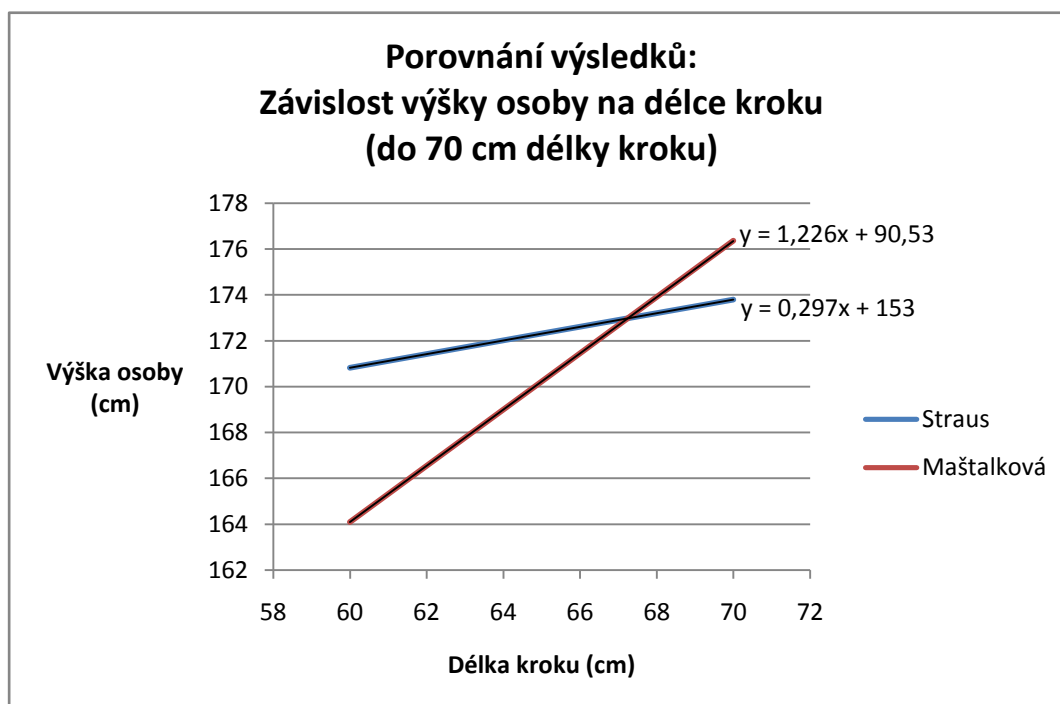
přes 70 cm délky kroku platí vztah: $tv = 0,315 dk + 163$ (cm)

Z hodnot, které byly získány během mého měření byla sestavena analogická rovnice vyjadřující závislost výšky osoby na délce kroku.

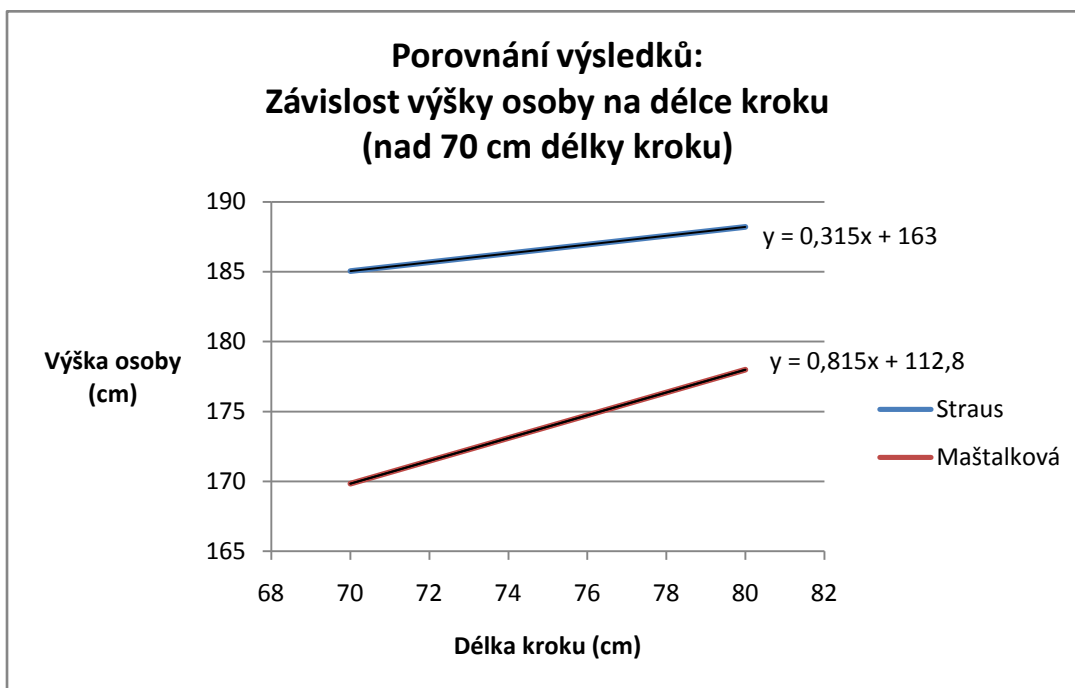
do 70 cm délky kroku platí vztah: $tv = 1,228 dk + 90,4$ (cm)

přes 70 cm délky kroku platí vztah: $tv = 0,815 dk + 112,8$ (cm)

V Grafu č. 23 a 24 uvádím grafické porovnání mých a Strausových výsledků. Graf č. 23 graficky znázorňuje výše uvedené rovnice pro délky kroků do 70 cm. Graf č. 24 graficky znázorňuje výše uvedené rovnice pro délky kroků nad 70 cm.



Graf č. 23: Porovnání výsledků (vztah do 70 cm délky kroku)



Graf č. 24: Porovnání výsledků (vztah nad 70 cm délky kroku)

Z grafického znázornění je zřejmé, že u mnou uvedené rovnice závislosti (do 70 cm délky kroku) roste výška osoby s délkou kroku rychleji. U vztahů nad 70 cm délky kroku je zřejmé, že mnou uvedená závislost se pohybuje na nižší hladině než u Strause. Pokud do rovnic dosadíme určité hodnoty délky kroku, zjistíme, že s každým prodloužením délky kroku o 5 cm (do 70 cm délky kroku) roste výška osoby o 2,3 cm podle Strausovy rovnice a o 6,2 cm podle mé rovnice. S každým prodloužením délky kroku o 5 cm (nad 70 cm délky kroku) roste výška osoby o 1,6 cm podle Strausovy rovnice a o 4,1 cm podle mé rovnice.

Rozdíly ve výsledcích mé a Strausovy práce mohou být dány výběrem měřených probandů, vývojem populace během několika desetiletí nebo rozdíly mezi chůzí v obuvi a bez ní.

Protože lze délku kroku snadno ovlivnit (např. změnou rychlosti nebo dynamiky chůze, typem nošené obuvi, terénem ve kterém se osoba pohybuje), domnívám se, že není vhodným parametrem, podle kterého by bylo možné jednoznačně určit tělesnou výšku osoby.

Úhel mezi femury je v této práci jedním ze zkoumaných parametrů chůze, který vykazuje spornou závislost na výšce osoby. U skupiny žen má velmi mírně rostoucí charakter, na každých 10 cm výšky se úhel zvětšuje o $0,4^\circ$. U skupiny mužů má naopak mírně klesající charakter, na každých 10 cm výšky se úhel snižuje o $1,4^\circ$. Vzhledem k tomu, že průměrná velikost úhlu mezi femury je u skupiny žen $36,65^\circ$ a u skupiny mužů $38,6^\circ$, beru růst o $0,4^\circ$ nebo pokles o $1,4^\circ$ na každých 10 cm výšky za zanedbatelný. Tento růst / pokles hodnot v závislosti na výšce osoby může být zapříčiněn chybami měření nebo malým počtem sledovaných probandů. Úhel mezi femury vykazuje napříč různými výškami osob nejvyšší stálost hodnot ze všech měřených parametrů. Jeho variační koeficient je pro ženy 20,2% a pro muže 15,8%. Z těchto důvodů usuzuji, že úhel mezi femury nepodléhá závislosti na výšce osoby a nepotvrzuje tedy Hypotézu č. 1.

Velikost úhlu flexe zadního kolene roste u žen na každých 10 cm výšky o $0,7^\circ$ a u mužů o $0,4^\circ$. Průměrná velikost úhlu flexe zadního kolene je u žen $13,45^\circ$ a $16,45^\circ$ u mužů. Vzhledem k nízkému růstu hodnot v závislosti na výšce osoby a stále relativně velké průměrné hodnotě úhlu usuzuji, že velikost úhlu flexe zadního kolene nevykazuje závislost na výšce osoby a nepotvrzuje tak Hypotézu č. 1. Toto tvrzení podporuje i druhá nejvyšší stálost hodnot napříč různými výškami probandů, která je vyjádřena variačními koeficienty (u žen 48,3% a u mužů 37,1%).

Při vyhodnocení dat bylo dále zjištěno, že na každých 10 cm výšky roste flexe předního kolene při nášlapu na patu o $1,6^\circ$ u žen a u mužů naopak klesá o 3° . Průměrná velikost úhlu flexe předního kolene je u žen $6,35^\circ$ a $8,25^\circ$ u mužů. S přihlédnutím k poměrně malé velikosti průměrné hodnoty úhlu a vysokému variačnímu koeficientu (ženy 58,3% a muži 59,4%) usuzuji, že velikost úhlu flexe předního kolene vykazuje závislost na výšce osoby a potvrzuje tedy Hypotézu č. 1.

Úhel rotace pánve je dalším z parametrů, které dosahují malých průměrných hodnot. Průměrná velikost úhlu je u žen $5,75^\circ$ a u mužů $5,4^\circ$. U žen roste rotace pánve o $0,7^\circ$ na každých 10 cm výšky u mužů roste o $0,6^\circ$. Míra variability rotace pánve je nejvyšší ze všech měřených parametrů, u žen dosahuje hodnoty 53,9% a u mužů 60%. Z těchto poznatků usuzuji, že i rotace pánve vykazuje závislost na výšce osoby a potvrzuje tak Hypotézu č. 1.

Rychlost chůze a doba trvání kroku vykazují závislost na výšce osoby a opět potvrzují Hypotézu č. 1. S výškou osoby roste rychlost chůze a doba trvání jednoho kroku. Při subjektivně přirozené chůzi, dělá osoba menšího vzrůstu rychlejší kroky než osoba s větší výškou, ale jde pomalejší rychlostí než osoba s větší výškou.

Výsledky mohou být zkresleny především chybou měření a nízkým počtem měřených osob.

6. 2. 2 Hypotéza č. 2

Hypotéza č. 2: Chůze mužů má jiné parametry než chůze žen.

Tato hypotéza byla stanovena na základě výsledků studií Fessler et al. (2004), Cho et al. (2004) a Kozlowskeho a Cuttinga (1977), ve kterých bylo zjištěno, že podle pohybů pánve a postavení dolních končetin lze rozlišit chůzi muže a ženy.

Chůze mužů vykazovala odlišné hodnoty od chůze žen ve všech mnou zkoumaných parametrech. Tímto se Hypotéza č. 2 plně potvrdila.

Při vyhodnocení dat bylo zjištěno, že muži dělají delší kroky než ženy (průměrná hodnota 71 cm a 67,4 cm). Pokud však vztáhneme délku kroku k výšce osoby, zjistíme, že ženy dělají delší kroky než muži. Toto může být způsobeno například tím, že ženy při nároku na patu více rotují pánev než muži. Větší rotace pánve pak přispěje k větší délce kroku. Také bylo zjištěno, že muži mají v poměru k tělesné výšce delší nohy. Mohu tedy tvrdit, že muži dělají kratší kroky než ženy, ačkoliv mají delší nohy. Při porovnání mnou zjištěné průměrné délky kroku s výsledky Strause (1999), zjistíme, že se tyto hodnoty liší pouze nepatrně. Straus (1999) uvádí průměrnou hodnotu délky kroku bez rozdílu pohlaví 70 cm.

Při náslapu na patu mají muži větší úhel mezi femury ($38,6^\circ$ a $36,65^\circ$), větší flexi předního ($8,25^\circ$ a $6,35^\circ$) a zadního kolene ($16,45^\circ$ a $13,45^\circ$), ale rotují méně pánev než ženy ($5,4^\circ$ a $5,75^\circ$). Výsledky, které zároveň vykazují rostoucí závislost na výšce osoby, mohou být zkresleny tím, že muži jsou v průměru vyšší než ženy a proto i většina jejich parametrů chůze dosahuje vyšších hodnot. Výjimkou je však rotace pánve, která má u mužů nižší průměrnou hodnotu než u žen. Díky těmto poznatkům by bylo možné tvrdit, že chůzi mužů a žen lze nejlépe odlišit právě podle rotace pánve. Zde však narážíme na problém, že rotace pánve dosahuje

v porovnání s ostatními parametry velmi nízkých hodnot a tak rozdíl mezi rotací pánve muže a ženy nebude tak znatelný.

Dále bylo zjištěno, že muži chodí pomalejší frekvencí než ženy (průměrná doba trvání jednoho kroku u mužů 0,525 s a u žen 0,45 s), ale rychlost jejich chůze je vyšší (u mužů 1,48 m/s a u žen 1,37 m/s). Tyto rozdíly mohou být opět způsobeny tím, že oba tyto parametry vykazují rostoucí závislost na výšce osoby a že muži jsou průměrně vyšší než ženy. Mnou zjištěnou hodnotu frekvence chůze je možné porovnat s výsledkem jiné studie. Janda, Poláková a Vele (1976) udávají frekvenci chůze 100 kroků za minutu, což odpovídá době trvání jednoho kroku 0,6 s.

Výsledky mohou být zkeresleny především chybou měření a nízkým počtem měřených osob.

6. 2. 3 Hypotéza č. 3

Hypotéza č. 3: Parametry chůze se v závislosti na tělesné výšce mění rozdílně u mužů a žen.

Vzhledem k tomu, že u některých parametrů chůze nebyla jednoznačně nalezena závislost na výšce osoby (viz kapitola 6. 2. 1 Hypotéza č. 1), nepotvrzuje se plně ani Hypotéza č. 3. Parametry, u kterých tato závislost nalezena byla, jsou diskutovány níže.

Při vyhodnocení dat bylo zjištěno, že délka kroku se na každých 10 cm výšky zvyšuje o 4 cm u mužů a o 3,7 cm u žen. Dále na každých 10 cm výšky roste flexe předního kolene při nášlapu na patu o $1,6^\circ$ u žen a u mužů naopak klesá o 3° , rotace pánve u mužů roste o $0,6^\circ$ a u žen roste o $0,7^\circ$. Tyto parametry chůze vykazují rozdílné závislosti na výšce osoby u skupiny mužů a žen a tím potvrzují Hypotézu č. 3.

V závislosti rychlosti chůze na výšce osoby nebyly nalezeny mezi skupinou žen a mužů nápadné rozdíly. U závislosti doby trvání jednoho kroku na výšce osoby byl u žen zjištěn rychleji stoupající trend než u mužů. Tyto dva parametry chůze je ovšem velmi obtížné porovnávat mezi skupinou žen a mužů, vzhledem k jejich velmi nízkým hodnotám.

Výsledky mohou být opět zkeresleny především chybou měření a nízkým počtem měřených osob.

7 Závěr

Na základě prostudování dostupné literatury jsem zjistila, jakými způsoby je možné provést identifikaci osoby a jak se liší chůze mužů a žen.

Pokud je pachatel při příchodu / odchodu z místa činu nebo při páčání trestné činnosti zaznamenán průmyslovou kamerou, lze ho pomocí analýzy chůze identifikovat. Tuto identifikaci můžeme provést, protože chůze každého člověka je velmi individuální pohybový projev, do kterého se promítá jeho kondice a celkový zdravotní stav.

Pokud osoba zanechá na místě činu alespoň čtyři po sobě jdoucí stopy, lze z jejich parametrů, mezi které patří i délka kroku, dopočítat přibližnou výšku osoby. Tento výpočet můžeme provést, protože bylo zjištěno, že délka kroku je lineárně závislá na výšce osoby.

Cílem této práce bylo zjistit, jestli i jiné parametry chůze, které souvisí s délkou kroku, podléhají závislosti na tělesné výšce osoby. Také bylo zkoumáno, jak se tyto parametry mění v závislosti na pohlaví osoby.

Na základě poznatků popsaných v Teoretické části práce byly definovány tři hypotézy. Vzhledem k výsledkům této práce se Hypotéza č. 1 „Parametry chůze se mění v závislosti na tělesné výšce“ plně nepotvrdila. Hypotéza č. 2 „Chůze mužů má jiné parametry než chůze žen“ se potvrdila. A Hypotéza č. 3 „Parametry chůze se v závislosti na tělesné výšce mění rozdílně u mužů a žen“ se plně nepotvrdila.

K získání údajů o parametrech chůze bylo použito 3D kinematické analýzy chůze, konkrétně byl použit systém Qualisys. Měření se zúčastnilo celkem 33 probandů, z toho 14 mužů a 19 žen. Probandi, jejichž dolní končetiny a pánev byly polepeny markery, byli jednotlivě snímáni při subjektivně normální přirozené chůzi v prostoru vymezeném kamerami systému Qualisys. Také byla změřena jejich tělesná výška ve stoji. Parametry chůze byly vyhodnoceny pro polohu, kdy se pata přední nohy dotkne podložky.

Z výsledků této práce vyplývá, že závislosti na výšce osoby podléhá z mnou měřených parametrů: délka kroku, úhel flexe předního kolene a úhel rotace pánve, doba trvání jednoho kroku a rychlost chůze.

Délka kroku roste v závislosti na výšce u skupiny mužů rychleji než u skupiny žen. Na každých 10 cm výšky se zvyšuje délka kroku o 4 cm u mužů a o 3,7 cm u žen. Úhel flexe předního kolene při náslapu na patu roste o $1,6^\circ$ u žen a u mužů naopak klesá o 3° . Rotace pánve roste na každých 10 cm výšky o $0,6^\circ$ u mužů a u žen o $0,7^\circ$. V závislosti rychlosti chůze na výšce osoby nebyly nalezeny mezi skupinou žen a mužů nápadné rozdíly. U závislosti doby trvání jednoho kroku na výšce osoby byl u žen zjištěn rychleji stoupající trend než u mužů.

Závislosti na výšce osoby nepodléhá úhel, který svírají femury při kontaktu paty přední nohy s podložkou a úhel flexe zadního kolene.

Velikost úhlu mezi femury vykazuje mezi různými osobami nejvyšší stálost hodnot, tedy nejnižší míru variability. Pro skupinu mužů byl zjištěn variační koeficient 15,8% a pro skupinu žen 20,2%.

Dále z výsledků této práce vyplývá, že parametry chůze u mužů a u žen nabývají odlišné průměrné hodnoty. Většina parametrů má vyšší hodnotu u mužů, výjimkou je pouze rotace pánve. Zde je velmi pravděpodobné, že u parametrů, které podléhají rostoucí závislosti na výšce osoby, je jejich hodnota zkreslena tím, že muži jsou průměrně vyšší než ženy. Právě rotace pánve by pak mohla být parametrem, podle kterého můžeme rozlišit chůzi muže a ženy. Zde však narážíme na problém, že rotace pánve dosahuje v porovnání s ostatními parametry velmi nízkých hodnot (muži $5,4^\circ$, ženy $5,75^\circ$) a tak rozdíl mezi rotací pánve muže a ženy nebude tak zřetelný.

Výše uvedené výsledky jsou konzistentní s principem identifikace osoby analýzou chůze ze záznamu pořízeného kamerou i s principem stanovení výšky osoby z délky jejího kroku. U parametrů chůze, které mají vliv na délku kroku, byly zjištěny různé vlastnosti. Parametry, které mají vysokou variabilitu, dosahují poměrně nízkých úhlových hodnot. Patří mezi ně úhel rotace pánve a úhel flexe předního kolene. Úhel flexe zadního kolene vykazuje nižší variabilitu, ale jeho hodnoty jsou vyšší. Oproti tomu úhel mezi femury, který má jednoznačně nejnižší variabilitu, dosahuje nejvyšších úhlových hodnot. Tyto vlastnosti parametrů chůze tedy vytváří dostatečný prostor pro možnost identifikace osoby oběma způsoby.

Myslím si, že pro ověření mnou uvedených výsledků by bylo vhodné zpracovat studii, ve které bude změřeno větší množství probandů. Mnou uvedené závěry nemají

obecnou platnost, protože k vyhodnocení byla použita data, která byla získána měřením pouhých 14 mužů a 19 žen. Dále si myslím, že by bylo přínosné porovnat naměřené hodnoty mezi početnou skupinou mužů a žen o stejné výšce.

Seznam literatury

- 3D kinematická analýza. *Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu* [online]. 2009 [cit. 2014-01-10]. Dostupné z: http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com_content&view=category&id=44&layout=blog&Itemid=59
- CAVAGNA, G., MARGARIA, R. Mechanics of walking. *Journal of Applied Physiology*. 1966, 1.
- COLLINS, R. T., GROSS, R., SHI, J. Silhouette-based Human Identification from Body Shape and Gait. *Proc. IEEE Conf. FG '02*. 2002.
- CRAIK, R.L., OATIS, C.A. *Gait Analysis, Theory and Application*. St.Louis: Mosby, 1994. ISBN 0-8016-6964-2.
- FESSLER, D.M.T. et al. Sexual dimorphism in foot length proportionate to stature. *Annals of Human Biology*. 2005. 32(1): 44–59.
- FOLLAK, N., MERK, H.: The benefit of gait analysis in functional diagnostics in the rehabilitation of patients after operative treatment of calcaneal fractures. *Foot and Ankle Surgery*. 2003, 9(4), 209-214. ISSN 1268-7731.
- FRANĚK, M., ONDRÁČEK, L. Faktory prostředí ovlivňující rychlost pohybu chodců v městě. *Československá psychologie*. 2010, 54(5), 455-471. ISSN: 0009-062X.
- GOLDMAN, H. *Digital media* [online]. [cit. 2014-02-15]. Dostupné z: <http://www.3danimation.harveygoldman.com/WeeklyProjects/week2.html>
- GRABINER, P.C. et al. Age-Related Changes in Spatial and Temporal Gait Variables. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001, 82(1).
- GROSS, J. *Vyšetření pohybového aparátu*. 1. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-7254-720-8.
- HEUBROCK, D. Demaskiert-erkant am Gang. *Deutsche Polizei*. 2007, 7, 8-12.
- CHO, S.H. et al. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*. 2004, 19, 145–152.

- JANDA, V. et al. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2004. ISBN 80-247-0722-5.
- JANDA, V. *Vyšetřování hybnosti*. Praha: Avicenum, 1981.
- JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha: SZN, 1966.
- JANURA, M. a ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza člověka*. 1. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. ISBN 80-244-0930-5.
- JASUJA, O. P., HARBHAJAN, S., ANUPAMA, K. Estimation of stature from stride length while walking fast. *Forensic Science International*. 1997, 86, 181-186.
- JASUJA, O. P., MANJULA. Estimation of stature from footstep length, *Forensic Science International*. 1993, 61, 1-5.
- JOHANSSON, G. Visual perception of biological motion and a model for its analysis. *Perception and Psychophysisc*. 1973, 14(2).
- KARAS, V. *Biomechanika struktury a chování pohybového systému člověka při volní motorické činnosti*. Praha: Univerzita Karlova, 1978.
- KOZLOWSKI, L.T., CUTTING, J.E. Recognizing sex of a walker from a dynamic point-light display. *Perception and psychophysics*. 1977, 21(6), 576-580.
- KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galen, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- LARSEN, P. K., LYNNERUP, N., HENRIKSEN, M., ALKJAER, T. a SIMONSEN, E. B. Gait Recognition Using Joint Moments, Joint Angles, and Segment Angles. *Journal of Forensic Biomechanics*. 2010, 1.
- LARSEN, P. K., SIMONSEN, E. B. a LYNNERUP, N. Gait Analysis in Forensic Medicine. *Journal of Forensic Sciences*. 2008, 53(5), 1149-1153.
- LEWIT, K. *Manipulační léčba*. 5. zcela přepracované vydání. Praha: Sdělovací technika, 2003. ISBN 80-86645-04-5.
- MAŘÍK, I., STRAUS, J., SOCHR, T. Biomechanické a kriminalistické aspekty podogramů dětí s kostními dysplaziemi a vrozenými končetinovými defekty. *Pohybové ústrojí*. 2004, 11(3+4).

- NG, H. et al. Human Identification Based on Extracted Gait Features. *IJNCAA* . 2011, 1(2), ISSN: 2220-9085.
- NIXON, M. S., CARTER, J. N. Automatic Recognition by Gait. *Proceedings of the IEEE*. 2006, 94(11).
- PEPPE, A., CHIAVALON, C., PASQUALETTI, P., CROVATO, D., CALTAGIRONE, C. Does gait analysis quantify motor rehabilitation efficacy in Parkinson's disease patients?. *Gait Posture*. 2007, 452-462. ISSN: 0966-6362.
- PERRY, J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare - Slack, 1992.
- PETERS, A., GALNA, B., SANGEUX, M., MORRIS, M., BAKER, R. Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review. *Gait & Posture*, 2010, 3, 1 – 8.
- PORADA, V., STRAUS, J. *Criminalistic and forensic biomechanics*. Praha: Police history, 2001. ISBN 80-86477-02-9.
- POUL, J. et al. Vyšetření v laboratoři chůze (instrumentální pohybová analýza). *Pediatric pro Praxi*. 2012, 13(1), 57–59.
- Qualisys. [online]. 2013 [cit. 2014-01-26]. Dostupné z: <http://www.qualisys.com>
- RŮŽIČKA, E., ROTH, J., KAŇOVSKÝ, P. et al. *Parkinsonova nemoc a parkinsonské syndromy*. Praha: Galen, 2000. ISBN 80-7262-048-7.
- SANLI, S. G. et al. Stature estimation based on hand length and foot length. *Clin Anat*. 2005, 18(8), 589-96. ISSN 0897-3806.
- SEIDL, Z., OBENBERGER, J. *Neurologie pro studium i praxi*. Praha: Galen, 2004. ISBN 80-247-0623-7.
- SEN, J., GHOSH, S. Estimation of stature from foot length and foot breadth among the Rajbanshi: An indigenous population of North Bengal, *Forensic Science International*. 2008, 181. ISSN 1872-6283.
- SCOTT, M. G. *Analysis of Human Motion*. Kinesiology. 2. vydání, New York: Appleton-Century-Crofts, 1963.

- SCHIMPL, M. et al. Association between Walking Speed and Age in Healthy, Free-Living Individuals Using Mobile Accelerometry, A Cross-Sectional Study. *PLoS ONE*. 2011, 6(8).
- SHORTER, K. A. et al. A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clinical Biomechanics*. 2008, 23(4), 459-67.
- SCHWABOVÁ, J. et al. Objektivizace poruch lokomoce a rovnováhy u pacientů s neurologickým onemocněním. *Pohybové ústrojí*. 2008, 15(3+4), 218-225.
- STRAUS, J. *Aplikace forenzní biomechaniky*. Praha: Police history, 2001. ISBN 80-86477-00-2.
- STRAUS, J. *Forenzní biomechanika*. Praha: Policejní akademie ČR, 1999.
- STRAUS, J. Identifikační hodnota plantogramu bosé nohy. *Kriminalistika*. 1997, 1, 18 - 25.
- STRAUS, J. Možnost identifikace osoby podle plantogramu. *Kriminalistika*. 2001, 1, 42-49.
- STRAUS, J. *Kriminalistické, soudně-lékařské a soudně-inženýrské aplikace biomechaniky*, Mezinárodní konference 13.11.2003. Praha: Policejní akademie ČR, 2003. ISBN 80-7251-143-2.
- STRAUS, J. Zkušenosti ze znalecké praxe ve forenzní biomechanice. *Ministerstvo vnitra České republiky: Katedra kriminalistiky Policejní akademie ČR Praha* [online]. 2008 [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: <http://www.mvcr.cz/clanek/zkusenosti-ze-znalecke-praxe-ve-forezni-biomechanice.aspx>
- STRAUS, J. a JONÁK, J. *Kriminalistická a technická analýza bipedální lokomoce*. Praha: Policejní akademie ČR, 2007.
- ŠČUREK, R. *Biometrické metody identifikace osob v bezpečnostní praxi*. Ostrava: VŠB TU, 2008.
- ŠIMŠÍK, D., DOLNÁ, Z., GALAJDOVÁ, A. a ONOFREJOVÁ, D. Identification of persons in criminology using gait parameters analysis. *Lékař a technika*. 2008, 38(2), 183-186, ISSN 0301-5491.

TITLBACH, Z., TITLBACHOVÁ, S., ŠTĚCHOVÁ, D. Zjištění tělesné výšky osob ze stop nohou. *Čs. kriminalistika*, 1971, 3, 223-239.

VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. *Dynamics of human gait*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1992.

WALT, W. Van der, WYNDHAM, C.H. *Journal of Applied Physiology*. 1973, 34.

WANG, L., TAN, T., NING, H., HU, W. Silhouette Analysis-Based Gait Recognition for Human Identification. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2003, 12(9).

Přílohy

Příloha č. 1: Souhlas etické komise

Informovaný souhlas

Cílem tohoto měření je získat data, která budou sloužit jako podklad k vypracování diplomové práce s názvem „Závislost parametrů lokomoce na tělesné výšce dospělé osoby“ na FTVS UK Petrou Maštalkovou. Náplní diplomové práce bude ověření závislosti mezi parametry chůze jedince a tělesnou výškou jedince. Při měření budou použity neinvazivní metody a bude trvat cca 15 minut.

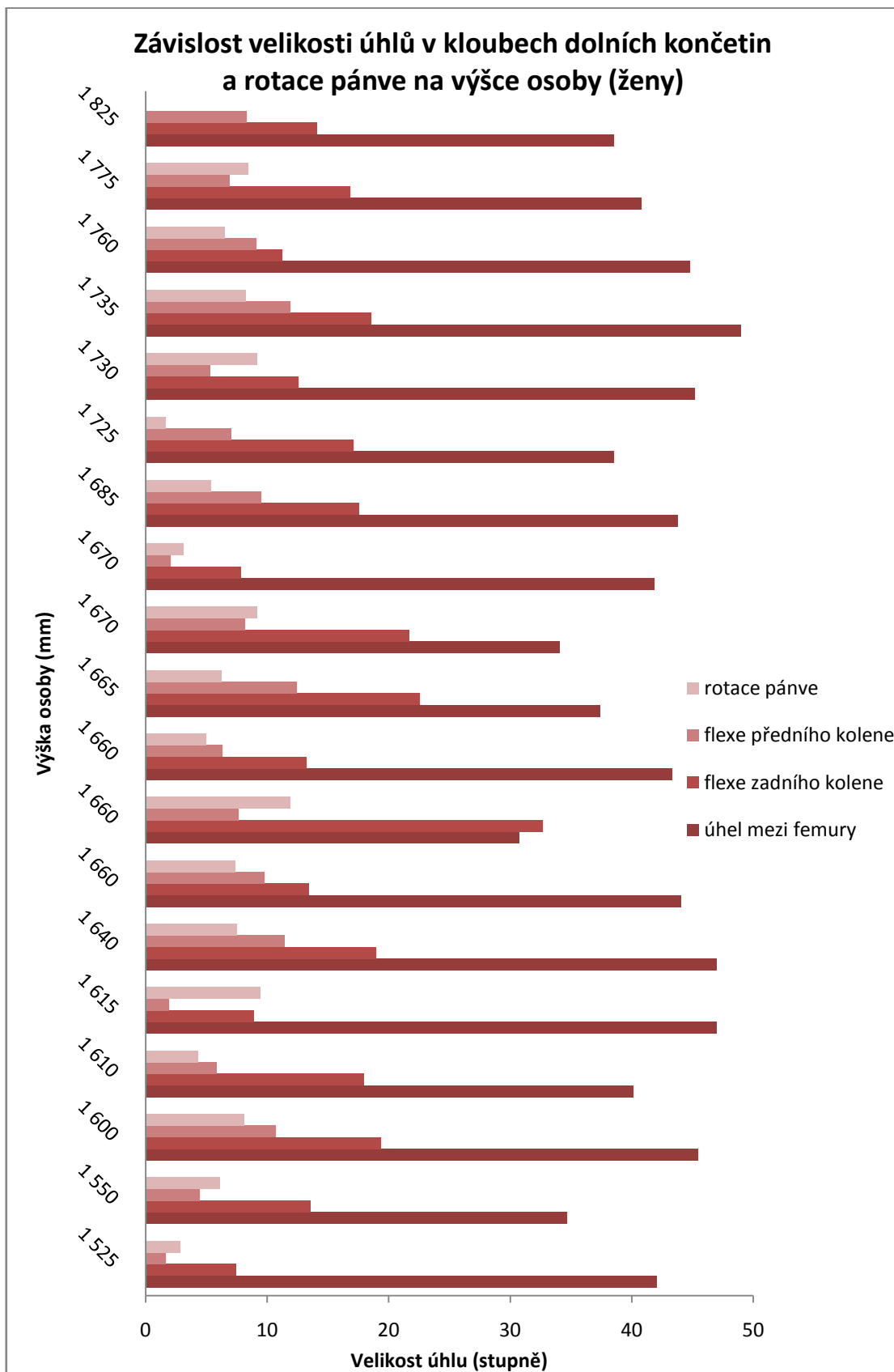
Průběh měření:

Měřená osoba se svlékne do spodního prádla a pomocí oboustrané lepenky se na kůži nalepí markery. Markery budou umístěny na: trochanter major femoris, laterální kondyly femurů, maleolus lateralis, paty (tuber calcanei) a SIAS. Poté se osoba projde ve vymezeném prostoru, které snímají kamery přístroje Qualisys. Následně bude změřena tělesná výška osoby antropometrem.

Svobodně a vědomě vyjadřuji svůj souhlas se zpracováním osobních údajů podle § 4 písm. n a § 5 odst. 2 a § 5 odst. 4 zákona č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů. Data budou získána pro účely zpracování diplomové práce na FTVS UK Petrou Maštalkovou. Zároveň sděluji, že jsem byl/a poučen/a o svých právech dle zákona 101/2000 Sb. zejména, podle § 12 a § 21 zákona 101/2000 Sb.

č.	JMÉNO PŘÍJMENÍ	DATUM NAROZENÍ	DATUM PODPISU	PODPIS
1.				
2.				
3.				
4.				
5.				
6.				
7.				
8.				
9.				
10.				

Příloha č. 3: Graf závislosti velikosti úhlů v kloubech dolních končetin a rotace pánve na výšce osoby (ženy)



Příloha č. 4: Graf závislosti velikosti úhlů v kloubech dolních končetin a rotace pánve na výšce osoby (muži)

