

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

## DIPLOMOVÁ PRÁCA

2014

Bc. Natália Hrušková

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Experimentálne vyšetrenie parametrov chôdze človeka**

Diplomová práca

Vedúci diplomovej práce :  
**Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.**

Vypracovala:  
**Bc. Natália Hrušková**

Praha, apríl 2014

**Prehlásenie**

Prehlasujem, že som predloženú diplomovú prácu spracovala samostatne, pod vedením Ing. Miloslava Vilímka, Ph.D. Prehlasujem, že som uviedla všetky použité informačné zdroje a literatúru. Táto práca, ani jej podstatná časť, nebola predložená k získaniu iného alebo rovnakého titulu.

V Prahe, dňa 24.4. 2014

.....

Podpis diplomanta

**Evidenčný list**

Súhlasím so zapožičaním svojej diplomovej práce k študijným účelom. Prosím, aby bola vedená presná evidencia, komu bola práca požičaná, a aby boli prevzaté údaje riadne citované.

Meno a priezvisko:

Fakulta / katedra:

Dátum vypožičania:

Podpis:  

---



### **Pod'akovanie**

Touto cestou vyslovujem pod'akovanie vedúcemu práce Ing. Miloslavovi Vilímkovi, Ph.D. za pomoc, odborné vedenie, cenné rady a pripomienky pri vypracovaní diplomovej práce.

Pod'akovanie patrí aj Ing. Petrovi Kubovému, za pomoc s technickou stránkou uskutočnenia experimentu v 3D a všetkým probandom, ktorí sa zúčastnili výskumu, cením si, že mi s ochotou venovali svoj čas a energiu.

# ABSTRAKT

**Názov :** Experimentálne vyšetrenie parametrov chôdze človeka

**Cieľ práce :** Hlavným cieľom diplomovej práce bol experiment, pri ktorom boli skúmané kinematické a rozmerové parametre ľudskej chôdze, snímané niekoľkými kamerami a zaznamenanie získaných dát 2D a 3D meraním. Sekundárnym cieľom bolo porovnávanie a štatistické vyhodnotenie dát získaných meraním. Cieľom analýzy bolo odhaliť a popísať prípadné pravidelnosti, vzorce ľudskej chôdze a ďalšie súvislosti u sledovaných probandov.

**Metódy:** V práci bola použitá metóda komparácie. Zmyslom experimentu je porovnávanie nameraných parametrov medzi vykonanými pokusmi každého probanda za rôznych podmienok (rôzne rýchlosti, s oblečením a bez oblečenia, v prostredí 2D a 3D záznamu), rovnako tak ako porovnanie medzi rôznymi probandami navzájom.

**Výsledky:** Experimentom bolo zistené, že pomocou trojrozmerného záznamu chôdze a jej analýzou je možné dokázať závislosť dĺžky kroku na rýchlosti chôdze a taktiež závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti ľudskej chôdze. Toto tvrdenie sa potvrdilo aj pri vzájomnom porovnaní oblečených a vyzlečených probandov. Výsledkom experimentu bolo, že pri zvyšujúcej sa rýchlosti chôdze je dĺžka kroku a zmena výšky postavy najväčšia pri rýchlej chôdzi. Závislosť dĺžky kroku chôdze od reálnej výšky postavy, pri jednotlivých stupňoch rýchlosti chôdze, nebola dokázaná. Dĺžka kroku pri určitej rýchlosti chôdze je individuálna. Pri vzájomnom porovnaní sledovaných parametrov 2D a 3D meraním, bola dokázaná väčšia presnosť a spoľahlivosť metódy trojrozmerného záznamu.

**Kľúčové slová:** chôdza, kinematická analýza, analýza chôdze, biomechanika

# ABSTRACT

**Title:** Experimental investigation of human gait analysis parameters

**Objective:** The main objective of diploma thesis was an experiment, that examined kinematic and dimensional parameters of human gait which was captured by several cameras and acquired data was recorded in 2D and 3D measurement. Secondary objective was to compare and statistically evaluate data acquired from measurement.

The objective of analysis was to discover and describe possible regularities, patterns of human gait and other connections in investigated subjects.

**Methods:** Comparative method was used in the thesis. The purpose of the experiment was to compare parameters measured during attempts of every subject that were conducted under different conditions (different velocity, dressed, undressed, in the environment of 2D and 3D recording) and also to compare different subjects with each other.

**Results:** In the experiment we observed that it is possible to prove the relation between the length of a step and the velocity of gait and also the relation between the change in the body height and the velocity of human gait by three dimensional recording of gait and its analysis. This contention was confirmed in the comparison dressed and undressed subjects. The result of the experiment was, that with increasing velocity of gait is changed the length of the step and the change in the body height at fast walking. Relation between the length of the step and the real body height was not proved. The length of the step at particular velocity is individual. When we compared 2D and 3D recording we found out that three dimensional recording is more accurate and more reliable.

**Key words:** gait, kinematic analysis, analysis of gait, biomechanics

# OBSAH

1 ÚVOD.....	12
2 TEORETICKÉ VÝCHODISKÁ PRÁCE .....	14
2.1 CHÔDZA AKO LOKOMOČNÝ PREJAV.....	14
2.1.1 Charakteristika chôdze .....	14
2.1.2 Mechanizmus chôdze .....	15
2.1.3 Analýza chôdze z hľadiska kineziológie .....	18
2.1.4 Typy chôdze podľa V. Jandy.....	21
2.1.5 Poruchy stereotypu chôdze.....	21
2.2 VYŠETRENIE A MERANIE CHÔDZE VO FYZIOTERAPII.....	22
2.2.1 Vyšetrenie a hodnotenie chôdze v klinickej praxi – aspekcia prirodzenej chôdze .....	22
2.2.2 Vyšetrenie modifikovanej chôdze .....	23
2.2.3 Charakteristika vyšetrenia chôdze aspekciou.....	24
2.2.4 Klinické využitie vyšetrenia chôdze.....	24
2.2.5 Laboratórne vyšetrenie chôdze.....	24
2.3 KINEMATICKÁ ANALÝZA CHÔDZE ČLOVEKA.....	25
2.3.1 Kinematická analýza pohybu v biomechanike .....	25
2.3.2 Kinematografická vyšetrovacia metóda .....	26
2.3.3 Kinematický analyzátor Qualisys.....	29
2.3.4 Záznam pohybových aktivít .....	30
2.3.5 Biomechanické aspekty chôdze:.....	31
2.3.6 Fyzikálne parametre chôdze .....	31
2.3.7 Analýza parametrov chôdze .....	34
3 CRITICAL REVUE.....	36
3.1 OBLASTI HODNOTENIA CHÔDZE V REHABILITÁCII.....	36
3.2 EFEKT CHIRURGICKÉHO ALEBO ORTOPEDICKÉHO ZÁKROKU.....	37
3.3 EFEKT POUŽITÉHO CVIČENIA A REHABILITÁCIE .....	38
3.4 OBLASŤ VYUŽITIA V NEUROLÓGII.....	39
3.5 BIOMECHANICKÁ ANALÝZA CHÔDZE .....	40
4 CIELE A ÚLOHY PRÁCE, HYPOTÉZY .....	41
4.1 DEFINOVANIE PROBLÉMU, CIELE A HYPOTÉZY DIPLOMOVEJ PRÁCE...41	

4.2 HYPOTÉZA.....	42
4.3 METODOLOGICKÝ PRINCÍP .....	42
5 METODIKA PRÁCE .....	43
5.1 TECHNIKA MERANIA.....	43
5.2 PODMIENKY SPRÁVNEHO EXPERIMENTU.....	44
5.2.1 Umiestnenie kamier pri 2D analýze .....	44
5.2.2 Umiestnenie kamier pri 3D analýze .....	44
5.2.3 Počet kamier .....	44
5.2.4 Kalibrácia .....	45
5.2.5 Skúmaný priestor.....	46
5.3 UMIESTNENIE ZNAČIEK .....	47
5.3.1 Umiestnenie značiek na ľudské telo .....	47
5.3.2 Súbory značiek používané na analýzu chôdze .....	48
5.4 SKÚMANÁ POPULÁCIA .....	50
5.5 VLASTNÝ EXPERIMENT.....	51
5.6 ANALÝZA DÁT Z 3D MERANIA .....	51
5.6.1 Úprava dát v programe Qualisys .....	51
5.6.2 Analýza dát – dĺžka kroku výška postavy a rýchlosť chôdze.....	52
5.7 ANALÝZA DÁT 2D MERANIA.....	53
5.8 VYHODNOTENIE ZÍSKANÝCH VÝSLEDKOV 3D A 2D MERANÍM .....	57
5.8.1 Regresná a korelačná analýza.....	57
6 VÝSLEDKY .....	59
6.1 VÝSLEDKY 3D KINEMATICKEJ ANALÝZY.....	59
6.1.1 Zúženie vzorku .....	59
6.1.2 Dĺžka kroku u oblečeného probanda .....	59
6.1.3 Dĺžka kroku u vyzlečeného probanda .....	61
6.1.4 Zmena výšky postavy pri chôdzi u oblečeného probanda.....	64
6.1.6 Vplyv reálnej výšky postavy na dĺžku kroku .....	69
6.2 VÝSLEDKY 2D KINEMATICKEJ ANALÝZY.....	70
6.2.1 Závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze .....	70
7 DISKUSIA.....	75
7.1 DISKUSIA K VÝSLEDKOM 3D ANALÝZY .....	75
7.1.1 Dĺžka kroku .....	75
7.1.2 Zmena výšky postavy .....	75

7.1.3 Vplyv reálnej výšky postavy na dĺžku kroku .....	76
7.2 DISKUSIA K VÝSLEDOM 2D ANALÝZY.....	76
7.3 MOŽNÉ CHYBY.....	77
8 ZÁVER.....	80
9 ZOZNAM POUŽITEJ LITERATÚRY .....	82
Zoznam príloh.....	88
Príloha č. 1: Žiadosť o vyjadrení etickej komisie FTVS UK.....	89
Príloha č. 2: Informovaný súhlas.....	90

## Zoznam použitých skratiek

2D	dvojrozmerný
3D	trojrozmerný
atď.	a tak ďalej
COP	center of pressure = pôsobisko reakčnej sily
CMO	center of mass = ťažisko
DMO	detská mozgová obrna
EMG	elektromyografia
FTVS UK	Fakulta telesnej výchovy a športu univerzity Karlovej
LDK	ľavá dolná končatina
MRI	magnetic resonance imaging = magnetická rezonancia
napr.	napríklad
PDK	pravá dolná končatina
s	dráha [m]
SI	medzinárodná sústava jednotiek
t	čas [s]
tzv.	takzvané
v	rýchlosť [m/s]

# 1 ÚVOD

Základným prejavom života každej bytosti je jej pohyb. Pohyb prebieha podľa fyzikálnych zákonov a je riadený zámerom sledujúcim určitý cieľ, ktorý si bytosť sama určuje. Človek svoju pohybovú aktivitu realizuje v rozličných formách predstavujúcich hlboko fixované dynamické stereotypy a pohybové návyky. Jednou z najcharakteristickejších foriem pohybu človeka je lokomócia, ktorá zahŕňa každý pohyb premiestňujúci telo. Najbežnejšou formou lokomócie je chôdza sprevádzajúca nesmierne množstvo aktivít človeka. Je preto pochopiteľné, že sa analýza chôdze stala predmetom záujmu mnohých vedeckých štúdií.

Ľudská chôdza, ako prostriedok lokomócie, je najčastejšie vykonávanou motorickou činnosťou človeka, ktorá sa od narodenia vyvíja v rámci ontogenézy a rozvíja sa za účelom efektívnosti pohybu. Princípy lokomočných pohybov sú zanesené v ontogenéze človeka obsahujúce milníky, ktorých zvládnutie je pre ďalší vývoj lokomócie nevyhnutný. Obsah ontogenetického vývoja je pre nás rovnaký, ale spôsob vykonania pohybu je variabilný, limitovaný možnosťami pohybového systému. Výsledná lokomócia nesie individuálne rozdiely charakteristické pre každého z nás. Variabilita motorických funkcií bola donedávna chápaná ako prejav patológie vykonávaného pohybu. V súčasnej dobe sa objavujú názory, že určitá variabilita pohybu existuje a je prejavom fyziológie nervovej a pohybovej sústavy. Variabilita poskytuje jedincovi možnosť reagovať a adaptovať sa na meniace sa podmienky a dáva mu schopnosť vykonať pohyb rôznymi spôsobmi.

Predkladaná diplomová práca sa bude zaoberať zisťovaním existencie interindividuálnej variability chôdze a jej vplyv na dáta získané dynamickou analýzou chôdze. Zámerom práce je posúdiť variabilitu a symetriu pohybu pri chôdzi, ale aj vplyv zmeny rýchlosti na jednotlivé parametre chôdze.

Stereotyp chôdze poskytuje informácie a správnej funkcii nervového a pohybového systému je daná interakciou vnútorného a vonkajšieho prostredia. V tejto práci sa bude nachádzať jednak zhrnutie existujúcej literatúry v oblasti stereotypu bipedálnej lokomócie a jej jedinečnosti a jednak náväznosť na tento výskum tým, že tieto poznatky budú podrobené empirickému skúmaniu. V laboratóriu sa budú skúmať ľudia počas normálnej chôdze a merať objektívne parametre, ktorými je možné chôdzu popísať a kvantifikovať. Využije sa poznatok, že bipedálna lokomócia je celkom individuálny pohybový prejav, ktorý zrkadlí prípadné odchýlky od fyziologicky zdravého pohybového aparátu v zmysle



jak somatickom tak i duševnom. Motiváciou, prečo som si zvolila danú tému, bol úmysel bližšie sa oboznámiť s problematikou analýzy ľudskej chôdze, jej variabilitou a individualitou a taktiež s možnosťami využitia metódy kinematickej analýzy, práve pre jej jedinečnosť.

## 2 TEORETICKÉ VÝCHODISKÁ PRÁCE

### 2.1 CHÔDZA AKO LOKOMOČNÝ PREJAV

#### 2.1.1 Charakteristika chôdze

Pri lokomócií sa jedná o presun tela z miesta na miesto, ktorý môže prebiehať rôznym spôsobom a to – plazením, lezením, bipedálnou chôdzou v teréne, behom alebo rôznymi inými komplexnými pohybmi ako napríklad pri tanci, športových hrách, v boji a podobne. Najbežnejším typom lokomócie je chôdza slúžiaca ako základným životným prejavom. Slúži k životným potrebám pri sebaobsluže ale aj pri práci v zamestnaní. Bezpečná chôdza na nerovnom zemskom povrchu je možná len pri zistení stabilizácie a vzpriamenej polohy tela tak ako v pokoji, tak aj pri pohybe. Centrálny nervový systém je schopný túto stabilizáciu zaistiť svalovým aparátom za predpokladu pevnej opory v mieste kontaktu s opornou bázou na zemi tak, aby mohla pôsobiť reaktívna sila. Reaktívna sila vzniká pôsobením gravitácie a propulznej svalovej sily. K tomu je potrebné prilnutie dolných končatín k opornej báze spojené s trením v mieste kontaktu. Udržanie polohy a pohybu pri lokomócií spôsobujú antigravitačné svaly. Propulzná sila produkovaná svalmi odrazovej končatiny zdvíha trup šikmo smerom hore a dopredu. Švihová končatina bráni pádu trupu podporovanému gravitáciou pri posune ťažiska dopredu, vyvolaného odrazovou končatinou (Véle, 2006).

K posturálne zaistenej bezpečnej bipedálnej chôdzi bez vonkajších opory dochádza v neskoršej vývojovej fáze dieťaťa, keď dieťa získa schopnosť stabilizácie vertikálneho postavenia tela na jednej nohe aspoň po dobu 2-3 sekúnd. Do tejto doby síce môže dieťa chodiť i vo vertikále bez opory, ale stabilizáciu vzpriamenej polohy udržiava hmotnosťou vlastného tela, ktorá pôsobí ako zotrvačník udržiavajúci rovinu pohybu. Preto dieťa chodí rýchlo a ako náhle sa chce zastaviť, spomaliť alebo zmeniť smer tak dieťa ľahko padá (Véle, 2006) .

Svaly sa pri chôdzi rytmicky skracujú a tým sa mení vzdialenosť medzi ich začiatkom (origo) a úponom (insertio). Vzniká tým ťah pôsobiaci na pohyblivý kostný segment, opierajúci sa v kĺbe o pevný oporný segment, ktorý sa však môže aj voči iným segmentom pohybovať , ako napríklad pohyb panvy proti hrudníku. Aj napriek tomuto

pohybu panva zostáva opornou bázou pre pohyb femuru. Výsledný pohyb je vďaka opornému bodu otáčaví a prebieha cyklicky po časti oblúku a tým pripomína pohyb kyvadla (Lewit, 2003).

Pozorovateľovi pripadá chôdza ako jednoduchý alternujúci pohyb. Pri jeho analýze však zistíme, že ide o zložitý sekvenčný fázový pohyb prebiehajúci cyklicky podľa určitého časového poriadku (timing). Tento zložitý pohybový úkon zasahuje celý pohybový systém od hlavy až k päte, a tým sa dokonale prispôsobuje zložitému tvaru i vlastnostiam terénu, v ktorých chôdza prebieha (Véle, 2006).

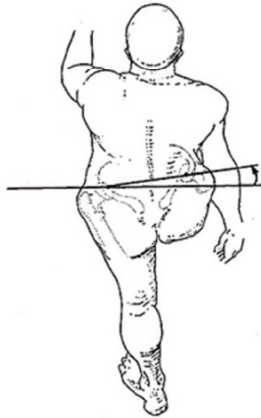
### 2.1.2 Mechanizmus chôdze

Chôdza prebieha ako rytmický translátorný pohyb tela kyvadlového charakteru. Začína v určitej východiskovej polohe, prechádza oblúkom cez nulové postavenie do jednej krajnej polohy a pokračuje do druhej krajnej polohy. Nie ako kyvadlo smerom späť, ale posúva sa ďalej dopredu, pretože sa jeho upevnenie medzitým posunulo a tým sa celý systém rytmicky posunuje smerom dopredu. Pre každú dolnú končatinu existujú tri zreteľne oddelené pohybové fázy:

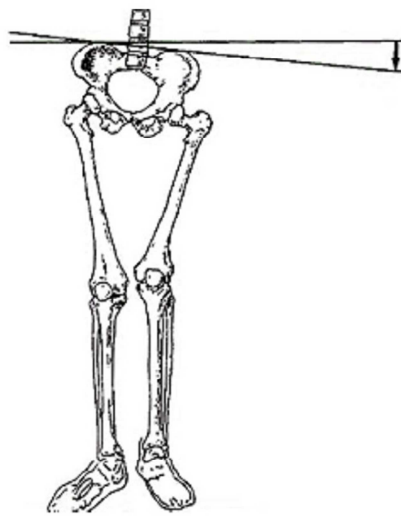
- a) *švihová fáza* – končatina postupuje vpred bez kontaktu s opornou bázou
- b) *oporná fáza* – končatina je po celú dobu v kontakte s opornou bázou
- c) *fáza dvojitej opory* – obidve končatiny sú zároveň v kontakte s opornou fázou.

*Švihová fáza* je náročná na udržanie vodorovnej polohy panvy, ktorá má tendenciu na strane švihovej nohy poklesnúť, pretože stratila jeden z dvoch bodov opory odvinutím švihovej nohy od podložky. Podoprená dolná končatina zostáva len opornou nohou. Tým dochádza k miernemu poklesu panvy na strane švihovej nohy a tento pokles je nutné vyrovnať aktivitou abduktorov opornej nohy, ale i aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na strane švihovej končatiny. Začínajúcemu pádu zabráni nasledujúci dotyk švihovej nohy a to kontaktom jej päty s opornou plochou (Véle, 1997).

Panva rotuje okolo vertikálnej osi na stranu stojnej dolnej končatiny v rozsahu 4° (Obr. 1.). Pri rotačnom pohybe sa panva najprv vráti do neutrálnej polohy a potom rotuje. Rozsah rotácie sa zväčšuje s rýchlosťou chôdze. Panva sa na švihovej dolnej končatiny skláňa kaudálne v rozsahu 5° (pozitívny Trendelenburgov príznak) (Obr. 2.). Panvový sklon je spojený s flexiou v kolennom kĺbe švihovej dolnej končatiny (Ayyappa, 1997a; Rose, 2006).



Obr. 1. Rotácia panvy na švihovej končatine (Ayyappa, 1997a)

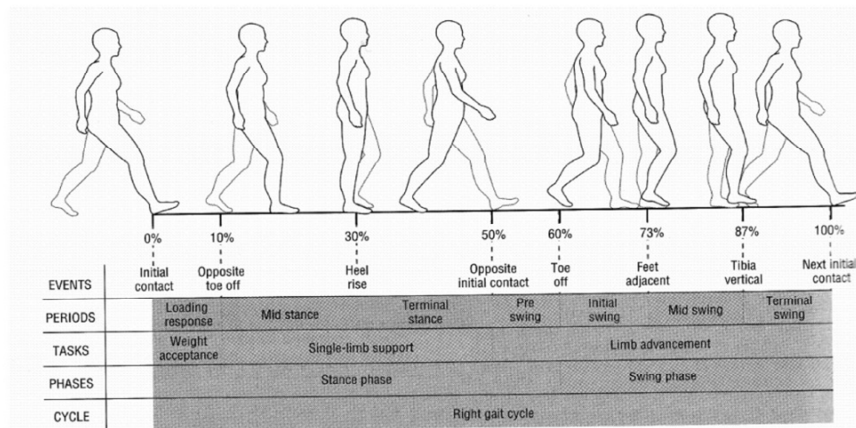


Obr. 2. Zošíkmenie panvy ( Ayyappa, 1997a)

*Oporná fáza* je určená nárazom päty švihovej nohy na opornú plochu, ktorý zabrzdí postupujúci pád. Kontakt nohy s opornou bázou sa postupne rozširuje z päty na celú plantu a nožnou klenbou sa dynamicky uchopuje členitá plocha opornej bázy tak, aby vznikol pevný a spoľahlivý kontakt. To sa prejavuje striedaním supinácie a pronácie nohy a tým aj zmenami klenby nohy tak, aby sa zaistila pevná opora pre pôsobenie reaktívnej sily. Končatina pôvodne brzdiaca pád sa od tohto okamihu stáva končatinou opornou. Na to nadväzuje propulzný pohyb vykonaný odvinutím päty plantárnou flexiou nohy a z opornej končatiny sa tým stáva končatina odrazová. Táto odrazová končatina je zdrojom propulznej sily zdvíhajúcej telo mierne smerom hore a dopredu. Táto fáza končí odvinutím palca a oporná končatina sa stáva končatinou švihovou (Bernacíkova et.al., 2010).

*Fáza dvojitej opory*, pri ktorej sa obe končatiny dotýkajú opornej bázy, tvorí prechod medzi fázou švihovou a opornou fázou. Odvíjanie špičky na stojnej nohe sa kryje

s kontaktom päty na švihovej nohe a táto fáza odlišuje chôdzu od behu, pri ktorom fáza dvojitej opory chýba.



Obr. 3. Poloha končatiny v jednotlivých fázach krokového cyklu (Neumann, 2002)

Pri chôdzi popisujeme jednotlivé úseky ako kroky (step) trvajúce od kontaktu jednej päty ku kontaktu druhej päty s opornou bázou. Zdrojom sily pre lokomóciu sú svaly plniace súčasne niekoľko funkcií :

1. vytvárajú štartovací impulz pre trup
2. dodávajú impulz zdvíhajúci telo šikmo smerom hore pre posun dopredu
3. stabilizujú vertikálnu polohu a pohyb tela a uchopujú terén pre zaistenie opory
4. bránia začínajúcemu pádu spôsobenému gravitáciou.

Rytmus a charakter pohybov tela pri chôdzi sa pokladá takmer za strojovo rovnaký, avšak je natoľko individuálne odlišný , že je možné chodca podľa jeho chôdze identifikovať. Pohyby pri lokomócii sú riadené činnosťou nervovej sústavy podľa programov druhovo špecifických, ktoré sú zdedené a rámcovo uložené v centrálnej nervovej sústave. Pretože je chôdza riadená centrálnym nervovým systémom, je možné jej analýzou získať informácie o riadiacich pochodoch centrálného nervového systému (Véle, 2006, Kolář 2009).

### 2.1.3 Analýza chôdze z hľadiska kineziológie

#### Základné pohyby

1. Pohyb dolných končatín: flekčne-externé pohyby v bedrových, kolenných a členkových kĺboch a interakcie medzi nohou a plochou, o ktorú sa opiera.
2. Pohyb panvy: rotácia, flexia, extenzia, inklinácia, pohyb v sakroiliatických kĺboch a v kĺbe spojujúcom chrbticu s panvou.
3. Torzný alternujúci pohyb chrbtice prenášajúci sa na ramenné pletence.
4. Synkintetický pohyb horných končatín obmedzujúci pohyb trupu.

Hlavné pohyby dolnej končatiny prebiehajú predovšetkým v smere flexie-extenzie, ale pohyb sa prenáša cez panvu aj na osový orgán, kde nadobúda torzný charakter, pretože sa panva pri chôdzi otáča protismerne vzhľadom k ramennému pletencu. Dochádza taktiež aj k miernym stranovým i zvislým deviáciám osového orgánu. Môžeme povedať, že chôdza ovplyvňuje nie len funkciu končatín, ale celého axiálneho systému, ktorý je striedavými pohybmi pri chôdzi rytmicky opakovane mobilizovaný. Z tohto dôvodu sa používa chôdza i terapeutická k mobilizačným účelom pri prevencii alebo terapii funkčných porúch motoriky osového orgánu (Vařeka, 2009).

#### *Švihová fáza*

Chrbtica: panva sa otáča smerom k podpornej nohe a ramenný pletenec rotuje v opačnom smere a tým vzniká v chrbtici torzný pohyb s hypomochliom (oporný bod páky) vo výške ôsmeho hrudného stavca. Zväčšenie rozsahu torzie predlžuje dĺžku kroku a znižuje laterálne výchylky ťažiska. Pracujú svaly mm. semispinales, mm. rotatores, mm. multifidi, m.obliquus abdominis externus na strane, kam sa panva otáča a m. obliquus abdominis internus na opačnej strane a mm. erector spinae. M. iliopsoas a m. quadratus lumborum na rovnakej strane a m. gluteus mediu druhej strany pomáhajú držať panvu v horizontálnej polohe.

V bedrovom kĺbe dochádza k flexii a miernej vonkajšej rotácii a na začiatku k addukcii, ktorá prechádza do abdukcie ku koncu kroku. Toto platí predovšetkým pri dlhšom kroku. Z počiatku sa aktivujú m. iliopsoas (pri flexii v bedrovom kĺbe), m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve) a m. sartorius. Flexory kolena s aktivujú pri extenzii kolena, aby sa spevnila končatina pri dopade na opornú bázu. V druhej polovici švihu sa aktivuje skupina adduktorov a ku

konci sa mierne aktivuje aj skupina gluteálnych svalov. Pri rýchlejšej chôdzi sa zvýši aktivita m. sartorius, m. rectus femoris a m. tensor fascie latae.

V kolennom kĺbe dochádza v prvej polovici k flexii a druhej polovici k extenzii. Aktivita svalov flexorov kolena pri pomalej chôdzi je relatívne nízka. Pri extenzii sa aktivuje m. quadriceps femoris, m. sartorius a mediálna časť flexorov kolena. Veľkosť aktivity stúpa s rýchlosťou chôdze.

V členkovom kĺbe dochádza počas chôdze k dorziflexii a miernej everzii nohy. Medzi aktivované svaly patrí m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. Na začiatku švihovej fázy sa tieto svaly aktivujú, uprostred sa aktivita zníži a zvýši sa až v konečnej fáze pred kontaktom päty s opornou bázou. Počas švihu sú plantárne flexory relaxované.

### ***Oporná fáza***

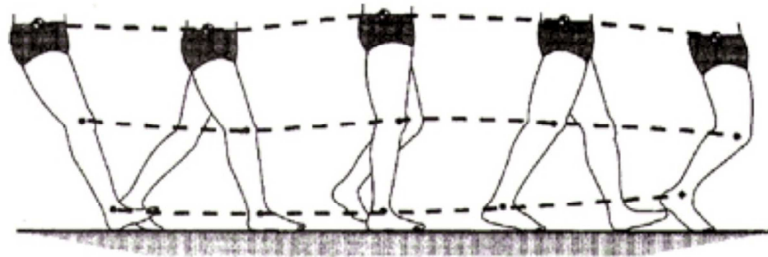
V chrbtici dochádza k torznému pohybu a ľahkému presunu trupu na stranu opornej nohy, pretože priemet ťažiska pre stabilizáciu prechádza stredom opornej nohy. Aktivujú sa hlboké krátke svaly otáčajúce stavce protismerne na oboch koncoch chrbtice. V menšej miere sa zúčastňujú aj dlhšie svaly strednej vrstvy chrbtových svalov.

V bedrovom kĺbe dochádza k extenzii od kontaktu päty až k odvinutiu palca nohy, vonkajšia rotácia sa znižuje a prechádza do vnútornej rotácie ako prevencia addukcie stehna a poklesu panvy k druhej strane. Počas začiatku kontaktu nohy s opornou bázou sa aktivujú mierne gluteálne svaly a flexory kolena. Táto aktivácia pri strednej časti opory mizne. Ku koncu sa aktivujú adduktory stehna. Pri rýchlej chôdzi je aktivita gluteálnych svalov vyššia v prvej fáze pohybu a m.adductor longus sa aktivuje v druhej časti pohybu.

V kolennom kĺbe dochádza k miernej flexii od dotyku päty až po dotyk celej planty. Potom dochádza k extenzii až do odvíjania päty, kedy začína opäť mierna flexia. Touto flexiou sa znižuje zdvih ťažiska a tým sa chôdza stáva viac ekonomická ( Obr.4). M. quadriceps femoris je aktívny na začiatku a neskôr postupne relaxuje a prispieva k udržaniu ľahkej flexie v okamihu dotyku päty so zemou. M. vastus intermedius je ktívny v prvej polovici. Keď končatina dosiahne vertikálnu polohu, dochádza k uzamknutiu kolena a funkcia extenzorov už nie je potrebná. Na konci sa aktivujú flexory kolena. Pri rýchlejšej chôdzi aktivita všetkých svalov stúpa, najviac v druhej polovici pohybu a zdôrazní sa tým udržanie extenzie v kolene (Véle, 1997).

V členkovom kĺbe na nohe dochádza k plantárnej flexii, po ktorej nasleduje mierna dorziflexia. Pripojuje sa hyperextenzia metatarzofalangeálnych kĺbov. Vo fáze opory príčne noha k opornej ploche, ktorú uchopuje, aby mohla zaistiť spoľahlivú oporu pre

pôsobenie reaktívnych síl. Dochádza pri tom k striedavej pronácii a supinácii nohy, ktorá môže pri veľkej nerovnosti plochy viesť až k sklúznutiu s následnou sublúxiou v členkovom kĺbe spojenou s poškodením ligament a kĺbového púzdra. Na začiatku je aktívny m. tibialis anterior a mm.peronei zabraňujúce padaniu špičky. Neskôr ich aktivita ustupuje až mizne a začína pri odvíjaní prstov nohy. Podobne pracujú aj m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus. M. soleus je aktívny pri stabilizácii stoja. Triceps surae ako celok je aktívny od odvíjania päty až po odvíjanie špičky nohy. Pracuje excentricky a vyvíja silu presahujúcu váhu tela a posúva telo smerom hore a vpred. Pri rýchlej chôdzi je aktivita týchto svalov výrazná. M. tibialis posterior je najaktívnejší počas strednej časti opornej fázy, pretože bráni everzii a pronácii nohy. Lýtkové svaly prednej a zadnej časti stabilizujú v tejto fáze koleno. Svaly palca na nohe sa aktivujú spolu s vnútornými svalmi nohy podľa veľkosti tlaku na nohu a pri odvíjaní je ich aktivita značná a to najviac pri rýchlejšej chôdzi na boso napr. na piesku a v podobnom teréne. V obuvi je ich aktivita nízka. Je to preto, že tieto svaly hrajú rolu v priľnutí k opornej ploche a k jej uchopeniu. Pri chôdzi v topánkach táto aktivita nie je potrebná.



Obr. 4. Pohyb kolenného členkového kĺbu pri chôdzi ( Ayyappa, 1997a)

### ***Fáza dvojitej opory***

Táto fáza je prechodom medzi švihovou a opornou fázou. Pri nej je ťažisko tela na najnižšej úrovni a predstavuje nulovú polohu kyvadla, na ktorú nadväzuje švihová a brzdiaca fáza chôdze.

### ***Horné končatiny pri chôdzi***

Horné končatiny sa pohybujú švihovo v opačnom zmysle ako príslušné dolné končatiny. Tento pohyb sa pokladá za pasívny a vyvažovací (Véle, 2006).



### 2.1.4 Typy chôdze podľa V. Jandy

- Proximálny typ - hlavný pohyb dolných končatín je vykonávaný v bedrových kĺboch, pričom dochádza k malému odvíjaniu chodidla. Dominantné svaly sú flexory bedrového kĺbu, ktoré bývajú preťažené až skrátene.
- Akrálny typ – u tohto typu sa prítomné výrazné odvíjanie chodidla a zväčšená plantárna flexia nohy počas konečnej stojnej fázy kroku. Dominantnou svalovou skupinou sú plantárne flexory nohy a prstov. Pohyb v bedrovom kĺbe je minimálny. Osoba s týmto typom chôdze má nápadne väčší posun ťažiska tela vo vertikálnom smere.
- Peroneálny typ – chôdza tohto typu je charakteristická výraznejšou flexiou v kolenných kĺboch, vnútornou rotáciou v bedrových kĺboch a everziou nohy.

Vzhľadom k veľkej variabilite anatomicko-morfologických štruktúr každého jedinca a jedinečnosti v individuálnom ontogenetickom vývoji sú tieto typy chôdze orientačné (Kolář, 2009).

### 2.1.5 Poruchy stereotypu chôdze

- Antalgická chôdza – vzniká pri bolestiach, napr. pri lumboischialgický syndróme, bolestiach bedrového alebo kolenného kĺbu a podobne. Spôsob antalgickej chôdze vypovedá o príčinách problémov.
- Ataktická chôdza – je neistá chôdza a vzniká pri poškodení zadných povrazcov miechy alebo mozočku, kedy je porušená svalová koordinácia. Pri poškodení zadných koreňov miechy je prítomná porucha funkcie propioceptívnej signalizácie, čo má za následok, že človek neudrží rovnováhu a nedokáže správne prenášať váhu tela z jednej končatiny na druhú. Pri poškodení mozočku je chôdza o širokej báze, súhyby horných končatín sú zvýšené a trup sa nakláňa dozadu.
- Kolísavá „kačacia“ chôdza - je charakteristická tým, že sa trup pri každom kroku vychyluje nad opornú končatinu. Vychýlenie trupu je spôsobené dysfunkciou abduktorov bedrového kĺbu stabilizujúce panvu pri chôdzi (Kolář, 2009).
- Znížený pohyb panvy – pri chôdzi je prítomné strnulé držanie chrbtice, poprípade je prítomné vybočovanie panvy, čo nasvedčuje zhoršenej pohyblivosti chrbtice ako z funkčného tak aj z organického pôvodu (Véle, 2006).

- Parkinsonová chôdza – je charakteristická krátkymi šúchavými a pomalými krokmi. Súhyby horných končatín sú obmedzené až neprítomné. Celé telo a končatiny sú počas chôdze v semiflexii. Pacient ťažko vykračuje a zastavuje pred nečakanou prekážkou. Následkom semiflexie tela sa ťažisko posunie vpred a zvýši sa možnosť pádu dopredu (Kolář, 2009).
- Cirkumdukcia – tento príznak býva spojený so zvýšenou vertikálnou výchylkou panvy pri kroku a je spôsobený nedostatočnou flexiou v kolene a členkovom kĺbe na švihovej končatine (Véle, 2006). Noha je v plantárnej flexii a rotovaná dovnútra. Pacient pri chôdzi cirkumduje postihnutú končatinu a sunie vonkajšiu stranu chodidla po podložke. Vzniká najčastejšie u centrálnych spastických poruchách (Kolář, 2009).
- Peroneálna „kohútia“ chôdza – vzniká pri poškodení n.peroneus. medzi hlavné príčiny patrí útlak, úraz alebo zápalové ochorenia. Pacient pri chôdzi zdvíha vysoko dolné končatiny, pretože nemôže previesť dorzálnu flexiu nohy a našľapuje najprv na prsty a až potom na pätu - stepáž (Kolář, 2009).

## ***2.2 VYŠETRENIE A MERANIE CHÔDZE VO FYZIOTERAPII***

Vyšetrením chôdze rozumieme posúdenie chôdze prostredníctvom zmyslových informácií s prípadnou podporou videonahrávok. Vyhodnotenie parametrov chôdze pomocou prístrojov nazývame analýzou chôdze.

### **2.2.1 Vyšetrenie a hodnotenie chôdze v klinickej praxi – aspekcia prirodzenej chôdze**

Pacient je pri vyšetrovaní bosý, v plavkách alebo v spodnom oblečení. Chôdzu pozorujeme postupne zozadu, spredu a z boku. Pri sledovaní jednotlivých častí tela postupujeme zdola smerom nahor. Najskôr si všímame spôsob došľapu (vrátane hlasitosti došľapu), odvíjanie chodidla a dynamiky nožnej klenby. Hodnotíme symetriu, dĺžku a šírku kroku. Na konci stojnej fázy si všímame dopnutie kolena do extenzie a uhol extenzie v bedrovom kĺbe. Ak viazne extenzia v bedrovom kĺbe, tým kompenzačne dochádza k zväčšeniu antevertzie, rotácie panvy a k lordotizácii bedrovej chrbtice. Ďalej sledujeme vzájomné postavenie lumbosakrálneho a thorakolumbálneho prechodu, ktoré sú

v ideálnom prípade priamo nad sebou. Zozadu sledujeme pohyby chrbtice a panvy. Chrbtica, ktorá počas chôdze rotuje, by sa nemala výrazne ukláňať ani lordotizovať. Pohyby panvy hodnotíme podľa laterálneho posunu, zošikmenia počas jednooporovej fázy kroku a rotácie panvy v transverzálnej rovine. Fyziologický pokles počas jednooporovej fázy kroku na strane švihovej dolnej končatiny je 5°. Spredu hodnotíme rovnomerné zapojenie všetkých brušných svalov a sledujeme, či nedochádza pri chôdzi k výraznej aktivácii m. rectus abdominis. Na trupe si všímame postavenie ramien, rotáciu hornej časti trupu a s tým spojený súhyb horných končatín. Ramenné pletence majú byť voľne spustené dolu, lopatky v strednom postavení bez protrakcie a retrakcie. Pohyby horných končatín v ideálnom prípade vychádzajú z ramenných kĺbov a sú prirodzeným pokračovaním rotácie chrbtice. Rozsah pohybu v ramennom kĺbe je pri chôdzi približne 45° s väčším podielom extenzie paže. Ramenné pletence a hrudník vykonávajú vždy kontrarotáciu vzhľadom k rotácii panvy s vrcholom rotácie v oblasti Th7. Dôležité je si taktiež všímať pozíciu a prípadné pohyby hlavy (Kolář, 2009, Lewit, 2003).

### 2.2.2 Vyšetrenie modifikovanej chôdze

Vyšetrením modifikovanej chôdze objasníme poruchy, ktoré sa prirodzenej chôdzi nemusia vždy prejaviť, prípadne potvrdíme zistené poruchy až pri aspekcii prirodzenej chôdze:

- chôdza o úzkej báze – chôdza po čiare môže ozrejmiť poruchu dynamickej rovnováhy spôsobenú léziou centrálnou nervovou sústavou;
- chôdza po mäkkom povrchu – informuje o kvalite spracovanie propiocepce;
- chôdza do zadu – ozrejmi obmedzenie extenzie v bedrovom kĺbe;
- chôdza s eleváciou horných končatín - potvrdí laterálnu nestabilitu panvy
- chôdza s kognitívnou úlohou – vylúči vedomú kontrolu chôdze, prejavia sa nezistené odchýlky pri prirodzenej chôdzi
- chôdza rôznou rýchlosťou – vyššia rýchlosť zvýrazní odchýlky v stereotype chôdze (Kolař, 2009).

### **2.2.3 Charakteristika vyšetrenia chôdze aspekciou**

Z fyziologického ľudského vnímania vyplývajú nasledujúce obmedzenia vyšetrenia chôdze aspekciou:

- ľudské oko nie je schopné zachytiť udalosti trvajúce menej než 60 ms, nie teda kompetentné pre deskripciu rýchlych pohybov
- človek nie je schopný zaznamenať presné množstvo detailov vyskytujúcich sa v jednom okamihu krokového cyklu
- vizuálne vnímanie neposkytuje reprodukovateľné dáta
- hodnotenie chôdze závisí na schopnostiach pozorovateľa

Niektoré z týchto výhrad sú čiastočne riešené použitím vysokorýchlostných videonahrávok. Videonahrávka poskytuje trvalý záznam chôdze pacienta, znižuje dobu, po ktorú pacient musí chodiť a zároveň umožňuje vyšetrujúcemu potrebný počet prezretí krokového cyklu. Proces je možné spomaliť, či v určitých momentoch zastaviť. Pohľad na vlastný stereotyp chôdze poskytuje pacientovi spätnú väzbu, ktorá môže uľahčiť komunikáciu medzi terapeutom a pacientom.

### **2.2.4 Klinické využitie vyšetrenia chôdze**

Vyšetrenie chôdze nám poskytuje informácie pre určenie optimálneho postupu lieby, pomôže nám pri stanovení a upresnení diagnózy alebo zdokumentuje charakteristiky chôdze pacienta. Série vyšetrení chôdze sa používajú pre dokumentáciu pokroku pacienta v priebehu liečby. Môžeme identifikovať oblasti, v ktorých nie je liečba efektívna alebo určiť koniec terapie v prípade, keď už nie zaznamenávané zlepšenie (Whittle,2007).

### **2.2.5 Laboratórne vyšetrenie chôdze**

Kinetická analýza – využíva tenzometrické plošiny, ktoré merajú veľkosť a smer vektorov reakčnej sily spodnej časti chodidla počas stojnej fázy chôdze.

Meranie tlakových síl – využíva kontaktný koberec k meraniu rozloženia tlakových síl pri zaťažení spodnej časti chodidla.

Kinematická analýza – je analýzou zmeny polohy a orientácie segmentov tela v priestore, veľkosti uhlových zmien medzi segmentmi, ktoré odpovedajú lineárnej a uhlovej rýchlosti a zrýchleniu segmentu (Kolář, 2009).

## **2.3 KINEMATICKÁ ANALÝZA CHÔDZE ČLOVEKA**

### **2.3.1 Kinematická analýza pohybu v biomechanike**

Analýzu pohybovej činnosti môžeme vykonať na niekoľkých úrovniach, ktoré sú závislé na cieľoch analýzy a na technických podmienkach pracoviska. Pri **kvalitatívnej analýze** popisujeme a hodnotíme pohyb (napr. slovne) bez merania konkrétnych fyzikálnych veličín. V tomto prípade záleží na odbornej úrovni pozorovateľa, na jeho skúsenostiach a znalostiach o sledovanom pohybe. Menšie nároky sú kladené na technické a prístrojové zabezpečenie. Kvalitatívna analýza prináša veľa dôležitých poznatkov a jej výsledky sú často jedinou informáciou o danej činnosti, neumožňuje nám tento postup presne určiť (kvantifikovať) veľkosť výstupných veličín. V tomto prípade je nutné použiť pre analýzu pohybu **kvantitatívne metódy**. Ich výstupom sú číselné hodnoty. K ich získaniu je potrebné materiálne vybavenie, ktoré umožní meranie s čo najmenšou chybou. Základné rozdelenie kvantitatívnych metód v biomechanike vychádza z charakteru meranej veličiny. Ak je meraným parametrom sila- nazývame tieto metódy dynamické. Ak sledujeme pohyb bez ohľadu na príčinu (sila), ktorá ho spôsobuje, pohybujeme sa v oblasti metód kinematických.

Medzi kinematické metódy patrí:

- Goniometria (elektrogoniometria) – slúži k meraniu relatívnej rotácie v danom kĺbe. Pomocou goniometra je možné merať veľkosti uhlových zmien okolo jednej, dvoch alebo troch osí. Týmto postupom je určovaná zmena vzájomnej polohy segmentov v rovine alebo priestore.
- Akcelerometria – umožňuje meranie zrýchlenia pomocou akcelerometrov. Tie pracujú na princípe určenia odchýlok spôsobených pohybom hmotného telesa (umiestnené v akcelerometri) pri zrýchlení segmentu. Tieto zmeny sú uskutočňované a merané pomocou elektrického výstupného signálu. Podľa počtu akcelerometrov je možné merať zrýchlenie v jednej osi, rovine alebo v priestore.

- Stroboskopia – vytvára pohybovú sekvenciu na jednom filmovom políčku. Princíp je podobný ako v prípade klasickej fotografie. Po otvorení zátvorky rotuje pred objektívom disk, na ktorom sú štrbiny. Tým dochádza k striedavému osvetleniu políčka s citlivou vrstvou, na ktoré sú zaznamenávané jednotlivé fázy pohybu.
- Systémy pracujúci na elektromagnetickom princípe – ich prístrojový základ je možné rozdeliť na dve časti, a to zdroj a senzor. Po pripnutí senzoru na vybraný bod na ľudskom tele je zaznamenaný pohyb tohto bodu. S využitím vzťahov pre pohyb vodiča v elektromagnetickom poli je určená poloha senzoru vzhľadom k zdroju.
- Systémy využívajúce akustické senzory – pracujú na podobnom princípe ako predchádzajúce prístroje, využívajú zvukový signál. Ten je emitovaný zo zdroja, ktorého poloha je kvantifikovaná pomocou troch mikrofónov, ktoré neležia v priamke. Rýchlosť zvuku je presne definovaná, je možné túto hodnotu využiť k výpočtu polohy daného bodu (zdroja).
- Optoelektrické systémy – využívajú optické senzory pre určenie súradníc. Na dôležité miesta na ľudskom tele sú pripojené aktívne alebo pasívne zdroje. Signál vysielaný alebo odrážaný týmito zdrojmi je spracovaný prijímačom a v súradnicovom systéme je určená poloha sledovaných bodov.
- Kinematografická (videografická) vyšetrovacia metóda – získava pri zázname sledovanej pohybovej činnosti signál, ktorý je spracovaný z rôznych zdrojov. Výsledkom tohto spracovania sú súradnice bodu, ktoré umožňujú výpočet kinematických veličín (Janura, Zahálka, 2004).

### **2.3.2 Kinematografická vyšetrovacia metóda**

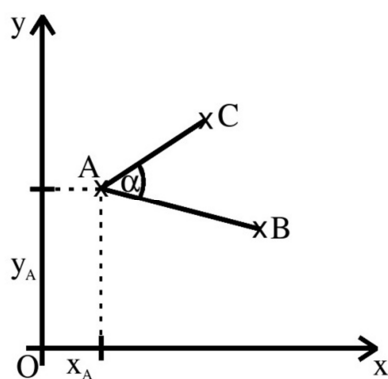
Podstatou kinematografickej vyšetrovacej metódy je analýza pohybov dôležitých bodov vybraných segmentov alebo celého tela na základe vyhodnotenia filmového záznamu alebo videozáznamu. Označením bodov na zázname pohybovej činnosti získame ich rovinné súradnice, ktoré slúžia pre určenie základných kinematických veličín (dráha, uhol, rýchlosť, uhlová rýchlosť, ...). Pre možnosť určenia polohy bodov a z nich vyplývajúce polohy segmentov a celého tela je nevyhnutné definovanie súradnicového systému. Najčastejšie používaným je kartézsky systém súradníc (Janura, 2004).

### 2.3.2.1 2D kinematická analýza

Jedná sa o dvojdimenzionálnu analýzu pohybu. Trojrozmerný objekt (proband) je zobrazený v dvoch dimenziách (2D analýza). Pohyb je natáčaný len jednou kamerou. Pre túto analýzu je treba minimálne jednu kameru a jeden kalibračný systém. Táto analýza slúži najčastejšie k účelu vyhodnotenia a vylepšenia technického prevedenia pohybu. Následný rozbor analýzy môže poukázať na kľúčové faktory ovplyvňujúce konečný výkon. Pohyb z fyzikálneho hľadiska je chápaný ako zmena súradníc v určitom časovom rozpätí. Pri analýze, ktorá slúži pre vyhodnocovanie pohybu v rovine použijeme vzťahy z analytickej geometrie – počítanie s vektormi (Obr. 5. ) (Janura, Zahálka, 2004).

Bod A má v sústave Oxy (kartézska sústava súradníc so začiatkom O) súradnice  $x_A, y_A$  .

$$A = [ x_A ; y_A ] \quad B = [ x_B ; y_B ] \quad C = [ x_C ; y_C ]$$



Obr. 5. Určenie polohy bodov a vzťahov medzi nimi v kartézskej sústave súradníc Oxy

$$\text{Vzdialenosť bodov } A, B : v(A,B) = |AB| = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2}$$

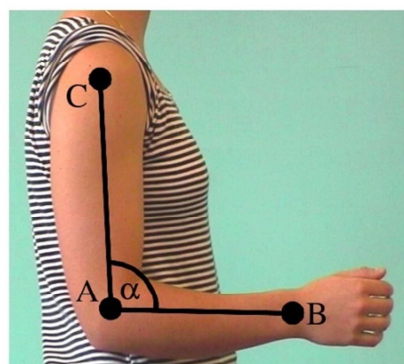
$$\text{Veľkosť uhlu } \alpha : \cos \alpha = \frac{|\mathbf{u} \cdot \mathbf{v}_1 + \mathbf{u}_2 \cdot \mathbf{v}_2|}{|\mathbf{u}| \cdot |\mathbf{v}|},$$

$$\text{kde } \mathbf{u} = B - A = (u_1; u_2) = (x_B - x_A; y_B - y_A)$$

$$\mathbf{v} = C - A = (v_1; v_2) = (x_C - x_A; y_C - y_A)$$

$$|\mathbf{u}| = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2}$$

$$|\mathbf{v}| = \sqrt{(x_C - x_A)^2 + (y_C - y_A)^2}$$



Obr. 6. Vzďialenosť bodov a veľkosť uhlu

Označením vybraných bodov na tele človeka a určením ich rovinných súradníc, tak môžeme vypočítať veľkosť (dĺžku) segmentov a uhol medzi nimi. (Obr. 6.) To platí samozrejme vtedy, ak sledovaný pohyb prebieha v rovine, ktorá je kolmá na optickú os

kamery. Vo všetkých ďalších prípadoch je možné výpočet vykonať, ale získané hodnoty sú skreslené v závislosti na veľkosti vytočenia segmentu. V praxi je pohyb, ktorý prebieha v jednej rovine výnimkou. Ak chceme analyzovať a popísať ľudskú chôdzu, alebo využitie barle pre oporu pri chôdzi musíme pohyb nahradiť pohybom priestorovým.

### 2.3.2.2 3D kinematická analýza

Pri prechode od rovinného k priestorovému znázorneniu musíme vykonať rozšírenie rovinnnej sústavy súradníc. To znamená, že k pôvodnej dvojici os x, y priradíme tretiu os z. Ľubovoľný bod je v tomto prípade znázornený pomocou troch súradníc, ktoré jednoznačne určujú jeho polohu – pri voľnom pohybe v priestore má bod tri stupne voľnosti.

Kinematické vyhodnotenie pohybu patrí medzi základné a najjednoduchšie úlohy pri analýze vidiozáznamu. Určením polôh vybraného bodu v závislosti na čase môžeme postupne odvodiť ďalšie kinematické veličiny – rýchlosť a zrýchlenie.

Nech sú dané body A, B, C o súradniciach:

$$A = [x_A; y_A; z_A], B = [x_B; y_B; z_B], C = [x_C; y_C; z_C]$$

Pre veľkosť úsečky AB (vzdialenosť bodov A,B; dĺžku segmentu, ohraničeného bodmi A,B) platí:

$$v(A,B) = |AB| = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2 + (z_B - z_A)^2}.$$

Veľkosť uhlu alfa medzi segmentami určíme zo vzťahu: (Obr.7.)

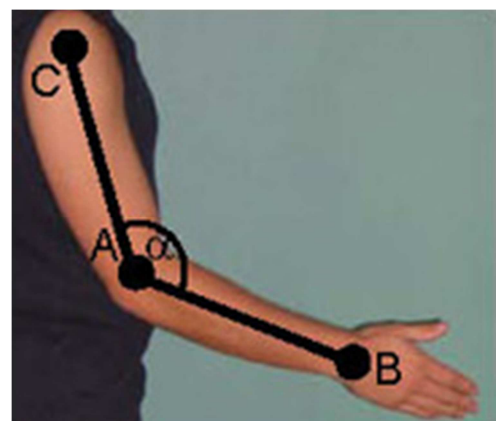
$$\cos \alpha = \frac{|u_1 \cdot v_1 + u_2 \cdot v_2 + u_3 \cdot v_3|}{|u| \cdot |v|},$$

$$\text{kde } \mathbf{u} = B - A = (u_1; u_2; u_3) = (x_B - x_A; y_B - y_A; z_B - z_A)$$

$$\mathbf{v} = C - A = (v_1; v_2; v_3) = (x_C - x_A; y_C - y_A; z_C - z_A)$$

$$|u| = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2 + (z_B - z_A)^2}$$

$$|v| = \sqrt{(x_C - x_A)^2 + (y_C - y_A)^2 + (z_C - z_A)^2}$$

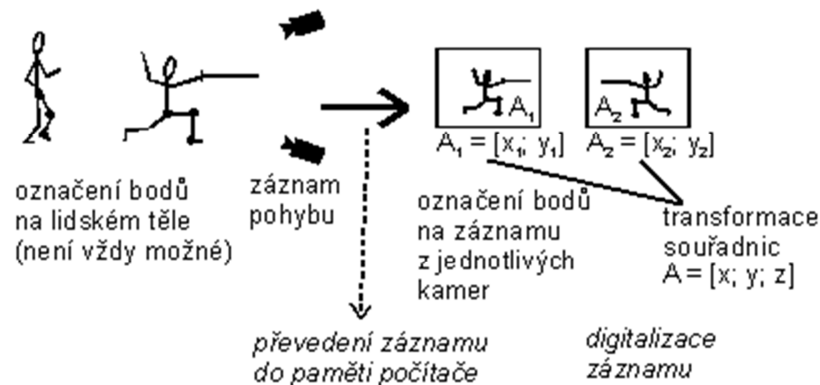


Obr.7. Veľkosť uhlu medzi segmentmi

Označením dôležitých bodov na ľudskom tele a určením ich súradníc môžeme stanoviť dĺžky segmentov, veľkosti uhlov medzi nimi, polohu ťažiska ľudského tela



a podobne. Taktiež môžeme odvodiť ďalšie parametre, ktoré nám umožnia popísať sledovaný pohyb. V praxi je však situácia pri použití filmového záznamu alebo videozáznamu „zložitejšia“ v tom, že každý trojrozmerný (3D, priestorový) predmet, teda aj ľudské telo, sa zobrazí na dvojrozmerný (2D, rovinný) obraz. Pri použití jedného záznamového zariadenia a označenia bodov na zázname z tejto kamery získame len 2D súradnice. To platí pre každý záznam daného pohybu z ľubovoľnej kamery. Označením rovnakého bodu v rovnakej polohe na rôznych záznamoch tak získame niekoľko dvojíc rovinných súradníc tohto bodu. Ich transformáciou (zložením) vytvoríme priestorové súradnice bodu. Pre priestorovú analýzu pohybu musíme používať záznam najmenej z dvoch kamier (Obr. 8.) (Janura, Zahálka, 2004).



Obr. 8. Schéma pre analýzu pohybu pri použití 3D videografickej vyšetrovacej metódy

### 2.3.3 Kinematický analyzátor Qualisys

System Qualisys je meriaci systém, ktorý sa skladá z rychlobežných presných kamier a softwaru pre sledovanie pohybu a analýzu dát. Patrí medzi najrozšírenejšie kinematické analyzátory patrí optoelektronické zariadenie využívajúce buď pasívne alebo aktívne značky (markery) umiestnené na tele testovaného. System Qualisys používa na sledovanie pohybu meraného objektu vysokofrekvenčné kamery s využitím pasívnych a aktívnych markerov. Jedná sa o technológiu, ktorá môže poskytovať priestorové súradnice takmer v reálnom čase. System využíva široko rozšírený princíp odrazu infračerveného svetla od reflexného materiálu naneseného na povrch značky, ktorá sa pripevní na pohybujúci sa objekt. Vnútrojnými algoritmami a infračerveným filtrom umiestneným pred objektív kamery je možné docieľiť to, že systém registruje len odrazy od reflexného materiálu na povrchu značiek. System Qualisys využíva pre záznam obrazu

senzory s vysokým rozlíšením , ktoré umožňuje v plnom rozlíšení snímať pohyb s frekvenciou až 500 Hz. Počet kamier je v podstate neobmedzený a počet súčasne sledovaných markerov je limitujúci hodnotou 400 markerov.

Aplikácia systému Qualisys:

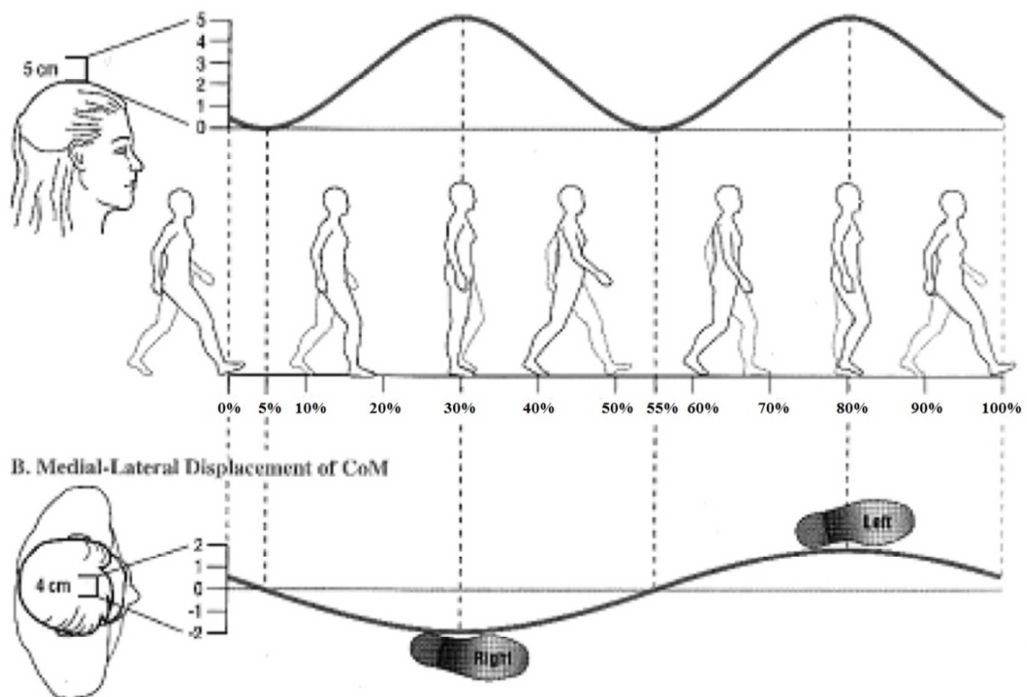
- Analýza chôdze a rehabilitácia – kombináciou pokročilých meracích technológií a biomechanického modelovania, je možné objektívne posudzovať ľudskú chôdzu. Výskum a vývoj v oblasti analýzy chôdze je veľmi aktívny obor s rýchlym rozvojom poznania. Odborníci z oblasti fyzioterapie, ortopédie a neurológie používajú analýzu chôdze k zisteniu stavu pacienta a k jeho liečbe a rehabilitácii.
- Šport – optoelektromotorický záznam pohybu je ideálny pre skúmanie pohybu pri športových výkonoch, rehabilitácii, tréningu a telovýchove. U vrcholových športovcov hrajú významnú faktory ako fyzické limity a optimalizácia pohybu. Skúmanie pohybu umožňuje pochopiť mechanizmy zranenia a ich prevenciu. Taktiež môže byť skúmanie pohybu použité pre zlepšenie športovej techniky a dosiahnutie lepších výkonov.
- Neurológia - neurologické problémy vzniknuté pri zranení alebo ochorení dramaticky ovplyvňuje schopnosť kontrolovať pohyb. Štúdium pohybových vzorcov postihnutej populácie môže pomôcť tak pri diagnóze tak i pri liečení.
- Psychológia, MRI, priemysel, zábava (Jonák et. al., 2008).

### **2.3.4 Záznam pohybových aktivít**

Z priestorovo-časových parametrov je zvyčajne možné analyzovať dĺžku kroku, šírku kroku, rýchlosť chôdze či čas cyklu chôdze. Viaceré štúdie poukazujú napríklad na vysokú koreláciu medzi dĺžkou kroku a výškou osoby, čo naznačuje, že dĺžka kroku sa môže medzi subjektmi meniť, ak medzi nimi existujú výškové rozdiely. Rovnako informácia o šírke kroku hovorí o spôsobe koordinácie subjektu. Ak je šírka kroku zväčšená, môže to poukazovať na problémy s rovnováhou. Na druhej strane rýchlosť chôdze a čas cyklu chôdze sú zisťované pre praktické použitie pri získavaní a hodnotení niektorých kinematických parametrov. Z kinematických parametrov sú analyzované najčastejšie uhly a rotácie v anatomických kĺboch, ktoré je možné zachytiť alebo odvodiť od získaných záznamov. Pre chôdzu sú najčastejšie vyšetrované pohyby v kĺboch dolnej končatiny (Jonák et. al. 2008).

### 2.3.5 Biomechanické aspekty chôdze:

**Ťažisko ľudského tela** (COM, Center of Mass, ťažisko) je umiestnené ventrálne pod stavcom S2. Pri chôdzi opisuje sinusoidu vo vertikálnej aj horizontálnej rovine. Maximálny presun ťažiska vertikálnym smerom je v strednej stojnej fáze približne 5cm a to u chôdze s normálnou rýchlosťou. Najnižšie polohy ťažisko dosahuje v polovici doby dvojitej opory, kedy sú v kontakte s podložkou obe chodidlá. Laterálny posun ťažiska v horizontálnej rovine popisuje prenos váhy tela na pravú a ľavú dolnú končatinu. Je vyjadrený sinusovou krivkou s frekvenciou o polovicu vyššou ako u vertikálnej krivky. Pohyb ťažiska ovplyvňuje poloha dolnej končatiny počas krokového cyklu (Obr. 9.). Vychýlenie ťažiska je ovplyvnené rýchlosťou chôdze. U rýchlejšej chôdze sa vychýlenie ťažiska zväčšuje a u pomalšej chôdze zase znižuje (Dungl, 2005; Rose, 2006). Podľa Neumanna (2002) výchylky ťažiska narastajú so širšou bázou krokového cyklu.



Obr. 9. Vertikálny a laterálny pohyb ťažiska (Neumann, 2002)

### 2.3.6 Fyzikálne parametre chôdze

Chôzdu pozorujeme ako plynulý pohybový dej, ktorý má svoje charakteristické vlastnosti. Popisujú ju parametre ako sú rýchlosť chôdze, tempo chôdze (pomalé, stredné

a rýchle), rytmus chôdze, dĺžka kroku, dĺžka cyklu chôdze, časové striedanie kroku ľavou a pravou končatinou, závislosť pohybov hornej časti tela od pohybov dolných končatín a podobne (Jonák et. al., 2008).

#### **2.3.6.1 Dĺžka kroku a bázy krokového cyklu**

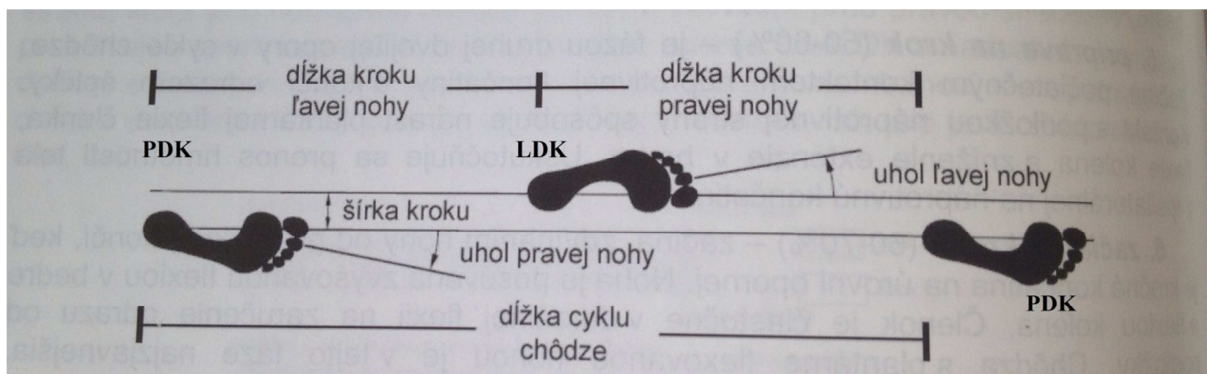
Dĺžka kroku („step length“) je vzdialenosť ohraničená kontaktom päty jednej a druhej dolnej končatiny s podložkou. Dĺžka dvojakrokov („stride length“) alebo dvojakrok je niekedy uvádzaná ako dĺžka krokového cyklu („cycle length“). Je to vzdialenosť od jedného k druhému dopadu päty tej istej končatiny. Dĺžky krokov na oboch dolných končatinách sú za fyziologických podmienok rovnaké a môžeme podľa nich hodnotiť symetriu chôdze. Súčet dĺžok kroku pravej a ľavej nohy sa rovná dĺžke cyklu chôdze. Ak sa tieto zložky nerovnajú, potom je chôdza asymetrická (Obr. 10.) (Giannini, 1994; Whittle, 1996).

#### **2.3.6.2 Šírka kroku**

Šírka kroku je ďalším parametrom chôdze a je definovaný ako mediolaterálna vzdialenosť medzi nohami. Neumann (2002) uvádza, že pre normálnu chôdzu sa táto báza krokového cyklu (šírka kroku) pohybuje okolo 7-9cm a je to vzdialenosť medzi stredom piat jednej a druhej končatiny. U pacientov s poruchami rovnováhy, napríklad ataktická chôdza alebo chôdza po mozgovej obrne, môže šírka kroku vzrásť až na 15 – 20 cm (Porada, Šimšík a kol. , 2010).

#### **2.3.6.3 Vychýlenie chodidla**

Vychýlenie chodidla („foot angle“) vyjadruje uhol, ktorý zvierá smer a pozdĺžna os chodidla. Fyziologické hodnoty sa pohybujú okolo 7°. (Neumann, 2002). Podľa Porady, Šimšíka a kol. (2010) uhol nohy vzhľadom k priamke pohybu poskytuje užitočné informácie, dokumentujúce stupeň externej alebo internej rotácie nohy počas opornej fázy.



Obr. 10. Znáozornenie dĺžkových parametrov chôdze, LDK – ľavá dolná končatina, PDK – pravá dolná končatina (Porada, Šimšík a kol., 2010)

#### 2.3.6.4 Kadencia

Kadencia vyjadruje počet krokov za minútu. Meranie počtu krokov v minútach sa prispôsobuje medzinárodnej klasifikácii SI („Système International“, SI), ktorá ju nahradzuje tzv. dobou krokového cyklu („cycle time“) udávanou v sekundách a je daná vzťahom  $120/\text{kadencia}$  (Whittle, 1996). Porada, Šimšík a kol. (2010) udávajú, že ak poznáme čas, za ktorý sa vykoná jeden krok, vieme určiť rytmus (tempo) chôdze, ktoré sa udáva počet krokov za jednu minútu. Dĺžka kroku do značnej miery závisí od výšky subjektu. To znamená, že vyšší subjekt potrebuje na prekonanie určitej vzdialenosti vykonať menší počet krokov ako subjekt nižší pri rovnakých energetických výdajoch. Je potrebné zvážiť aj fyzický a zdravotný stav.

#### 2.3.6.5 Rýchlosť chôdze

Rýchlosť definujeme ako vzdialenosť, ktorú prejde telo v danom čase a je vyjadrená v m/s. Priemerná rýchlosť je vypočítaná zo vzťahu:  $\text{dĺžka dvojroku (m)} \times \text{kadencia} / 120$ . Rýchlosť chôdze je ovplyvnená dĺžkou krokov, ktoré závisia na rozsahu pohybu dolnej končatiny počas švihovej fázy. Rýchlosť chôdze sa v priebehu krokového cyklu mení a je ovplyvnená polohou stojnej dolnej končatiny. Pokiaľ je chodidlo kočatiny pred telom, rýchlosť chôdze sa spomaľuje. Ak je končatina za telom, chôdza sa zrýchľuje. Rýchlosť chôdze nepriaznivo ovplyvňuje i patológia pohybového systému (Rose, 2006; Whittle, 1996). Podľa Neumanna (2002) antropometrické rozdiely medzi mužmi a ženami spôsobujú, že ženy chodia pomalšie a kratšími krokmi s vyššou kadenciou ako muži. Priemerná rýchlosť chôdze dospelého človeka je 4,8 – 5,5 km/h.

### **2.3.6.6 Reakčná sila**

Reakčná sila podložky predstavuje pôsobenie podložky na ľudské telo a jej vektor je opačný než vektor ťahovej sily. Rovnováha medzi silami umožňuje vzpriamený stoj. Spoločne s cyklickým pohybom dolných končatín, ktorý ovplyvňuje pohyb rýchlosť a pohyb ťažiska, patrí k základným podmienkam chôdze (Rose, 2006).

Pôsobisko reakčnej sily (Center of Pressure, COP) charakterizujeme ako priemer všetkých tlakových síl pôsobiacich do opornej plochy. Poloha pôsobiska súvisí s prenosom váhy tela. Línia maximálneho zaťaženia stojnej končatiny sa pohybuje laterálne od pozdĺžnej osi nohy a medzi I. a II. metatarzom k I. metatarzofalangeálnemu sklbeniu. Maximálny bod zaťaženia sa posúva konštantnou rýchlosťou a snižuje sa v oblasti matarzov. Dôsledkom toho sa prednožie zaťažuje dlhšiu dobu ako zánožie, približne v pomere 1:3 (Dungl, 2005; Kolář, 2009).

### **2.3.7 Analýza parametrov chôdze**

Analýza ľudskej chôdze ako základnej lokomočnej prototypnej činnosti môže byť vykonávaná buď z pohľadu hodnotenia kvalitatívnej a/alebo kvantitatívnej stránky pohybu. Základné parametre na popis a vyhodnotenie pohybu, chôdze:

- Kvalitatívny popis – vychádza z poznatkov klinického pozorovania chôdze, presnosť môže byť diskutabilná, keďže využíva subjektívne hodnotenie.
- Kvalitatívny popis pohybu – snahou je číselne, čo najpresnejšie popísať pohyb pomocou štandardných parametrov:
  - a) Časové a priestorové parametre – slúžia na základnú analýzu chôdze a na ich stanovenie postačuje dĺžkové meradlo, stopky. Výhodou je presnosť systémov na analýzu pohybu a eliminovanie hrubých chýb pri subjektívnom určení začiatku a ukončenia cyklu chôdze.
  - b) Kinematické parametre – sú u väčšiny systémov na analýzu chôdze dostupné po vykonaní záznamu, je možné prezrieť ich priebehy. Prevodom analógových údajov na digitálne pri tvorbe záznamu tak ponúkne systém na analýzu pohybu informácie o zmene polohy, rýchlosti a zrýchlenia závislé na čase, ktoré predstavujú jednak výstupné parametre, ale aj vstupné pre výpočty a určenie ďalších parametrov. Pomocou týchto lineárnych kinematických parametrov možno určiť uhlové veličiny, momenty, biomechanické relácie – silové pôsobenie, krútiace momenty,

momenty hybnosti, zotrvačnosti a iné. Na ich určenie sa využíva záznam pomocou systémov na analýzu pohybu.

- c) Kinetické parametre – sú buď určené výpočtom na základe pohybových rovníc, biomechanických modelov, pomocou procesu modelovania a simulácií alebo sa dajú priamo merať. Meranie kinetických parametrov je vykonané ako nepriame (meraný údaj sa použije na výpočet, stanovenie kinetiky pohybu) alebo priame určenie (kinetický parameter sa stanoví priamo meraním). Využívajú sa dynamometre, silové platne, systémy na záznam dynamicky meniaceho sa tlaku nohy pri prenose tiaže tela, záťažové ergometre, ergospirometre a podobne (Porada, Šimšík a kol., 2010).

### **3 CRITICAL REVUE**

Kinematická analýza popisuje pohyb tak, jak ho vidíme. Napríklad pri chôdzi do schodov pozorujeme opakovanú flexiu a extenziu bedrových kĺbov, kolien, členkových kĺbov. Rôzne osoby tento pohyb vykonávajú rozdielnym spôsobom. Štúdium pohybu ľudského tela je analýzou síl, Pre popis pohybov ľudského tela sa najlepšie hodí mechanika tuhých telies. Mechanika tuhých telies sa delí na statiku a dynamiku. Dynamika ďalej sa delí na kinematiku a kinetiku, pričom kinematika sa zaoberá popisom pohybu, zatiaľ čo kinetika sa zaujíma o sily, ktoré sú príčinou tohto pohybu (Soumar, 2011).

Z mnoho dôvodov nie je žiadny človek schopný vykonávať pohyb čisto identicky. Analogicky i medzi jednotlivcami existujú rozdiely v realizácii pohybového výkonu. Variabilita pohybu človeka je predmetom štúdia veľa vedných disciplín. Teoretické vysvetlenie a pôvod intraindividuálnej variability opisuje napr. Newell a kol. (2012, 2013), ktorý tvrdí, že variabilita je súčasťou všetkých úrovní organizácie pohybu ako medzi jednotlivcami, tak aj i jednej osoby. Variabilita existuje vďaka veľkému počtu komplexných systémov a limitujúcich faktorov, ktoré pri prevedení pohybu interagujú, a je výsledkom veľkého počtu stupňov voľnosti. Odchýlky v štruktúre alebo vo funkcii biologických systémov sa stretávajú s limitujúcimi faktormi plnenej pohybovej úlohy, prostredím a aktuálnym psychologickým stavom jedinca, ktoré popisuje Bernstein (1984).

#### **3.1 OBLASTI HODNOTENIA CHÔDZE V REHABILITÁCI**

Hodnotenie chôdze má v rehabilitácii svoje nezastupiteľné miesto. Analýza chôdze môže byť vykonávaná priamo pri rehabilitácii, kde slúži k diagnostike alebo k hodnoteniu závažnosti ochorenia alebo zranenia. Môže byť taktiež postupom založeným na vedeckých princípoch, ktorý má za cieľ monitorovať účinky rehabilitačného programu alebo cvičenia (Baker, 2006).

##### *Diagnostika pacientov:*

Siegel a spol. (2007) kvantifikovali pomocou 3D kinematickej analýzy odlišné motorické stratégie ku kompenzácii chôdze u osôb s oslabenými svalmi bedrového kĺbu. Ak sú flexory bedrového kĺbu natoľko oslabené, že neumožňujú kontrolovať extenziu v bedrovom kĺbe, ktorá prebieha po fáze medzi stoja, tak tieto osoby minimalizujú



zrýchlenie extenzie v bedrovom kĺbe. Chôdza je teda nezávislá, ale jej rýchlosť je redukovaná.

Charakteristiku krokového cyklu u detí s nedostatočnou osteogenézou (typu D) prezentovali Graf a spol. (2009). Medzi parametre, ktoré sa líšili od kontrolnej skupiny, patrilo predĺženie trvania dvojoporovej fázy, oneskorený odraz chodidla, redukovaný pohyb v členkovom kĺbe, redukovaná plantárna flexia so zvýšenou absorpciou energie počas odrazu.

### ***3.2 EFEKT CHIRURGICKÉHO ALEBO ORTOPEDICKÉHO ZÁKROKU***

Ramsey a spol. (2007) vykonali osteotómiu tíbie u 15 osôb s osteoartritídou kolena a vybočením kolien. Zisťovali, či po vykonaní tohto zákroku dôjde k zmenám. Analýza chôdze ukázala zlepšenie mediálnej laxity a instability a redukcii abdukčného momentu, ktorý mal za následok nižší stupeň kontrakcie m. vastus medialis a m. gastrocnemius medialis. Aj cez zlepšenie meraných hodnôt sa sledované parametre významne líšili od hodnôt získaných pri chôdzi kontrolnej skupiny.

Magyar a spol. (2008) skúmali efekt mediálnej menisektómie na parametre chôdze. Merania ukázali, že došlo k zmene dominancie končatiny. Redukcia pohybu v kolennom kĺbe bola kompenzovaná zvýšeným pohybom v iných kĺboch (bedrový kĺb kontralaterálnej končatiny, náklon panvy). Symetria chôdze bola porovnateľná s kontrolnou skupinou.

Záveru vedeckých štúdií nemusia vždy ukazovať na pozitívny výsledok terapie alebo chirurgického zákroku. Beard a spol. (2001) pri hodnotení efektivity rekonštrukcie predného skríženého väzu zistili, že vykonaný chirurgický zákrok nemal za následok redukcii funkčnej translácie tíbie.

Prof. Poul a spol. (2012) v článku s názvom Vyšetření v laboratoři chůze (instrumentální pohybová analýza) predkladajú základný popis novej diagnostickej jednotky Laboratóriu chôdze, ktoré je založené na 3-D (trojrozmernej) optickej dokumentácii pohybu. Spôsobom „motion analysis“ je analyzovaný dynamický záznam rozsahov pohybov v jednotlivých kĺboch dolných končatín v troch rovinách v celom krokovom cykle v reálnom čase. Cieľom boli kineziologické štúdie hlavne u pacientov s detskou mozgovou obrnou, ale aj u detí so závažnými vrodenými alebo získanými chybami pohybového aparátu, u ktorých je využívaná 3-D dokumentácia pohybu. Tento

zdokumentovaný pohyb bol analyzovaný a mal pozitívny dopad na voľbu chirurgických metód. Bolo dokázané lepšie dosiahnutie pooperačných výsledkov použitím tejto metódy.

Gage (1994) poukazuje, že prístrojová analýza poskytuje objektívny záznam chôdze a zohráva významnú úlohu pre pochopenie jej patokineziológie u pacientov s DMO (Švehlík a spol., 2008). Akákoľvek liečba a terapia pacientov s DMO musí začať najprv analýzou a pochopením danej patológie. Prístrojová analýza sa stala užitočným nástrojom k objektivizácii výsledkov rôznych druhov liečby DMO: by DMO: rehabilitácia (Ross a Engsborg, 2007), ortézovanie (Ounpuu a spol., 1996), aplikácie botulinum toxinu typ A (Baker 2006), redresného sádrovania i ortopedických operácií (Švehlík a spol., 2008).

Analýza chôdze sa ukazuje ako vhodný prostriedok k rozpoznávaniu pacientov, ktorí by mohli profitovať z operačnej liečby (Gough a Shortland, 2008). DeLuca a spol. (1997) vo svojej práci s DMO preukázal, že analýza chôdze viedla k zmene 52% operačných indikácií v porovnaní s indikáciami založenými len na klinickom vyšetrení.

Štúdia brazílskych autorov preukázala priamu úmernosť medzi indikáciou liečby s využitím prístrojovej analýzy chôdze a výsledkom terapie u pacientov s DMO (Filho a spol., 2008). V štúdiu Chang a spol. (2006) dokázali, že pokiaľ sa operačná liečba DMO riadi indikáciami na podklade analýzy chôdze, má pacient 3,68 krát vyššiu pravdepodobnosť dobrého operačného výkonu. Zo štúdií jasne vyplýva, že lepšie pochopenie patológie pohybu detí s DMO vďaka prístrojovej analýze chôdze vedie k zmenám stratégie liečby v prospech menej invazívnych metód.

### ***3.3 EFEKT POUŽITÉHO CVIČENIA A REHABILITÁCIE***

Peppe a spol. (2007) zistili, že po absolvovaní rehabilitačného programu došlo u pacientov s chorobou Parkinson k zvýšeniu rýchlostí a frekvencie chôdze, predĺženiu dĺžky kroku, skráteniu trvania stojnej fázy a predĺženiu švihovej fázy. Taktiež sa zvýšil rozsah pohybu v členkovom, kolennom a bedrovom kĺbe.

Vplyv cvičenia Pilates na chôdzu u pacientov s bolesťami dolnej časti chrbta posudzovali Da Fonseca, Magini a de Freitas (2009). Výsledky štúdie naznačujú, že pacienti s bolesťou dolnej časti chrbtice využívajú stratégiu, ktorá im napomáha zmierniť veľkosť reakčnej sily pôsobiacej na ich telo.

Hesse a spol. (1993) sledovali u štyridsiatich hemiparetických pacientov symetriu vo vykonaní chôdze (symetrie parametrov odvodených z vertikálnej zložky reakčnej sily)

a funkčné parametre chôdze (maximálna rýchlosť chôdze, dĺžka absolvovaného úseku) a chôdze po schodoch počas štvortýždenného rehabilitačného programu podľa konceptu Bobath. Zlepšenie bolo zaznamenané len u maximálnej rýchlosti chôdze.

Chôdza u pacientov po mozgovej mŕtvici je charakterizovaná tým, že nepostihnutá končatina vykonáva kompenzačné mechanizmy, ktoré vyrovnávajú deficity hemiparetickej končatiny. Regnaud a spol. (2007) u týchto osôb uskutočnili analýzu chôdze, kedy nepostihnutá končatina bola zaťažená extrémnymi závažiami. Výsledky naznačili, že tréning chôdze s prídavným zaťažením distálneho konca nepostihnutej končatiny môže u hemiparetických pacientov zlepšiť vykonanie chôdze.

Laterálny pohyb panvy (rozsah a symetria pohybu) v začiatočnom štádiu rehabilitácie hodnotili u pacientov po mozgovej mŕtvici Dodd a Morris (2003). Analýza ukázala, že zmeny v laterálnom pohybe panvy počas rehabilitácie nie sú jednotné a predvídateľné. Z toho vyplýva potreba pravidelného hodnotenia každého pacienta v rámci včasnej rehabilitácie.

Analýzu chôdze využili Follak a Merk (2003) pre funkčnú diagnostiku pri rehabilitácii pacientov po operatívnom zákroku fraktúry calcanea. Na základe tejto analýzy bol dokázaný významný deficit funkčnej mobility vo švihovej fáze krokového cyklu. Pri opakovanom meraní po ukončení rehabilitácie sa tento deficit už neobjavil.

Canseco a spol. (2009) porovnávali časovo priestorové parametre chôdze a kinematické parametre nohy a členkového kĺbu pri chôdzi pred a po operatívnych korekciách halux rigidus. Výsledky štúdie ukázali rozdiely medzi sledovanými parametrami pred a 1,5 roku po operácii. Došlo k zlepšeniu v rýchlosti chôdze, frekvencie a dĺžky kroku a pomeru stojnej a švihovej fázy. Zmeny kinematických parametrov po operácii ukázali posun vo vykonaní chôdze k normálnej populácii.

### **3.4 OBLASŤ VYUŽITIA V NEUROLÓGII**

Churchland a spol. (2006) predpokladá, že principiálne limity opakovaných pohybov sa nachádzajú v neuromuskulárnom šume. Alternatívnou možnosťou je, že variabilita pohybu vzniká už vo fáze prípravy. Churchland a kol. merali prípravnú fázu jedného kortexového neurónu pri veľmi dobre nacvičenej pohybovej úlohe ruky, ktorý sledovali kinematickou analýzou pohybu. Malá variabilita neurálnej aktivity odpovedala malej variabilite pri pohybe ruky, pričom minimálne polovica pozorovanej variability mala

príčinu v príprave pohybu. Takže i u dobre naučených pohyboch je schopnosť značne obmedzená vykonávať opakovaný pohyb identicky.

Yan, Thomas, Stelmach (1998) sledovali presnosť pohybu pri pohyboch na cieľ u osôb rôzneho veku a merali rýchlosť reakcie, variabilitu rýchlosti reakcie, čas potrebný na vykonanie pohybu pomocou kinematickej analýzy pohybu. Staršie osoby zahájili pohyb neskôr a s väčšou variabilitou reakčnej doby. Pohyb vykonávali pomaly a menej plynulo. Kvality kontroly rýchlych pohybov na presnosť ukazujú zhoršenie u starších osôb. Autori predpokladajú, že príčinou je nedostatočný čas na plánovanie pohybu.

### ***3.5 BIOMECHANICKÁ ANALÝZA CHÔDZE***

Klinické hodnotenie chôdze je všeobecne založené na subjektívnych informáciách od pacienta a subjektívnym pozorovaním posudzovateľa. Reliabilita takéhoto hodnotenia je nízka, a preto je potrebné analýzu chôdze objektivizovať a kvantifikovať (Olsson, 1990).

Autori Šimšík, Galajdová a Dolná (2008) sa zoberajú výskumom a vzdelávaním v oblasti ľudskej pohybovej analýzy. Cieľom ich riešenia projektu bolo taktiež vytvoriť normatívnu databázu parametrov zdravých subjektov na základe, ktorej bude možné hodnotiť patologické prípady a odchýlky patologických prípadov od normatívnych hodnôt pre individuálne pohybové činnosti, a to aj v spolupráci s BEL – Biomechanics European Laboratory. Globálnym cieľom je zefektívniť a zvýšiť úroveň diagnostických, monitorovacích, liečebných a rehabilitačných procesov pohybových aktivít človeka v klinickom prostredí. Výskum bol zameraný na rozšírenie video analýzy pohybu človeka pomocou 6-kamerového systému SMART o riešenie metód sledovania svalovej aktivity počas pohybu pomocou EMG zariadení a metód sledovania pôsobenia síl pomocou silových platní. V rámci projektu boli overované viaceré metódy a testované kombinácie kinematickej, kinetickej a EMG analýzy za účelom objektivizácie vyhodnocovania pohybových činností a aktuálneho stavu pohybovej sústavy pacientov. Na projekte sa momentálne pracuje.

## **4 CIELE A ÚLOHY PRÁCE, HYPOTÉZY**

### ***4.1 DEFINOVANIE PROBLÉMU, CIELE A HYPOTÉZY DIPLOMOVEJ PRÁCE***

Ľudská chôdza je často skúmaná len subjektívne prostredníctvom vizuálnych pozorovaní. Tým, že sa v dnešnej dobe kombinuje pokročilá technológia a biomechanické modely, môže byť ľudská chôdza meraná objektívne. Výskum analýzy chôdze a jej vývoja je priebežná činnosť, ktorá neustále vyvíja nové modely a metódy. Dnes všetky dostupné použitia analýzy ľudskej chôdze pomáhajú fyzioterapeutom, otopédom a neurológom k zlepšeniu hodnotenia stavu, liečbe a rehabilitácii pacienta. Využitím poznatkov z biomechaniky je nevyhnutné pre získanie komplexnej a objektívnej informácie o sledovanom pohybe. Je logické, že pomocou postupov a metód, ktoré sú využívané u zdravých jedincov, je možné s úspechom hodnotiť taktiež aplikované pohybové aktivity. Analýza chôdze metódou Qualisys Motion Capture system môže byť použitá pre klinické a rovnako ako aj pre výskumné štúdie ( Svoboda, Janura 2010).

V teoretickej časti práce sa na základe vykonanej rešerše objasnila problematika chôdze. V teórii bola zozbieraná sumarizácia poznatkov ľudskej chôdze z hľadiska kineziológie, biomechaniky a jej kinematická analýza. Bolo zistené, že kinematická analýza chôdze je jedným z prístupov, ktoré umožňujú hodnotiť pohyb človeka a zároveň má široké využitie u rôznych skupín populácie. Jej aplikáciou je možné hodnotiť vykonanie chôdze u seniorov, posúdiť a upraviť techniku u vrcholových športovcov, zlepšiť lokomóciu a znížiť zaťaženie pacientov.

Hlavným cieľom diplomovej práce budú experimenty, pri ktorých bude skúmaná ľudská chôdza. Chôdza bude snímaná niekoľkými kamerami a dáta budú zaznamenávané. Zo získaných dát metódou Qualisys Motion Capture system budú následne vyhodnotené parametre chôdze.

Cieľom analýzy bude odhaliť a popísať prípadné pravidelnosti, vzorce chôdze a ďalšie súvislosti u sledovaných probandov. Zameriame sa na sledovanie a vyhodnotenie parametrov chôdze človeka, ako dĺžka kroku v závislosti na rýchlosti pohybu, dĺžka kroku v závislosti na veľkosti postavy a pod. a ich následným porovnaním preukážeme, či existujú rozdielne výsledky sledovaných parametrov ľudskej chôdze pri dvojrozmernom a trojrozmernom zázname.

## ***4.2 HYPOTÉZA***

Hypotéza 1: Rýchlosť chôdze človeka bude mať vplyv na dĺžku jeho kroku a zmenu výšky postavy.

Hypotéza 2: Veľkosť meranej osoby bude mať vplyv na dĺžku jeho kroku.

Hypotéza 3: Výsledky spracovaných dát ľudskej chôdze – zmena výšky postavy pri budú rozdielne s porovnaním pri trojrozmernom a dvojrozmernom zázname.

## ***4.3 METODOLOGICKÝ PRINCÍP***

V rámci všeobecne prijímaného členenia výskumných metodológií, je možné túto diplomovú prácu zaradiť ako komparáciu, pretože jej cieľom je experimentálne porovnávať pohybové prejavy jedincov a hľadať medzi nimi rozdiely a podobnosti.

## **5 METODIKA PRÁCE**

### **5.1 TECHNIKA MERANIA**

Hlavnou podstatou diplomovej práce bude sa zaoberať vyšetrovaním kinematických a rozmerových parametrov chôdze človeka a porovnávaním týchto dát získaných 2D a 3D meraním. Trojrozmerná kinematická analýza bude vykonávaná pomocou systému Qualisys, ktorý sa skladá z rychlobežných presných kamier a softwaru pre sledovanie pohybu a analýzu dát. Využívajú sa buď pasívne alebo aktívne značky (markery) umiestnené na tele testovaného. Systém Qualisys používa na sledovanie pohybu meraného objektu vysokofrekvenčné kamery s využitím pasívnych a aktívnych markerov. Jedná sa o technológiu, ktorá môže poskytovať priestorové súradnice takmer v reálnom čase. Systém využíva široko rozšírený princíp odrazu infračerveného svetla od reflexného materiálu naneseného na povrch značky, ktorá sa pripevní na pohybujúci sa objekt.

Dvojrozmerné meranie bude vykonané na základe bežného dvojrozmerného záberu z klasickej video kamery. Trojrozmerný objekt (proband) je zobrazený v dvoch dimenziách (2D analýza). Pohyb je natáčaný len jednou kamerou. Pre túto analýzu je treba minimálne jednu kameru a jeden kalibračný systém. Pre 3D priestorovú analýzu pohybu sa musí používať záznam najmenej z dvoch kamier. Podmienkou sledovania markrov je viditeľnosť aspoň z dvoch rôznych kamier v jednom okamihu. Druhá kamera je nutná pre prijatie tretieho rozmeru. V experimente bolo využitých celkovo 6 kamier systému Qualisys, ktoré boli rozmiestnené po obvode miestnosti v laboratóriu FTVS UK. Dôvodom rozmiestnenia je, aby bol proband snímaný zo všetkých možných uhlov. Je to nevyhnutné, aby všetky markery, ktoré budú rozmiestnené po tele probanda, boli kamerami vždy viditeľné a zaznamenané.

## **5.2 PODMIENKY SPRÁVNEHO EXPERIMENTU**

### **5.2.1 Umiestnenie kamier pri 2D analýze**

V prípade umiestnenia kamier pri 2D analýze, by sa poloha kamery mala blížiť situácii, kedy optická os kamery (prechádza ohniskom objektívu) pretína sledovaný úsek čo najbližšie jeho stredu. Posun kamery k okraju tohto úseku má za následok vznik nepresností.

V tejto práci bolo použité k hodnoteniu kinematickej analýzy pohľad z dvoch video kamier. Jedna video kamera snímala pohyb osoby zozadu. Táto kamera nebola umiestnená priamo za osobou z toho dôvodu, aby bola zachovaná simulácia všeobecného postavenia kamier. Druhá kamera bola postavená spredu, opäť nebola postavená priamo pred probandom, ale mierne vľavo z jeho pohľadu.

### **5.2.2 Umiestnenie kamier pri 3D analýze**

Aby pri 3D analýze nedošlo k chybám merania musia byť splnené základné požiadavky. Nutnou podmienkou 3D analýzy je viditeľnosť každého vyhodnocovaného bodu na záznamoch minimálne z dvoch kamier. Toto kritérium je rozhodujúce pre umiestnenie kamier. Ak je možnosť dodržať toto pravidlo, volí sa také rozmiestnenie, kedy sa uhol medzi optickými osami jednotlivých prístrojov blíži k  $90^\circ$ . Z tohto hľadiska sa odporúča umiestnenie kamier tak, aby neležali v jednej rovine. Ak sa sledujú body oboch bočných strán ľudského tela, musí byť každá strana snímaná aspoň z dvoch kamier. Ďalší prístroj je možné umiestniť v odpovedajúcej vzdialenosti proti pohybujúcemu sa jedincovi.

### **5.2.3 Počet kamier**

Pre konečné spracovanie záznamu je možné použiť len vyhodnotenie značiek, ktoré sú viditeľné minimálne dvoma kamerami. Táto skutočnosť sa stáva kritériom nie len pre umiestnenie kamier, ale taktiež pre ich počet. Zvýšením počtu kamier dôjde k zvýšeniu k zvýšenej presnosti pri určení polohy vyhodnocovaných bodov. Pri dodržaní základných podmienok pre záznam a jeho digitalizáciu, je možné predpokladať, že znížením počtu



kamier, napríklad z 5 na 4, spôsobí menšie zmeny vo výsledných súradniciach bodov než pokles z 3 na 2 kamery (Janura, Zahálka, 2004).

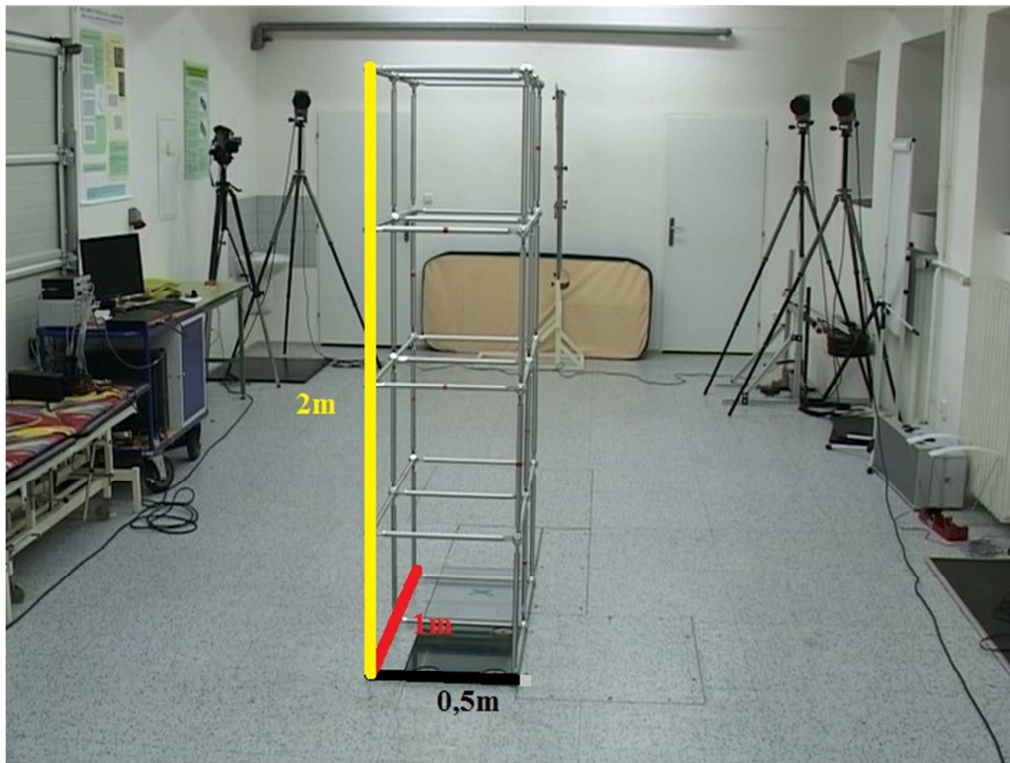
#### **5.2.4 Kalibrácia**

Vykonanie kalibrácie pri analýze záznamu pohybu je jedným zo základných krokov, ktorý slúži k určeniu závislosti medzi skutočnými veľkosťami a odpovedajúcimi údajmi, získanými na zázname. Napomáha taktiež pri stanovení vplyvu záznamovej techniky na vznik odchýlok v nasnímanom obraze.

Pri kalibrácii priestoru v procese 2D analýzy je najčastejšie používané zariadenie, na ktorom je možné určiť známu vzdialenosť bodov v horizontálnom a vertikálnom smere. Zariadenie je nasnímané v polohe na začiatku, v strede a na konci sledovaného úseku. Kalibrácia v priestore slúži na určenie skutočných rozmerov, vzdialeností atď. sledovanej osoby. To znamená prepočítanie zo vzdialeností v pixeloch na vzdialenosti v centimetroch, milimetroch a podobne. Postupuje sa tak, že najprv je potrebné si stanoviť vhodný pomer pre prepočítanie medzi hodnotami skutočnými a hodnotami na snímku. V praxi sa najčastejšie používajú kalibračné tyče, prúty, pevné alebo skladacie rámy. U nich známe ich skutočné rozmery a sú súčasťou záznamu kamery. Vďaka nim je možné pri vyhodnocovaní záznamu prostredníctvom správneho meradla získať skutočné hodnoty (Janura a Zahálka, 2004, Porada a Šimšík, 2010).

V priebehu merania bol použitý ku kalibrácii v priestore kovový skladací rám v tvare kvádra. Jeho celková dĺžka bola jeden meter, výška kvádra bola 2 metre a jeho hĺbka 0,5 metra (Obr.11). Tento kváder bol postavený z niekoľko menších kovových tyčí. Rám bol nasnímaný na začiatku snímania probandov, je tak súčasťou záznamu kamery a je možné ho použiť na stanovenie nameraných rozmerov.

Tento rám bol rovnako použitý pre kalibráciu samotných kamier v rámci systému Qualisys, aby boli schopné poskytovať správne trojrozmerné súradnice zodpovedajúce realite. Z tohto dôvodu je nutné pri práci a meraní dávať pozor na nechcenú zmenu postavenia kamier po kalibrácii neopatrným pohybom (Jelínek, 2001).



Obr. 11. Označenie rozmerov kalibračnej mreže

### 5.2.5 Skúmaný priestor

Optimálny priestor pre sledovanie a záznamu pohybu je jednoduchá a rovná miestnosť s minimom rušivých elementov, dostatočne osvetlená, najlepšie so šedými stenami. Dôležité je minimalizovať množstvo ďalšieho nepotrebného vybavenia a iných predmetov v laboratóriu, pretože každý takýto predmet môže spôsobovať odlesky, ktoré počítačový systém chybné zaznamená a vyhodnotí. Tento typ záznamu počas experimentu komplikuje analýzu dát v programe Qualysis.

Skúmaný priestor v laboratóriu, v ktorom boli probandi sledovaní, mal rozmery 11,5 krát 5,2 metra. Pre analýzu parametrov chôdze je nutné zachytenie plnohodnotných krokov, ktoré nie sú skreslené prvým alebo posledným krokom daného pokusu. Preto je potrebné, aby proband začal chôdzu ešte mimo záberu kamier a skončil až vtedy, čo sa dostane opäť mimo záber na konci pokusu. Kamery preto nesníмали celý priestor laboratória, ale len jeho stred, do ktorého sa vošli približne 2-3 kroky probanda pri danom pokuse. Plné dva kroky, tak boli viditeľné u každého pokusu. Aby bolo docielené že, jednotlivé pokusy boli medzi sebou konzistentné, boli skúmané vždy 2 kroky u každého

pokusu. Tento počet je výhodný v tom, že sa sleduje jeden dvojkrok, ktorý je vo vedeckej literatúre často vnímaný ako základná jednotka chôdze (Porada a Šimšík, 2010).

### **5.3 UMIESTNENIE ZNAČIEK**

Aby sa mohla zvýšiť kvalita vyhodnotených údajov a často tak urýchliť proces vlastného vyhodnotenia záznamu, je nutné označiť vybrané body na sledovanom objekte. Hlavné vlastnosti, ktoré charakterizujú každú značku, sú jej veľkosť, tvar a farba. Pri označení bodov na ľudskom tele sa najčastejšie používajú značky v tvare gule alebo pologule. Guľovitý tvar je najjednoduchší, pretože guľa je vímaná pri jej zobrazení do roviny stále ako kruh, ktorého stred je možné pomerne presne určiť. Základnou požiadavkou pre určenie farby značky je jej viditeľnosť vzhľadom k pozadiu, na ktorom je upevnená. K zvýšeniu tohto rozdielu sa používa pod značku podklad, ktorý je spravidla kontrastný vzhľadom k jej farbe (Porada, Šimšík, 2010).

S prihliadnutím k typu použitých systémov a podľa spôsobu riešenia danej úlohy sa môžu značky rozdeliť na aktívne a pasívne. V tomto prípade boli na meranie použité značky pasívne. Skladajú sa zo základných prvkov rôznych tvarov (v tomto experimente boli použité polgule) a v najjednoduchšom prípade sú vytvorené z bežných materiálov. Ich označenie na monitore počítača prebieha manuálne pomocou kurzoru. Pre možnosť kvalitnejšej analýzy sú tieto prvky prekryté reflexnou páskou, ktoré boli využité aj pri našom experimente. V tomto prípade značky odrážajú svetlo. V praxi prebieha vyhodnocovanie tak, že elektromagnetické vlnenie, najčastejšie v oblasti infračerveného spektra, dopadá zo zdroja umiestneného v okolí objektívu kamery na značku. Odrážaný lúč je spracovaný v detektore pre vyhodnotenie značiek. Výhodou je, že môžu byť použité pri pohyboch veľkého rozsahu alebo pohyboch vykonávaných veľkou rýchlosťou (Soumar, 2010).

#### **5.3.1 Umiestnenie značiek na ľudské telo**

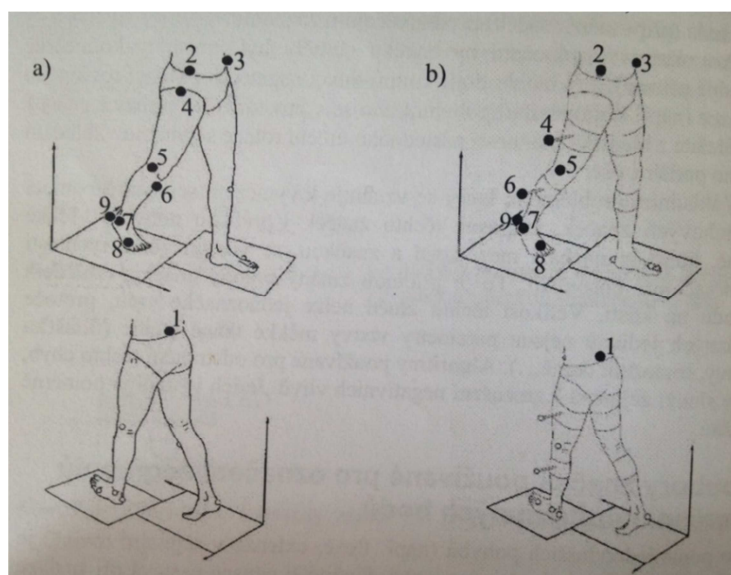
Jednotlivé segmenty sú definované pomocou vybraných anatomických bodov. Pri analýze videozáznamu sa nepracuje s týmito bodmi, ale s ich projekciou na koži. V prvej fáze je nevyhnutné vykonať palpáciu príslušného anatomického bodu a tento bod reprodukovať na povrch tela. Tento proces je ovplyvnený skúsenosťami osoby, ktorá

palpuje. Pri realizácii palpácie sa môžu vyskytovať problémy súvisiace napríklad s množstvom podkožného tuku, ktoré bráni správnej palpácii daného bodu. Ďalší problém, ktorý sa vzťahuje k vymedzeniu segmentu pomocou povrchových značiek je posun týchto značiek v priebehu pohybu. Mäkké tkanivá, ktoré sa nachádzajú medzi kosťou a značkou, sa vplyvom zmien rýchlostí a zotrvačnosti posúvajú. To je príčinou zmeny polohy značky vzhľadom k bodu na kosti. Veľkosti týchto zmien nie je možné jednoznačne určiť, pretože u rôznych jedincov nie sú parametre vrstvy mäkkého tkaniva rovnaké. Preto sa používajú algoritmy pre odstránenie týchto chýb (Janura a Bastlová, 2003).

### 5.3.2 Súborov značiek používaných na analýzu chôdze

V priebehu výskumu chôdze dochádzalo v minulosti k určitým zmenám a k postupnému spresňovaniu pri označení projekcie anatomických štruktúr na povrchu tela. Tieto zmeny súviseli s rozvojom kvalitatívnej úrovne záznamovej techniky a s nástupom výpočtovej techniky do oblasti spracovania signálu. Dnes sa využíva niekoľko rôznych spôsobov a postupov umiestenia značiek na ľudské telo. Mnoho z nich je podľa potrieb skúmania modifikovaných. Príkladom dvoch, v súčasnej dobe najpoužívanejších súborov značiek, ktoré sú typické pre označenie dolných končatín pri chôdzi sú:

1. Kit Vaughan – pôvodný súbor (Obr. 12a)
2. Helen Hayes Hospital – modifikovaný súbor (Obr. 12b)



Obr. 12. Označenie segmentov pri analýze chôdze – (a) Kit Vaughan , (b) Helen Hayes Hospital (Janura, Zahálka, 2006)

Legenda:

- 1 – os sacrum
- 2,3 – spina iliaca anterior superior
- 4 – trochanter
- 5 – epicondylus lateralis
- 6 – tuberositas tibie
- 7 – malleolus lateralis
- 8 – caput ossis metatarsi V.
- 9 – päta

Legenda:

- 1 – os sacrum
- 2,3 – spina iliaca anterior superior
- 4 – dolná laterálna strana stehna
- 5 – epicondylus lateralis
- 6 – laterálna strana tibiae
- 7 – malleolus lateralis
- 8 – caput ossis metatarsi II.
- 9 – päta

Každý z týchto postupov (aj ďalšie, ktoré sú pre analýzu chôdze používané) sa vyznačujú určitými kladmi a nedostatkami. Žiadny z nich nie je možné všeobecne označiť ako najlepší (Janura, Zahálka, 2006, Soumar, 2010).

V prípade tohto experimentu bolo použité modifikované umiestnenie súboru značiek na tele probanda. Celkovo na tele vyzlečeného probanda do spodnej bielizne bolo požitých 13 značiek. Značka bola vždy umiestnená na najvyššom vrchole hlavy (temeno hlavy), na kostené výbežky palpované cez kožu a to - spina iliaca anterior superior (bilaterálne), oblasť trochanter major femoris (bilaterálne), laterálny kondyl femuru (bilaterálne), malleollus lateralis (bilaterálne), tuber calcanei (bilaterálne), distálna časť distálneho phalangu I. prsta nohy (bilaterálne).

Vo fáze analýzy pohybu oblečeného probanda bolo sledovaných 11 markrov. Zostal najvyšší vrchol hlavy (temeno), ďalej boli umiestnené značky na oblečenie odhadom do oblasti trochanteru major femoris (bilaterálne), laterálneho kondylu femuru (bilaterálne), malleollu lateralis (bilaterálne). Najvyšší vrchol v oblasti päty obuvi (bilaterálne) a najvyšší vrchol špičky obuvi (bilaterálne).

Počas merania bohužiaľ niektoré markery mali tendenciu odpadávať z tela – napríklad v oblasti podrážky päty obuvi, kde počas kontaktu päty s podložkou došlo k miernemu otrasu a následnému uvoľneniu markru. Marker bol opäť pripevnený na pôvodné miesto a celé meranie sa zopakovalo.

## 5.4 SKÚMANÁ POPULÁCIA

Probandi boli vyberaní celkom náhodne zo študentov Fakulty telesnej výchovy a športu v Prahe, pretože predmetom záujmu boli všeobecné výsledky všetkých jedincov bez nijakého špecifického obmedzenia. Vek nemal presné kritéria, ale mala by v práci byť zastúpená skupina mladších osôb (20-30 rokov), pretože v tejto vekovej skupine je malá pravdepodobnosť, že budú prítomné extrémne pohybové výchylky ako u ľudí vo vyššom veku, ktoré môžu byť spôsobené degeneratívnymi zmenami a ochoreniami. Vzhľadom k tomu, že boli vyberaní študenti FTVS, bolo toto kritérium automaticky splnené a nebolo potrebné ďalej zužovať výber. Všetci probandi boli bez výrazného na prvý pohľad charakteristického pohybového obmedzenia. To je opäť v súlade s použitím v praxi, pretože cieľom je sledovať normatívne parametre chôdze zdravých subjektov na základe, ktorých bude možné hodnotiť patologické prípady a odchýlky patologických prípadov od normatívnych hodnôt pre individuálne pohybové činnosti.

Experiment bol uskutočnený na väčšej vzorke probandov v celkovom počte 23 osôb. Pri vyhodnocovaní výsledkov sa ukázalo, že v pomerne veľkom množstve prípadov neposkytoval záznam dostatočne vysokú kvalitu na to, aby sme ho mohli spoľahlivo vyhodnotiť – významné časti trajektórií jednotlivých markrov neboli zaznamenané, prípadne obsahovali príliš mnoho okolitého šumu na to, aby sa dalo spoľahlivo určiť, ktorý záznam pochádza od skutočného markru a ktorý záznam je len odleskom. Pokiaľ došlo k tomu, že u niektorých probandov chýbala časť trajektórií sledovaných markerov, bola táto trajektória programom Qualisys track manager dopočítaná. Ale ak chýbala významná časť zaznamenatej trajektórie alebo bolo v zázname príliš veľké množstvo šumu, musel byť daný proband z ďalšieho skúmania v záujme objektivity vylúčený.

Výsledný počet osôb, ktorý bol použitý ku kinematickej analýze v 3D, činil 11 osôb s najkvalitnejším záznamom – tam, kde sa percento zaznamenatej trajektórie jednotlivých značiek blížilo 100 % času trvania sledovaných dvoj krokov. Tento nižší počet probandov vhodných k ďalšiemu hodnoteniu bol spôsobený nadmerným padaním značiek z povrchu tela z dôvodu ochlpenia, predovšetkým u mužov, a príliš veľkým množstvom odleskov skresľujúcich výsledky, ktoré poskytol systém Qualisys.

Dôvodom sledovania a porovnávania vyzlečených a oblečených probandov boli, možné prítomné odlišnosti parametrov chôdze. Často sa v praxi vyskytuje rozdiel chôdze pri oblečenom a vyzlečenom pacientovi. Pri praktickom sledovaní osôb a stanovení ich rozmeru sú osoby takmer vždy oblečené a ich rozmery nie je možné stanoviť presne

vzhľadom k ich oblečeniu. Preto v tomto experimente sa porovnáva stanovenie parametru chôdze a výšky tela i u osôb bez oblečenia aby bolo porovnané relatívne presné vyhodnotenie u osoby bez oblečenia s meraním nepresným u osoby oblečenej.

## **5.5 VLASTNÝ EXPERIMENT**

Meranie prebiehalo pre veľký počet probandov a časovú náročnosť počas dvoch dní v laboratóriu biomechaniky extrémnej záťaže FTVS UK. V priebehu merania mal každý proband za úlohu sa prejsť v laboratóriu za súčasného záznamu kamier pre 3D a 2D formát analýzy. Chôdza prebiehala v troch rôznych rýchlostiach, ktoré proband subjektívne považoval za pomalú, stredne rýchlu a rýchlu (čo najrýchlejšia možná chôdza probanda). Rôzne rýchlosti boli merané oddelene, aby nevznikli chyby. Možnosť behu nebola pripustená, pretože sa jedná o odlišný typ pohybu.

Spomínané rýchlosti chôdze aplikoval proband jednak v bežnom oblečení a v obuvi a jednak v spodnej bielizni naboso – pre každého probanda tak existovalo 6 rôznych situácií. Každá z týchto situácií bola zaznamenávaná dvakrát, aby sme mohli zistiť podobnosť nameraných hodnôt v dvoch rovnakých situáciách. Celkom sa dostávame na počet 12 pokusov pre každého probanda.

Dôvodom sledovania parametrov chôdze u oblečených a vyzlečených probandov bola možnosť určenia presnosti 2D a 3D merania v ich vzájomnom porovnaní.

## **5.6 ANALÝZA DÁT Z 3D MERANIA**

### **5.6.1 Úprava dát v programe Qualisys**

Po vykonaní experimentu v laboratóriu a záznamu dát vo formáte čitateľnom pre analytický program Qualisys Track Manager bolo najprv nutné spracovať všetky získané výsledky u každého probanda vrátane všetkých jednotlivých variant, ktoré sa k nemu viazali, do podoby, ktorú by bolo možné spracovať v programe Microsoft Excel 2007. Spracovanie bolo urobené tak, že boli pomenované všetky sledované markery podľa umiestnenia na tele a farebne odlíšené pre lepšiu predstavivosť a ďalšiu prácu s výsledkami experimentu. Ďalej je vhodné vymazať chybné markre, ktoré kamery zamenili za odlesky

od predmetov či prachu nachádzajúceho sa v laboratóriu. Niektoré markre neboli pre kamery viditeľné po celú dobu (napr. v dôsledku zákrytu), bolo nutné prázdne časti trajektórií dopočítať. Program Qualisys pre dopočítanie chýbajúcej trajektórie ponúka priamo funkciu, ktorá je schopná pre menšie chýbajúce úseky trajektóriu dopočítať. Po dopočítaní bolo nutné skontrolovať výsledok a uistiť sa, že novo doplnená krivka je hladká a neobsahuje žiadne ostré, neopodstatnené výkyvy, ktoré by indikovali chybu pri dopočítaní. Z dôvodu, že každý proband vykonal viac krokov počas snímania kamerami a boli sledované len dva kroky, bol zo záznamu vystrihnutý len príslušný úsek, ktorý obsahoval dva najkvalitnejšie zaznamenané kroky – teda bolo prítomné čo najviac sledovaných markrov a ich jednotlivé trajektórie sa z hľadiska pomeru zaznamenania najviac blížili 100%.

### **5.6.2 Analýza dát – dĺžka kroku výška postavy a rýchlosť chôdze**

V 3D zázname bola sledovaná dĺžka kroku, výška postavy a rýchlosť chôdze, pretože sa jedná o základné parametre, ktoré je možné pomerne ľahko matematicky popísať.

#### *Dĺžka kroku*

Výstupom z programu Qualisys je excelový súbor, v ktorom jednotlivé stĺpce reprezentujú súradnice markerov a riadky reprezentujú jednotlivé časové okamihy. Pre každý vykonaný pokus bol zostrojený graf závislosti z – súradnice päty na čase. Pomocou tohto grafu bolo určené, v akom čase boli vykonané jednotlivé kroky. Pretože predmetom záujmu bola dĺžka kroku (teda vzdialenosť medzi miestami kontaktu s podložkou), boli určené časy, v ktorých k tomuto kontaktu došlo. Na grafe bol nájdený najnižší bod príslušnej krivky. Takto boli získané tri hodnoty: (1) začiatok prvého kroku, (2) koniec prvého kroku a začiatok druhého kroku, (3) koniec druhého kroku. Pre tieto tri časové okamihy bola v nameraných dátach nájdená x- súradnica päty (pretože dĺžka kroku je meraná od päty k päte – podľa Gross (2001) a Jonák (2008)) pre tieto tri časy. Následne z týchto súradníc pomocou rozdielu medzi týmito súradnicami bolo vypočítaná dĺžka prvého kroku, respektíve druhého kroku.



### *Výška postavy*

U každého probanda bola pred záznamom pohybu zmeraná jeho výška postavy v stojí na boso. Získané údaje boli zaznamenané v tabuľke programu Microsoft Excel 2007. Počas chôdze boli v systéme Qualisys zistené súradnice (x,y,z) pre marker hlavy a päty u každého meraného probanda. Boli zaznamenané súradnice markra hlavy a markra päty vo fáze nároku na 1DK, vo fáze stoja na 1 DK a opäť vo fáze nároku na druhú DK. Výška postavy bola vypočítaná z rozdielu zaznamenaných súradníc markrov hlavy a päty vo fáze nároku na 1DK a vo fáze stoja na 1DK. Táto výška postavy bola zistená pre každú rýchlosť chôdze probanda.

### *Rýchlosť chôdze*

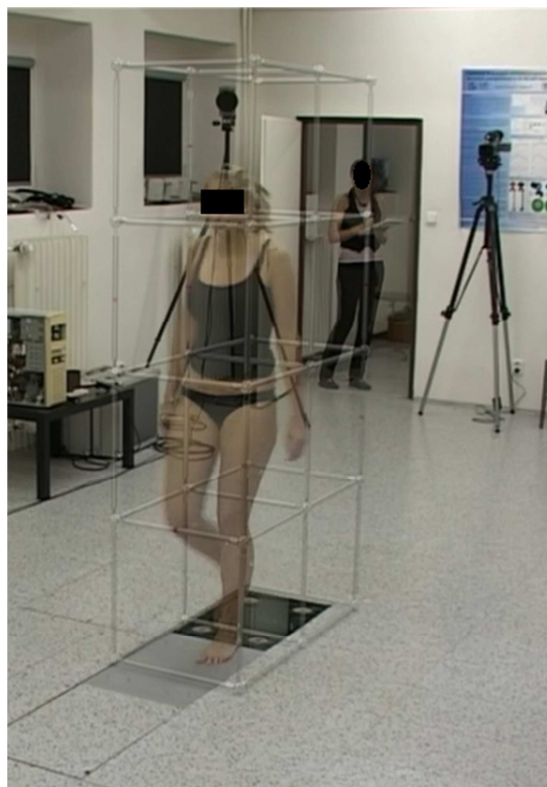
Rýchlosť chôdze bola vypočítaná zmenou úseku dráhy v jednotlivých časových intervaloch záznamu. Pre výpočet chôdze bol použitý vzorec :  $v = ( s/t )$ , kde v predstavuje rýchlosť pohybu, s – dráhu telesa - probanda , t – čas.

## **5.7 ANALÝZA DÁT 2D MERANIA**

Počas experimentu boli snímaní probandi špeciálnymi kamerami Qualysis a zároveň dvoma video kamerami. Získané 2D záznamy z dvoch videokamier boli vyhodnotené rovnakým spôsobom a postupom pre každú z nich.

Východiskom merania u každého probanda bolo to, že kamerový záber bol zastavený presne v momente, kedy mal na podlahe obe dolné končatiny (pretože v tejto fáze boli obe nohy v jednej rovine) a vo fáze stoja na jednej dolnej končatine. Z takto zastaveného záznamu bol urobený snímok. Do programu Photoshop CS5 bol vložený snímok probanda vo fáze nároku a stoja na jednej dolnej končatene spolu so snímkom kalibračnej mreže. Pomocou zníženej priehľadnosti vrchnej vrstvy bol dosiahnutý efekt „zmiešania“ týchto dvoch snímok v jeden, na ktorom bolo vidieť kontakt dolných končatín s podlahou a polohu hlavy spolu s kalibračnou mrežou (Obr. 13. a Obr. 14).

V tej chvíli bolo možné v Photoshope zistiť 2D súradnice (v pixeloch) päty dolnej končatiny v momente kontaktu s podložkou vo fáze nároku, vo fáze stoja a súradnice polohy hlavy.



Obr. 13.



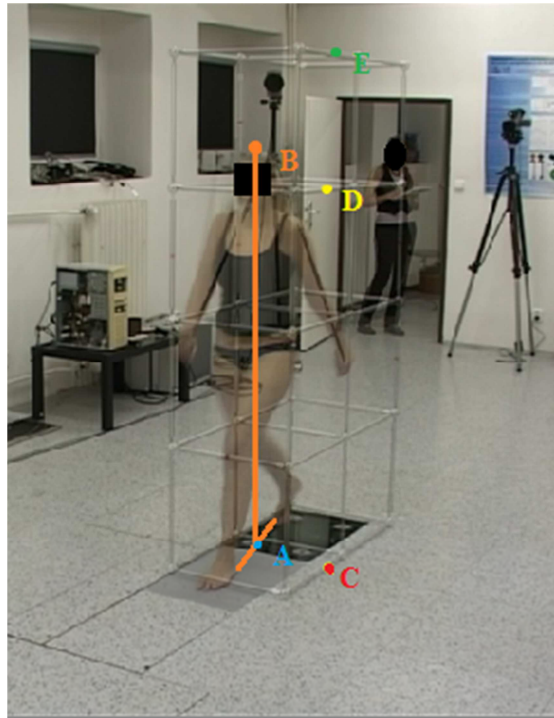
Obr. 14.

Aby sa zo vzdialeností v pixeloch získali vzdialenosti v milimetroch, bol potrebný referenčný objekt, ktorý bol na zábere vidieť a u ktorého boli známe jeho rozmery v milimetroch. Ako už bolo povedané, k tomuto účelu bol na zábere umiestnený kváder (ktorého podstava bola v kontakte s podlahou, a je teda v rovnakej rovine ako dolné

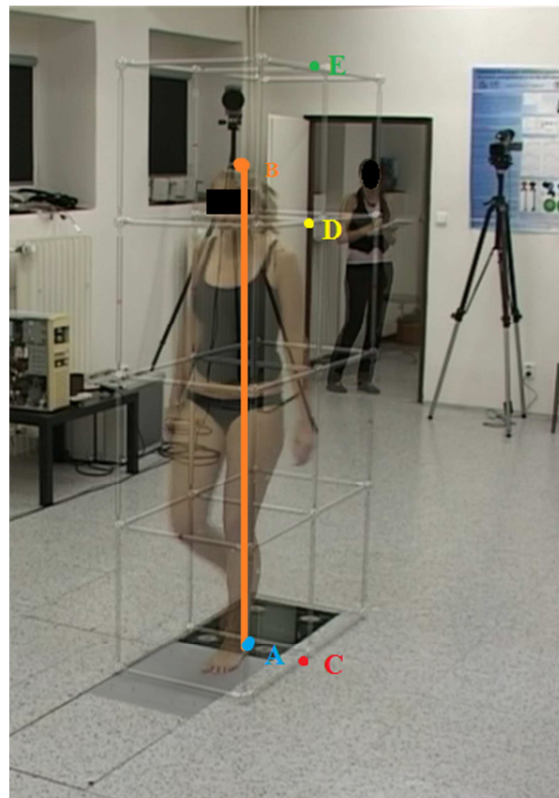
končatiny dotýkajúce sa podlahy). Aby bola dosiahnutá čo najväčšia presnosť, zábery boli vyberané tak, aby proband bol bezprostredne v blízkosti kvádra. Za normálnych okolností by kváder probandovi pri chôdzi prekážal. Preto bol experiment vykonaný bez kvádra – s tým, že kváder bol do záberu umiestnený už pred experimentom (v tejto fáze bol urobený snímok kvádra). Pretože sa kamera počas experimentu nehýbala, boli možné použiť rozmery kvádra pre prepočet parametrov u jednotlivých probandov. Údaje o kvádri boli použité pre následný prepočet. Boli zaznamenané pixelové súradnice kľúčových bodov kvádra a to bod C, D, E. Tieto body boli určené pre každého probanda individuálne v závislosti na polohe tela v kalibračnej mreže. Body C, D, E boli určené tak, aby boli v zhodné s bodmi A a B vo frontálnej rovine i sagitálnej rovine. Vzdialenosti medzi jednotlivými bodmi boli dané rozmerom kvádra: vzdialenosť medzi bodom C a D bola 1500 milimetrov, vzdialenosť medzi bodmi C a E bola 2000 milimetrov. Pretože, bola známa veľkosť týchto vzdialeností v milimetroch, bolo možné vypočítať pomer medzi vzdialenosťami v pixeloch a milimetroch pre daný segment.

Výška postavy vo fáze nároku bola určená vzdialenosťou medzi priemetom ťažiska tela do roviny podlahy - bod A, (tento bod bol definovaný ako stred spojnice medzi špičkou/ palcom zadnej dolnej končatiny a päťou prednej dolnej končatiny) a najvyšším bodom na hlave – bod B. Snímok pre toto meranie bol zachytený vo chvíli, kedy bol proband presne medzi odvíjaním zadnej dolnej končatiny od podlahy a prenášaním ťažiska na prednú dolnú končatinu – teda vo chvíli, kde je váha ťažiska rovnomerne rozložená medzi prednou a zadnou dolnou končatinou. (Obr. 15.) Pixelové súradnice oboch bodov A a B – hlavy a stred spojnice kroku boli zistené opäť v programe Photoshop. Následne boli vykonané výpočty pre získanie informácií o referenčnom kvádre.

Druhý spôsob výpočtu výšky postavy v stojnej fáze spočíva v meraní vzdialenosti medzi miestom dotyku päty dolnej končatiny s podlahou – bod A a najvyšším bodom hlavy – bod B, a to v momente, kedy je dotýkajúca sa dolná končatina vo zvislej polohe. (Obr. 16.) Výpočet výšky je analogický k prvému spôsobu merania výšky v nároku. Výsledná výška je vypočítaná v milimetroch.



Obr. 15. Výška postavy v nároku



Obr. 16. Výška postavy v stoji na jednej dolnej končatine

## 5.8 VYHODNOTENIE ZÍSKANÝCH VÝSLEDKOV 3D A 2D MERANÍM

### 5.8.1 Regresná a korelačná analýza

Pomocou štatistickej metódy regresná a korelačná analýza, bola vyhodnotená závislosť dĺžky kroku na rýchlosti, výšky postavy na rýchlosti chôdze a závislosť výšky postavy na dĺžke kroku probanda v 3D zázname. V 2D zázname bola vypočítaná zmena výšky postavy počas chôdze a následne porovnaná so zmenou výšky v 3D zázname. Opäť bolo použité štatistické porovnanie medzi nameranou výškou v 2D a 3D zázname. Navzájom boli porovnávané namerané hodnoty medzi oblečeným a vyzlečeným probandom.

Párová regresná analýza skúma lineárnu závislosť medzi dvoma kvantitatívnymi premennými (napr. hmotnosťou a výškou človeka) a je špecifickým prípadom viacnásobnej regresie.

Jednoduchá regresia odhaduje regresné koeficienty  $\beta_0$  a  $\beta_1$  v rovnici:

$$y_i = \beta_0 + \beta_1 x_i + \varepsilon_i$$

Kde:

$y_i$  – hodnota závislej premennej Y (kritéria- dĺžka krok, zmena výšky postavy) v  $i$ -tom pozorovaní

$x_i$  – hodnota nezávislej premennej X (prediktora - rýchlosť) v  $i$ -tom pozorovaní

$\beta_0$  – regresná konštanta (priesečník regresnej priamky s osou x)

$\beta_1$  – regresný koeficient (smernica regresnej priamky)

$\varepsilon_i$  – náhodná chyba  $i$ -teho pozorovania

Regresný koeficient sa interpretuje v závislosti od typu výskumu. V prípade experimentu (v ktorom sa premennou X manipuluje), vyjadruje o koľko sa zvýši očakávaná hodnota premennej Y ak sa hodnota premennej X zvýši o 1 jednotku. V prípade pozorovacej štúdie sa koeficient interpretuje ako očakávaný rozdiel hodnôt premennej Y dvoch pozorovaní, ktorých hodnota premennej X sa líši o jednu jednotku.

Sila závislosti dĺžky kroku a zmeny výšky postavy na rýchlosti bola určená korelačnou analýzou. Korelačná analýza úzko súvisí s regresnou analýzou. Na rozdiel od regresnej analýzy, v ktorej popisujeme priebeh závislosti vysvetľovanej premennej od vysvetľujúcej premennej, korelačná analýza hodnotí intenzitu tejto závislosti. Na

posúdenie tejto intenzity uplatňujeme štatistické metódy a postupy. Výsledkom korelačnej analýzy je číslo - korelačná charakteristika. Koeficient korelácie nadobúda hodnoty z intervalu  $\langle -1,1 \rangle$ . Pre koeficient korelácie  $\rho$  platí:

- ak  $\rho = 0$ , premenné  $X$  a  $Y$  nie sú lineárne závislé,
- ak  $\rho > 0$ , medzi premennými  $X$  a  $Y$  je priamy lineárny vzťah,
- ak  $\rho < 0$ , medzi premennými  $X$  a  $Y$  je nepriamy lineárny vzťah.

Znamienko koeficienta korelácie určuje smer závislosti a jeho absolútna hodnota určuje silu závislosti. Čím viac je absolútna hodnota bližšie k 1, tým je závislosť silnejšia. Ak sa koeficient korelácie rovná 1 alebo -1, ide o úplnú korelácia, ak je nulový, ide o lineárnu nezávislosť premenných  $X$  a  $Y$ . Koeficient korelácie je nezávislý od mernej jednotky (Šoltés, 2008).

## 6 VÝSLEDKY

### 6.1 VÝSLEDKY 3D KINEMATICKEJ ANALÝZY

#### 6.1.1 Zúženie vzorku

Na základe postupu pri výbere kvalitných záznamov, spomenutého v predchádzajúcej kapitole, boli odstránení probandi, u ktorých došlo k odstráneniu veľkého počtu markrov. Vďaka už spomenutému problému dopadávania a splývania markrov ostalo 11 osôb s pomerne kvalitnými výsledkami. Nasledujúce kapitoly sa preto zaoberajú výhradne týmito jedenástimi probandami.

#### 6.1.2 Dĺžka kroku u oblečeného probanda

Prvým dôležitým meraným kritériom je dĺžka kroku. U sledovaných probandov bola skúmaná závislosť dĺžky kroku na rýchlosti. Získané dáta boli vyhodnotené štatisticky pomocou regresnej a korelačnej analýzy v programe Statgraphics. Ako závislá premenná bola zvolená premenná dĺžka kroku (Y) a ako nezávislá premenná bola zvolená premenná rýchlosť (X). Údaje o dĺžke kroku a rýchlosti u vybraného oblečeného probanda sú znázornené v tabuľke č. 1.

	dĺžka kroku [m]	rýchlosť [m/s]
pomalá chôdza	0,528	0,7432
stredná chôdza	0,6791	1,2241
rýchla chôdza	0,8043	1,9139

Tabuľka č.1 Záznam dĺžky kroku a rýchlosti pri rôznych rýchlostiach chôdze u oblečeného probanda

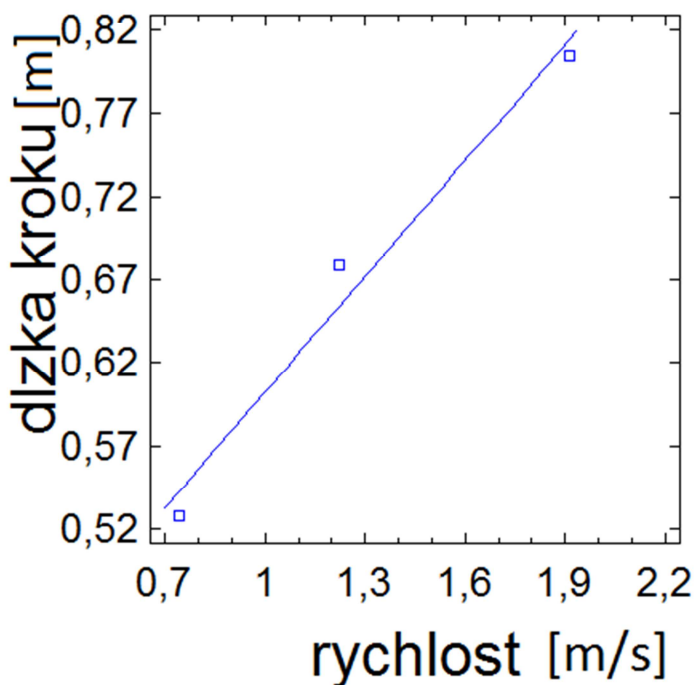
	Koeficient
Odhad regresnej konštanty	0,3700
Odhad regresného koeficienta	0,2322

Tabuľka č. 2 Odhad koeficientov u oblečeného probanda

Regresná priamka môže byť vyjadrená v tomto tvare :

$$\hat{y}_i = 0,3700 + 0,2322x_i$$

Z vypočítaných koeficientov odhadu vyplýva, že ak by bola rýchlosť nulová, dĺžka kroku by sa predĺžila približne o 0,37m, čo je nereálne. V tomto prípade nám odhad regresnej konštanty udáva informácie o polohe regresnej priamky, ktorá je zobrazená v grafe č.1. Regresný koeficient nám hovorí, ak by sa rýchlosť chôdze zvýšila o jeden m/s, dĺžka kroku by sa predĺžila o 0,2322m.



Graf. č.1 Závislosť dĺžky kroku na rýchlosti chôdze u oblečeného probanda

Sila závislosti dĺžky kroku na rýchlosti chôdzi bola vyjadrená pomocou koeficientu korelácie v programe Statgraphics. Jeho vypočítaný odhad u vybraného oblečeného probanda je 0,9877. To znamená, že medzi dĺžkou kroku a rýchlosťou chôdze je priama lineárna silná závislosť.



### 6.1.3 Dĺžka kroku u vyzlečeného probanda

Ako závislá premenná bola zvolená premenná dĺžka kroku (Y) a ako nezávislá premenná bola zvolená premenná rýchlosť (X). Údaje o dĺžke kroku a rýchlosti u vybraného vyzlečeného probanda sú znázornené v tabuľke č. 3

	dĺžka kroku [m]	rýchlosť [m/s]
pomalá chôdza	0,6433	1,1042
stredná chôdza	0,7692	1,3216
rýchla chôdza	0,8046	1,5983

Tabuľka č. 3 Záznam dĺžky kroku a rýchlosti pri rôznych rýchlostiach chôdze u vyzlečeného probanda

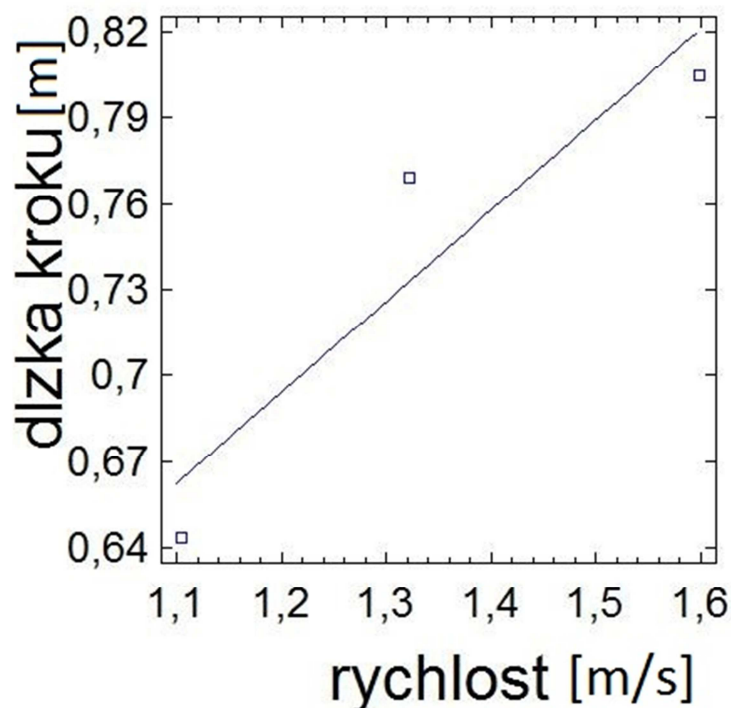
	Koeficient
Odhad regresnej konštanty	0,3130
Odhad regresného koeficienta	0,3175

Tabuľka č. 4 Odhad koeficientov u vyzlečeného probanda

Regresná priamka môže byť vyjadrená v tomto tvare :

$$\hat{y}_i = 0,3130 + 0,3175x_i$$

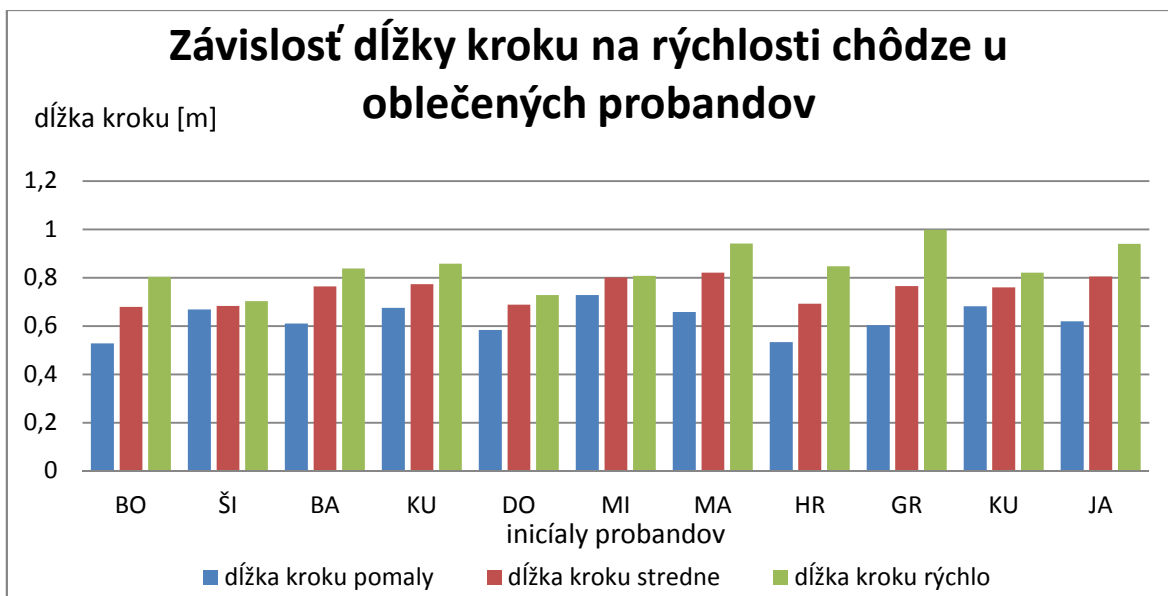
Z vypočítaných koeficientov odhadu vyplýva, že ak by bola rýchlosť nulová, dĺžka kroku by sa predĺžila približne o 0,313 m, čo je nereálne. V tomto prípade nám odhad regresnej konštanty udáva informácie o polohe regresnej priamky, ktorá je zobrazená v grafe č.2. Regresný koeficient nám hovorí, ak by sa rýchlosť chôdze zvýšila o jeden m/s , dĺžka kroku by sa predĺžila o 0,3175 m.



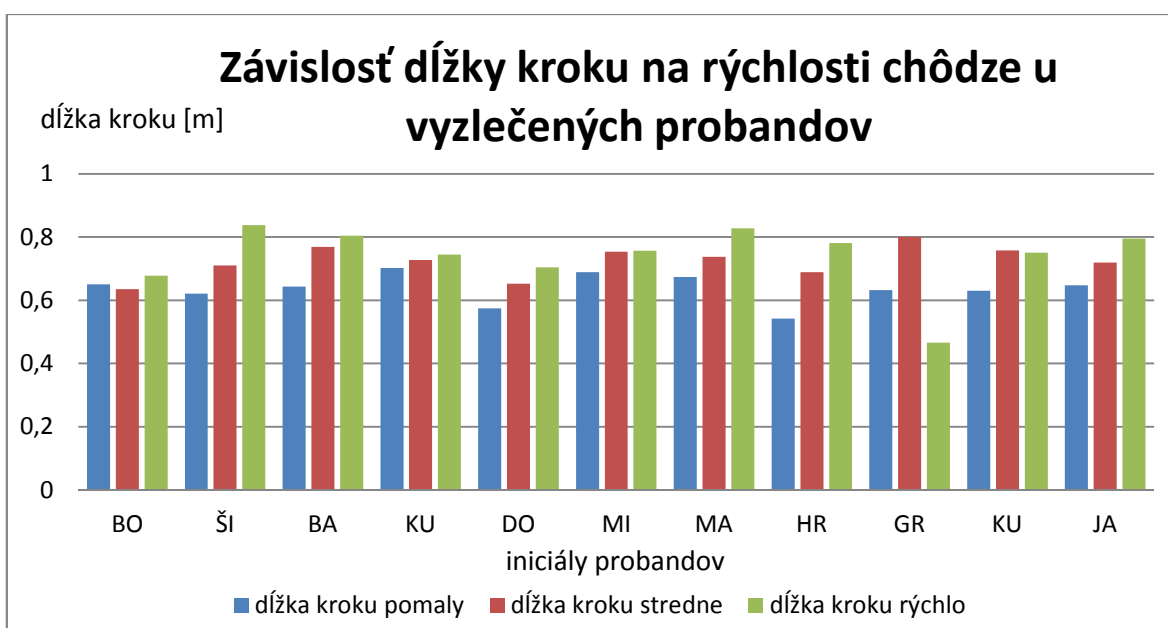
Graf č. 2 Závislosť dĺžky kroku na rýchlosti chôdze u vyzlečeného probanda

Sila závislosti dĺžky kroku na rýchlosti chôdzi u vybraného vyzlečeného probanda bola vyjadrená pomocou koeficientu korelácie v programe Statgraphics. Jeho vypočítaný odhad je 0,9277. To znamená, že medzi dĺžkou kroku a rýchlosťou chôdze je priama lineárna silná závislosť.

Štatistické vyhodnotenie závislosti dĺžky kroku na rýchlosti chôdze bolo urobené pre každého probanda s oblečením a bez oblečenia. V grafe č. 3 je znázornená závislosť dĺžky kroku na rýchlosti chôdze u oblečených probandov, ktorá sa štatistickým vyhodnotením potvrdila u každého probanda. Z toho vyplýva, že pri vyššej rýchlosti chôdze sa zväčšuje dĺžka kroku. Ten istý výsledok bol dokázaný aj pri skúmaní závislosti dĺžky kroku na rýchlosti chôdze u vyzlečených probandov, ktorý je znázornený na grafe č.4.



Graf. č.3



Graf. č.4

Hodnoty dĺžok krokov pri jednotlivých stupňoch rýchlosti chôdze u oblečených a vyzlečených probandov sa líšili. Dôvodom, prečo je to tak je fakt, že proband pri meraní napr. pomalej chôdze v oblečení pravdepodobne nešiel rovnako veľkou rýchlosťou ako bez oblečenia. Hodnoverné porovnanie výsledkov dĺžky kroku pri jednotlivých stupňoch rýchlosti by bolo, ak by oblečený proband išiel rovnako veľkou rýchlosťou ako v prípade bez oblečenia. Záverom tohto porovnania oblečených a vyzlečených probandov je možné

konštatovať, že bolo dokázaná závislosť dĺžky kroku na rýchlosti chôdze v oboch prípadoch.

Priemerná hodnota rýchlosti chôdze pre všetkých sledovaných oblečených a vyzlečených probandov pre pomalú chôdzu predstavovala 1,03 m/s, pre stredne rýchlu chôdzu 1,4 m/s a pre rýchlu chôdzu bola hodnota 1,82 m/s.

#### 6.1.4 Zmena výšky postavy pri chôdzi u oblečeného probanda

Ďalším dôležitým meraným kritériom je zmena výšky postavy. U sledovaných probandov sme skúmali závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze. Získané dáta boli opäť vyhodnotené štatisticky pomocou regresnej a korelačnej analýzy v programe Statgraphics. Ako závislá premenná bola zvolená premenná zmena výšky postavy (Y) a ako nezávislá premenná bola zvolená premenná rýchlosť (X). Zmena výšky postavy počas chôdze bola vypočítaná rozdielom výšky postavy vo fáze stoja a priemerom dvoch výšok vo fáze nároku. Údaje o zmene výšky postavy a rýchlosti chôdze u vybraného oblečeného probanda sú znázornené v tabuľke č. 5.

	zmena výšky postavy [m]	rýchlosť [m/s]
pomalá chôdza	0,0086	0,7432
stredná chôdza	0,02755	1,2241
rýchla chôdza	0,0341	1,9139

Tabuľka č. 5 Záznam zmeny výšky postavy a rýchlosti pri rôznych rýchlostiach chôdze u oblečeného probanda

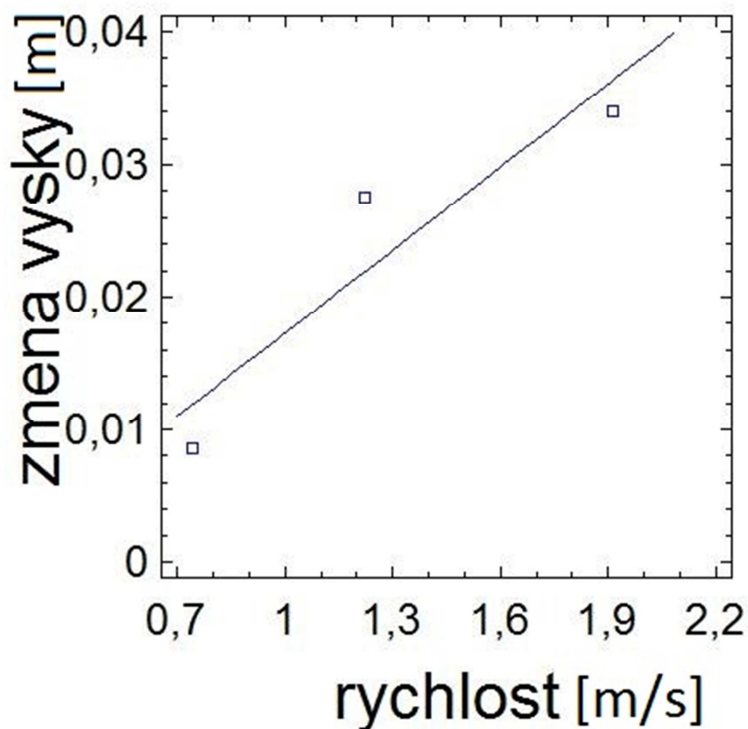
	Koeficient
Odhad regresnej konštanty	-0,0036
Odhad regresného koeficientu	0,0209

Tabuľka č. 6 Odhad koeficientov u oblečeného probanda

Regresná priamka môže byť vyjadrená v tomto tvare :

$$\hat{y}_i = -0,0036 + 0,0209x_i$$

Z vypočítaných koeficientov odhadu vyplýva, že ak by bola rýchlosť nulová, zmena výšky postavy by sa znížila približne o 0,0036m, čo je nereálne. V tomto prípade nám odhad regresnej konštanty udáva informácie o polohe regresnej priamky, ktorá je zobrazená v grafe č.5. Regresný koeficient nám hovorí, ak by sa rýchlosť chôdze zvýšila o jeden m/s , zmena výšky postavy by sa predĺžila o 0,0209m.



Graf č. 5 Závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze u oblečeného probanda

Sila závislosti zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdzi u vybraného oblečeného probanda bola vyjadrená pomocou koeficientu korelácie v programe Statgraphics. Jeho vypočítaný odhad je 0,9300. To znamená, že medzi dĺžkou kroku a rýchlosťou chôdze je priama lineárna silná závislosť.

### 6.1.5 Zmena výšky postavy pri chôdzi u vyzlečeného probanda

Ako závislá premenná bola zvolená premenná zmena výšky postavy (Y) a ako nezávislá premenná bola zvolená premenná rýchlosť (X). Údaje o zmene výšky postavy a rýchlosti u vybraného vyzlečeného probanda sú znázornené v tabuľke č. 7.

	zmena výšky postavy [m]	rýchlosť [m/s]
pomalá chôdza	0,0301	1,1347
stredná chôdza	0,02335	1,4
rýchla chôdza	0,0481	1,6734

Tabuľka č. 7 Záznam zmeny výšky postavy a rýchlosti pri rôznych rýchlostiach chôdze u vyzlečeného probanda

	Koeficient
Odhad regresnej konštanty	-0,0134
Odhad regresného koeficientu	0,0337

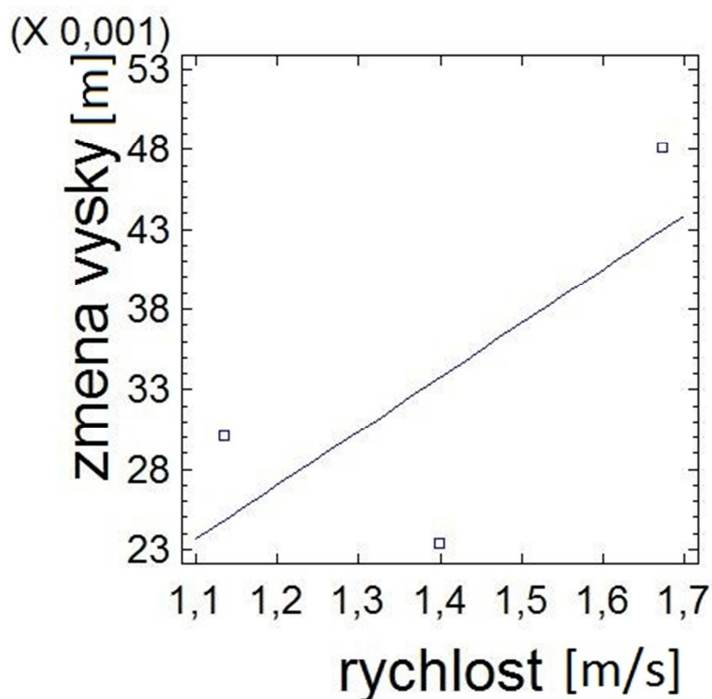
Tabuľka č. 8 Odhad koeficientov u vyzlečeného probanda

Regresná priamka môže byť vyjadrená v tomto tvare :

$$\hat{y}_i = -0,0134 + 0,0337x_i$$

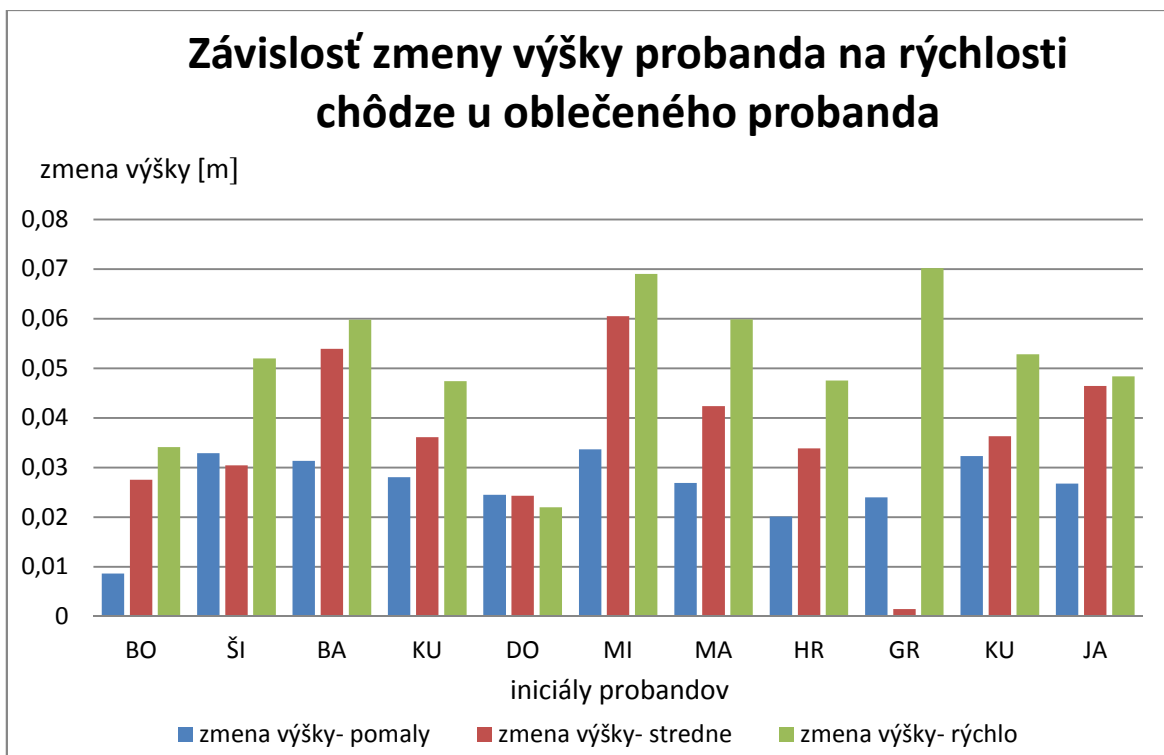
Z vypočítaných koeficientov odhadu vyplýva, že ak by bola rýchlosť nulová, zmena výšky postavy by sa znížila približne o 0,0134m, čo je nereálne. V tomto prípade nám odhad regresnej konštanty udáva informácie o polohe regresnej priamky, ktorá je zobrazená v grafe č.6. Regresný koeficient nám hovorí, ak by sa rýchlosť chôdze zvýšila o jeden m/s , zmena výšky postavy by sa predĺžila o 0,0337m.

Sila závislosti zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdzi u vybraného vyzlečeného probanda bola vyjadrená pomocou koeficientu korelácie v programe Statgraphics. Jeho vypočítaný odhad je 0,7059. To znamená, že medzi dĺžkou kroku a rýchlosťou chôdze je priama lineárna pomerne silná závislosť.

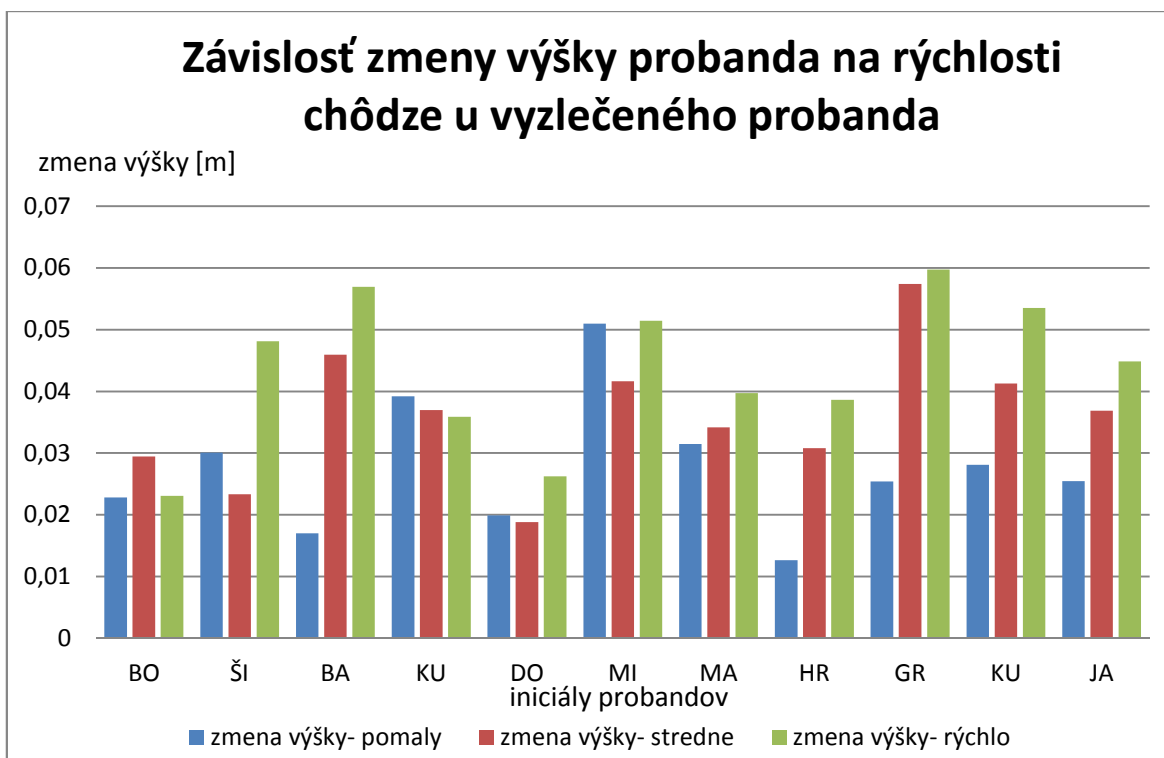


Graf. č. 6 Závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze u vyzlečeného probanda

Pre zmenu výšky postavy v závislosti na rýchlosti chôdze bolo opäť urobené štatistické vyhodnotenie tejto závislosti pre každého probanda s oblečením a bez oblečenia. V grafe č. 7 je znázornená závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze u oblečených probandov navzájom. Skúmaná závislosť sa štatistickým vyhodnotením potvrdila takmer u každého oblečeného probanda s výnimkou u dvoch probandov. Táto výnimka mohla vzniknúť nepresnosťou merania. Preto môžeme s 89% istotou tvrdiť, že pri vyššej rýchlosti chôdze sa zväčšuje zmena výšky sledovanej postavy. To znamená, že pri chôdzi vyššej rýchlosti sa rozdiel medzi stojnou a náčrokovou fázou zväčšuje. Z grafu je vidieť, že pri najvyššej rýchlosti chôdze je rozdiel výšok postavy v stoji a náčroku najväčší. Podobný výsledok bol dokázaný aj pri skúmaní závislosti zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze u vyzlečených probandov, ktorý je znázornený na grafe č.8. U siedmych vyzlečených probandov z 11 bolo dokázané, že zmena výšky postavy závisí na zvyšujúcej sa rýchlosti chôdze. Toto tvrdenie je platné v miere 63%.



Graf č. 7



Graf č. 8

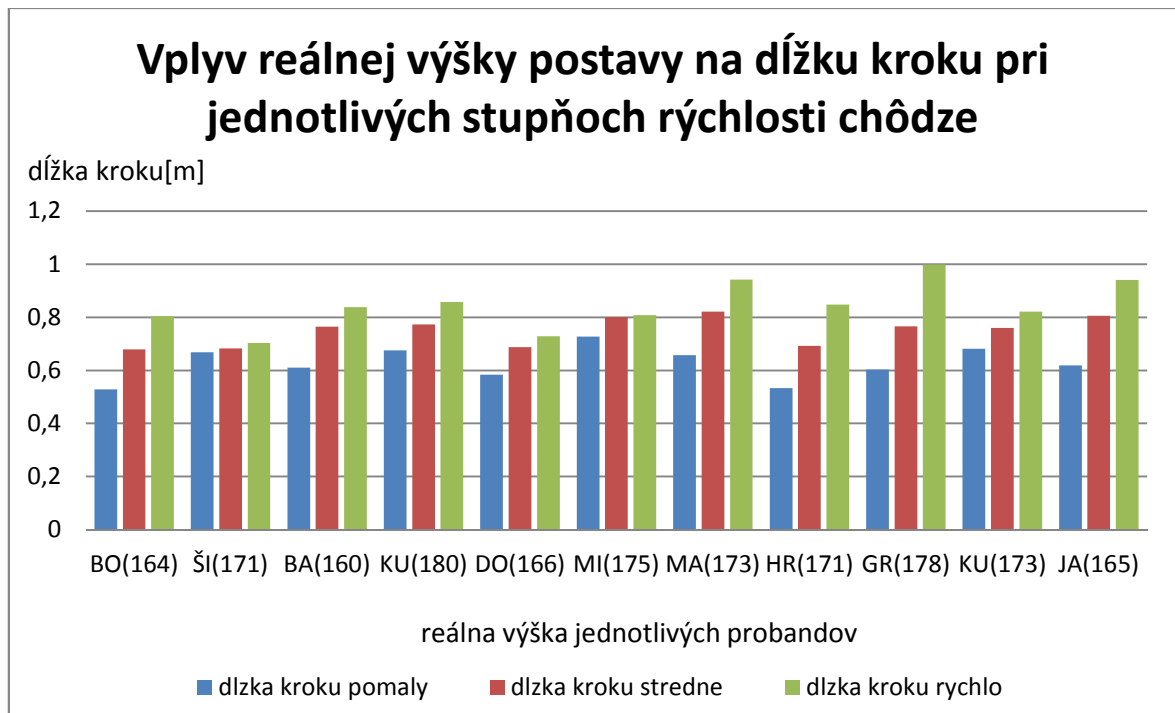


Z výsledkov bolo zistené, že zmena výšky postavy je závislá na rýchlosti chôdze u vyzlečených aj oblečených probandov.

Pri vzájomnom porovnaní zmeny výšky postavy pri jednotlivých stupňoch rýchlosti chôdze boli zistené rozdielne zmeny výšok postavy pri oblečených a vyzlečených probandoch. Zmena výšky bola opäť individuálna kvôli tomu, že proband nešiel rovnako veľkou rýchlosťou (napr. pri pomalej chôdzi) v oblečení a bez oblečenia, tak ako to bolo v prípade závislosti dĺžky kroku na rýchlosti chôdze.

### **6.1.6 Vplyv reálnej výšky postavy na dĺžku kroku**

Štatistickým vyhodnotením vplyvu reálnej výšky postavy na dĺžku kroku bolo zistené, že so stúpajúcou rýchlosťou chôdze sa zväčšuje dĺžka kroku. (Graf č. 9) Pomocou koeficientu korelácie pre závislosť reálnej výšky postavy (premenná X) na dĺžke kroku (premenná Y) bola zistená nezávislosť týchto dvoch premenných. Pri vzájomnom porovnaní jednotlivých probandov sa zistilo, že dĺžka kroku je individuálna pri jednotlivých zmenách rýchlosti chôdze. Z grafu je možné vidieť, že u niektorých probandov nižšej výšky (napr. JA – 165cm) je dĺžka kroku pri pomalej rýchlosti väčšia ako u vyššieho probanda (napr. KU – 173cm). Ale pri vyššej rýchlosti nižšieho probanda (JA) bolo zistené, že dĺžka jeho kroku je väčšia ako u vyššieho probanda (KU). Vplyv reálnej výšky postavy na dĺžku kroku nebol dokázaný. Dôvodom tohto zistenia, môžu byť individuálne rozmerové odlišnosti jednotlivých častí tela napr. dĺžka dolných končatín.



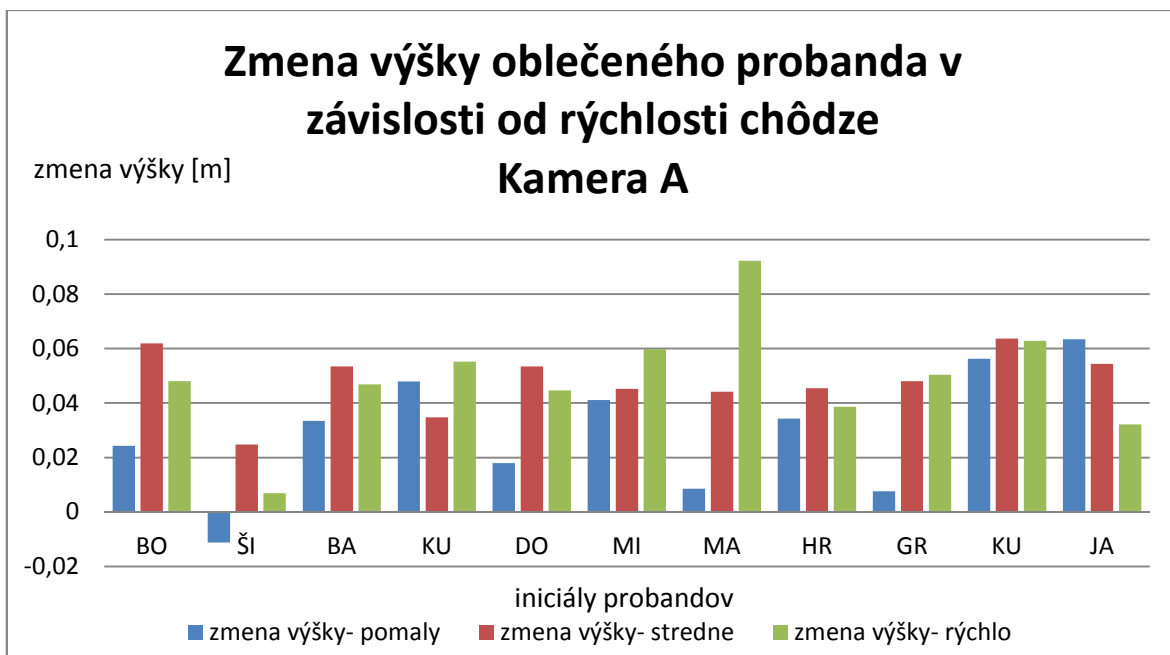
Graf č. 9

## 6.2 VÝSLEDKY 2D KINEMATICKEJ ANALÝZY

### 6.2.1 Závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze

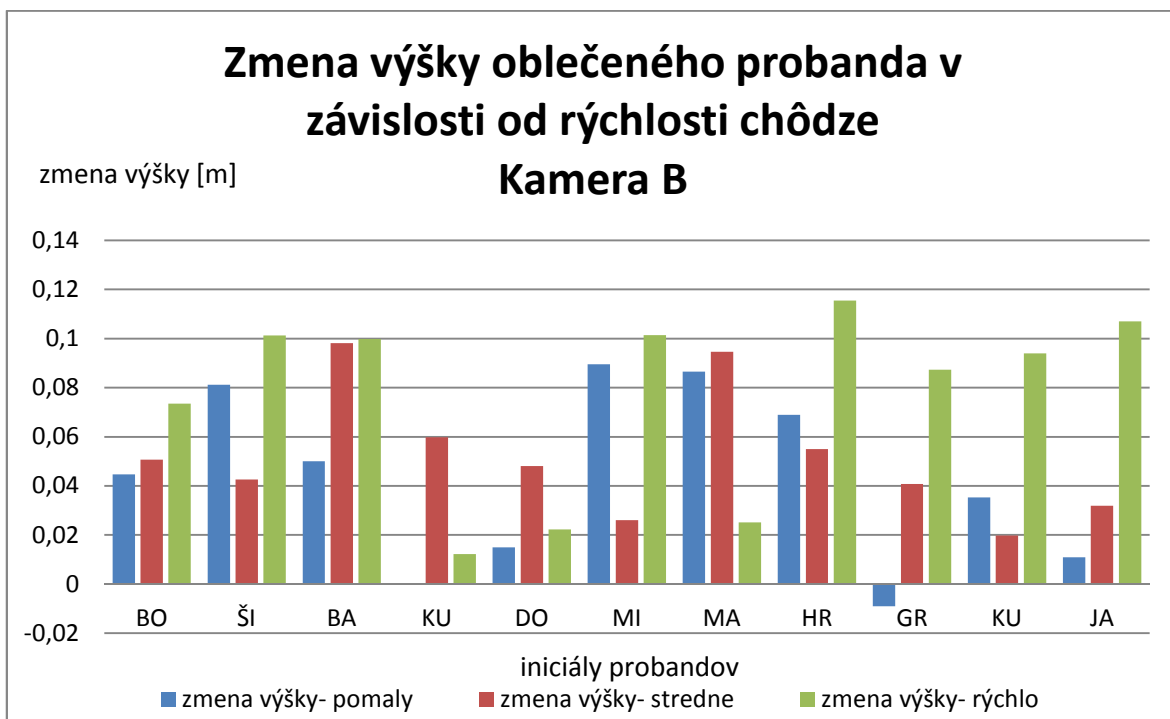
V časti zameranej na 3D analýzu bolo zistené, že študované parametre dĺžka kroku a zmena výšky postavy závisia na rýchlosti chôdze, ale reálna výška postavy nemá vplyv na dĺžku kroku. V 2D analýze bude sledovaná zmena výšky postavy počas chôdze závislej na rýchlosti a ich vzájomné porovnanie v 2D a 3D meraní a porovnanie nameranej reálnej výšky postavy v stoji s výškami zaznamenanými v stoji pri 2D a 3D meraní.

V tejto časti experimentu sa použili záznamy z dvoch video kamier. Kamera A snímala probanda počas chôdze zozadu a kamera B spredu. Analýzou dát získaných z týchto kamier sa vzájomným porovnaním vyhodnotila závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti u oblečených a vyzlečených probandov. Získané údaje z kamery A sú uvedené v grafe č. 10.



Graf č. 10

Zo získaných údajov 2D merania kamerou A je vidieť rôznorodú zmenu výšky postavy pri jednotlivých rýchlostiach chôdze. Zmena výšky postavy v závislosti od rýchlosti chôdze bola zistená len u štyroch probandov z celkového počtu. Výsledky získané zo snímania kamerou B sú uvedené v grafe č. 11.

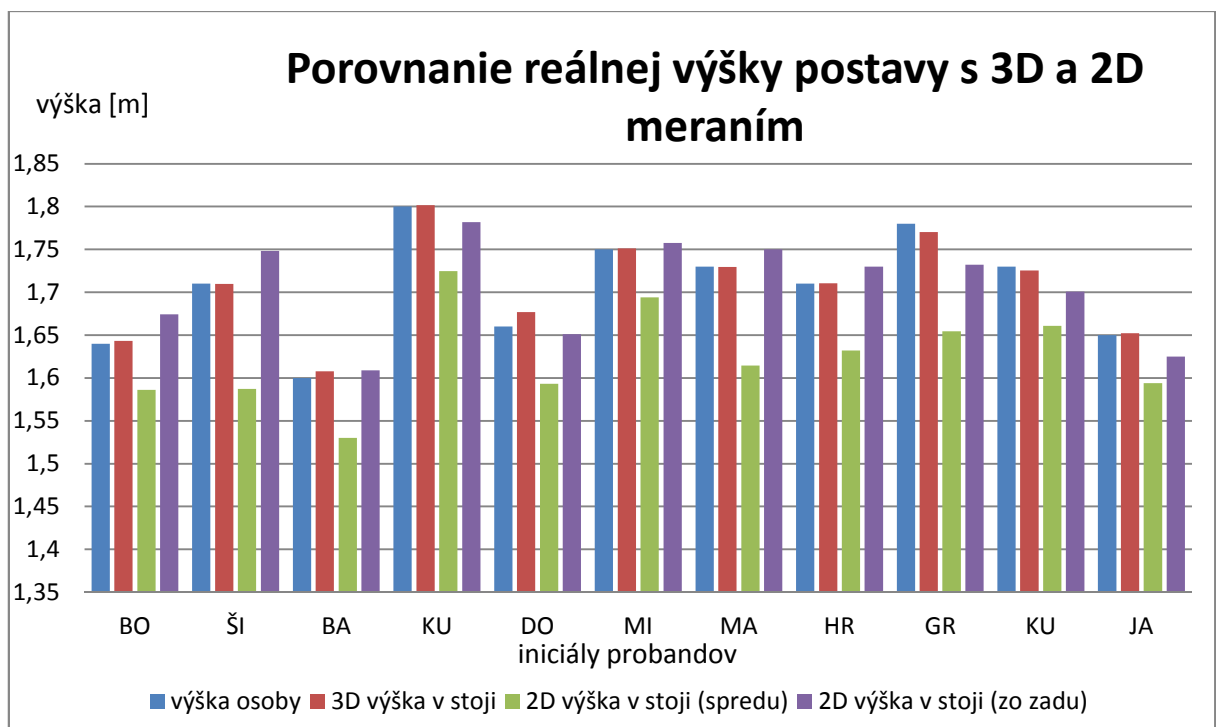


Graf č. 11

Z uvedených výsledkov je vidieť, že závislosť zmeny výšky postavy od rýchlosti chôdze sa potvrdila opäť len u 4 probandov z celkového počtu. Títo probandi sa nezhodujú s probandami snímanými kamerou A.

Vzájomným porovnaním výsledkov 3D merania s výsledkami 2 D merania pri skúmaní zmeny výšky postavy v závislosti na rýchlosti bola dokázaná závislosť len pri 3D meraní. Tento fakt mohol byť spôsobený nepresnosťou, chybným meraním a neskúsenosťou pozorovateľa.

Porovnanie reálnej výšky postavy s nameranými výškami postavy v 2D a 3D meraní sú uvedené v grafe č. 12. Z grafu vyplýva, že výška zaznamenaná 3D meraním sa viac približuje k reálnej výške postavy ako výška zaznamenaná 2D meraním. Pri 2D meraní došlo k veľkým nepresnostiam. Z toho dôvodu by sa dalo konštatovať, že 3D meranie je presnejšie ako 2D meranie.



Graf č. 12

		oblečený		
iniciály probanda	výška osoby [m] 100%	rozdiel výšky v stojí 3D[%]	rozdiel výšky v stojí (spredú) 2D [%]	rozdiel výšky v stojí (zo zadu) 2D [%]
BO	1,64	0	3,65	1,82
ŠI	1,71	0,59	7,6	1,75
BA	1,6	0	4,37	0
KU	1,8	0	4,44	1,11
DO	1,66	0,6	4,21	0,6
MI	1,75	0	3,42	0
MA	1,73	0,58	6,93	1,15
HR	1,71	0	4,67	0,58
GR	1,78	0,57	7,3	2,8
KU	1,73	0,58	4,04	1,73
JA	1,65	0	3,63	1,81
priemer chyby [%]	-	0,26	4,93	0,25

Tabuľka č. 10 Percentuálne hodnoty rozdielov výšok v 3D a 2D meraní u oblečených probandov

		vyzlečený		
iniciály probanda	výška osoby [m] 100%	rozdiel výšky v stojí 3D[%]	rozdiel výšky v stojí (spredú) 2D [%]	rozdiel výšky v stojí (zo zadu) 2D [%]
BO	1,64	0	6,7	1,21
ŠI	1,71	0,58	5,84	0
BA	1,6	1,25	6,87	1,25
KU	1,8	1,66	5	0,55
DO	1,66	0	4,21	1,2
MI	1,75	1,14	4,57	1,71
MA	1,73	1,15	6,93	1,15
HR	1,71	1,16	5,26	0
GR	1,78	1,68	6,17	1,68
KU	1,73	1,15	4,62	0,57
JA	1,65	0,6	6,06	1,21
priemer chyby [%]	-	0,94	5,66	0,53

Tabuľka č. 11 Percentuálne hodnoty rozdielov výšok v 3D a 2D meraní u vyzlečených probandov

Pri sledovaní a porovnaní nameraných výšok v 2D a 3D meraní s reálnou výškou pri vyzlečených a oblečených probandoch bolo zistené, že najväčšie percentuálne odchýlky od reálnej výšky boli získané v 2D zázname a to pri snímaní spredú – kamerou B. Hodnoty rozdielov výšok pri oblečených a vyzlečených probandoch sú zaznamenané v tabuľkách č. 9 a č.10. Rozdiel výšky postavy v 2D zázname snímaného kamerou B pri oblečenom probandovi bol 4,93% od reálnej výšky a u vyzlečeného probanda činil 5,66%.

Pri 3D zázname a 2D zázname snímaného kamerou zozadu – kamera A, boli odchýlky od reálnej výšky podstatne menšie. Hodnoty u oblečených a vyzlečených

probandov sa pohybovali v rozhraní od 0,25% - 0,94% od reálnej výšky probanda. Z tohto výsledku možno usúdiť, že k nepresnostiam merania pravdepodobne došlo pri snímaní kamerou spredu – kamera B. Toto skreslenie bolo pravdepodobne spôsobené rozdielnou výškou postavenia kamery A a B a uhlom snímania záznamu. Toto odlišné postavenie kamier sa premietlo do skresleného odčítania pixelových súradníc z 2D záznamu pre oblečených aj vyzlečených probandov.

Pri vzájomnom porovnaní percentuálnych odchýlok od reálnej výšky oblečených a vyzlečených probandov bolo zistené, že odchýlky sú menšie u oblečených probandoch. Bolo predpokladané, že odchýlky od reálnej výšky budú menšie v prípade u vyzlečených probandov z dôvodu väčšej presnosti merania. V tomto prípade meraním vyšiel výsledok opačne. Dôvodom tohto výsledku môže byť fakt, že výška oblečených probandov bola snímaná v obuvi. Výška obuvi u oblečených probandov predstavovala cca 2cm. Výška reálnej postavy a u probandov vyzlečených bola meraná bez obuvi. Preto je možné, že obuv u oblečených probandov spôsobila, že percentuálne odchýlky u oblečených probandov sú v porovnaní s vyzlečenými menšie.

## **7 DISKUSIA**

### **7.1 DISKUSIA K VÝSLEDKOM 3D ANALÝZY**

#### **7.1.1 Dĺžka kroku**

Prvým hlavným poznatkom z 3D kinematickej analýzy bolo, že dĺžka kroku závisí na rýchlosti chôdze človeka. U sledovaných oblečených aj vyzlečených probandov, bola táto skúmaná závislosť štatisticky dokázaná. Štatistickým záverom sa potvrdila silná lineárna závislosť dĺžky kroku na rýchlosti chôdze tak ako u oblečených tak aj u vyzlečených probandov. Táto závislosť bola potvrdená u každého sledovaného probanda ako je vidno na grafe č.3 a č.4. Jedná sa teda o presný výsledok, ktorý bol definovaný ako potvrdzujúci prvú časť hypotézy č. 1, že rýchlosť chôdze má vplyv na dĺžku kroku. Vzájomné porovnanie dĺžky kroku probandov oblečených a vyzlečených pre pomalú chôdzu, stredne rýchlu a rýchlu chôdzu ukázalo výsledky, že hodnoty dĺžky krokov sa medzi jednotlivými probandami líšili. Dôvodom tejto odlišnosti je fakt, že proband pri meraní napr. pomalej chôdze v oblečení pravdepodobne nešiel rovnako veľkou rýchlosťou ako bez oblečenia. Hodnoverné porovnanie výsledkov dĺžky kroku pri jednotlivých stupňoch rýchlosti by bolo, ak by oblečený proband išiel rovnako veľkou rýchlosťou ako v prípade bez oblečenia.

#### **7.1.2 Zmena výšky postavy**

Ďalším kritériom skúmanie 3D kinematickej analýzy bola zmena výšky postavy závislej na rýchlosti chôdze oblečených a vyzlečených probandov. Štatisticky bolo dokázané, že zmena výšky postavy má silnú lineárnu závislosť na rýchlosti chôdze u oblečených probandov – graf. č. 7. U vyzlečených probandov bola sila závislosti nižšia. U oboch vzájomných pozorovaniach oblečených a vyzlečených probandov sa závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze potvrdila. Bolo zistené, že so zvyšujúcou sa rýchlosťou chôdze sa zvyšuje rozdiel výšok medzi stojnou a nákrokovou fázou cyklu. Týmto výsledkom bola potvrdená druhá časť hypotézy č.1, a to, že rýchlosť chôdze má vplyv na zmenu výšky postavy. Zo vzájomného porovnania oblečených a vyzlečených

probandov pri rôznych rýchlostiach chôdze, bolo zistené, že oblečenie nemá vplyv na zmenu výšky postavy pri meniacej sa rýchlosti.

### **7.1.3 Vplyv reálnej výšky postavy na dĺžku kroku**

U sledovania tohto parametru a následným štatistickým vyhodnotením bolo opäť dokázané, že so zvyšujúcou sa rýchlosťou chôdze sa zväčšuje dĺžka kroku. Zistením vplyvu reálnej výšky postavy na dĺžku kroku vzájomným porovnaním jednotlivých probandov medzi sebou – graf. č. 9, bolo zistené, dĺžka kroku je individuálna pri jednotlivých zmenách rýchlosti chôdze. Týmto poznatkom sa hypotéza č. 2 nepotvrdila, teda, veľkosť meranej osoby nemá vplyv na dĺžku jeho kroku. Dôvodom môžu byť individuálne rozmerové odlišnosti jednotlivých štruktúr tiel probandov. Toto zistenie potvrdzuje tvrdenie Bernsteina (1984), že rozdiely medzi jednotlivými ľuďmi sú často spôsobené odchýlkami v štruktúre alebo vo funkcii biologickým systémov.

Zo získaných výsledkov taktiež vyplýva prítomnosť intraindividuálnej variability, ktorú popisuje Newel a spol. (2012,2013), že variabilita je súčasťou všetkých úrovní organizácie pohybu ako medzi jednotlivcami, tak aj i jednej osoby.

## **7.2 DISKUSIA K VÝSLEDKOM 2D ANALÝZY**

2D analýza bola vykonávaná kvôli tomu, aby bolo možné zistiť, nakoľko sú porovnateľné výsledky z takejto analýzy oproti výsledkom 3D analýzy, pretože bez takejto informácie by nebolo možné 2D analýzu v praxi uplatňovať a spoľahnúť sa ňu.

Z výsledkov získaných 2D analýzou vyplynulo, že závislosť zmeny výšky postavy od rýchlosti sa objavila len 4 probandov z celkového počtu 11, čo je 36% so vzájomným porovnaním výsledkov s 3D meraním. Táto istá závislosť sledovaná u 3D merania sa potvrdila u každého probanda. V 2D meraní boli zistené rôzne výsledky pri sledovaní s kamerou zozadu – kamera A a kamerou spredu – kamera B, znázornené na grafoch č. 10 a 11. Tento rozdiel mohol vzniknúť nerovnakým postavením a snímaním oboch kamier. Rozdiel medzi kamerou A a kamerou B bol vo výške umiestnenia a uhlu snímania jednotlivých probandov. Taktiež mohol tento rozdiel vzniknúť nepresnosťou



v opísaní 2D súradníc spôsobených skreslením pohľadu. Dôvodom môže byť, že výsledky sa počítali pre tri rýchlosti oddelene od seba. Toto rozdelenie je ovplyvnené subjektivitou jednotlivých probandov. Každý bude mať inú predstavu o tom, čo znamená „pomalá chôdza“, „stredne rýchla chôdza“ a „rýchla chôdza“. Pre spresnenie by opäť bolo nutné nejakým spôsobom zaistiť, aby probandi chodili objektívne rovnakou rýchlosťou.

Pri skúmaní a porovnaní reálnej výšky s nameranými výškami postavy v stojí v 2D a 3D zázname boli zistené rozdielne výšky – graf č. 12. Pri 2D meraní došlo k veľkým nepresnostiam. Výška zaznamenaná 3D meraním bola svojimi hodnotami veľmi blízko k hodnotám reálnej výšky probanda. Pri sledovaní percentuálnych rozdielov výšky snímanej 3D a 2D meraním a jej porovnaním, bola zistená veľká odchýlka od reálnej výšky postavy oblečeného aj vyzlečeného probanda pri snímaní 2D kamerou spredu – kamera B. Táto odchýlka bola pravdepodobne spôsobená odlišným postavením kamier – rozdielna výška a uhol snímania kamery B. Toto rozdielne postavenie sa premietlo do skresleného odčítania pixelových súradníc z 2D záznamu pre oblečených aj vyzlečených probandov. Z tohto dôvodu je možné konštatovať, že 3D meranie je presnejšie a spoľahlivejšie ako 2D meranie. Týmto výsledkom bola potvrdená hypotéza č. 3, že spracované získané dáta 3D a 2D meraním budú rozdielne. Pri vzájomnom porovnaní percentuálnych odchýlok od reálnej výšky oblečených a vyzlečených probandov bolo zistené, že u probandov oblečených bola táto odchýlka menšia ako u vyzlečených probandov. Tento fakt, bol pravdepodobne spôsobený tým, že oblečený probandi boli snímaný v obuvi. Tento rozdiel mohla spôsobiť práve výšky obuvi. Je potrebné pripomenúť, že výsledky by mohli byť presnejšie a lepšie, pokiaľ by boli použité presnejšie výpočty v rámci 2D analýzy. Do teoretického rámca by bolo možné zahrnúť známe fakty z analytickej geometrie o skreslení pri prenose trojrozmerného priestoru na dvojrozmerný snímok (Jonák a spol., 2008).

### **7.3 MOŽNÉ CHYBY**

Chybou merania označujeme každú odchýlku nemeranej hodnoty od skutočnosti. K týmto odchýlkam dochádza v rôznych častiach experimentu (Porada a Šimšík, 2010). I cez maximálne úsilie o čo najrelevantnejšie výsledky mohlo dochádzať v tomto meraní

k najrôznejším chybám spôsobených napríklad tým, že chôdza je ovplyvňovaná mnoho faktormi:

V laboratórnych podmienkach môže pôsobiť na chôdzu probanda napríklad prítomnosť viacerých osôb alebo výskyt neznámych prístrojov v miestnosti. Taktiež chôdza v spodnej bielizni je pre každého, zvlášť pred kamerami, nezvyklou situáciou rovnako ako vedomie, že práve v danom okamihu má ísť určitou rýchlosťou chôdze, alebo vedomie, že je snímaný kamerami.

Gorton, Hebert a Gannotti (2008), tvrdí, že 75 % variability výsledkov trojrozmernej kinematickej analýzy je spôsobené nepresným uložením značiek na tela probandov. Presnejším umiestnením markrov by sa tak mohlo dosiahnuť zlepšenie vypovedajúcich hodnôt, ale otázkou zostáva, ako takéto zlepšenie docieľiť. Za ďalším skreslením výsledkov môže stáť vplyv mäkkých tkanív pri pohybe, kedy sa ťahom tkanív značky mierne posúvajú z pôvodných miest uloženia.

Ďalším faktorom, ktorý mohol negatívnym spôsobom zasiahnuť do výsledkov, je technické vybavenie. Hoci bolo uvedené, že oproti metódam viac spoliehajúcim na ľudský faktor dochádza k chybovosti prístrojov menej často, nejde ju celkom vylúčiť. Môže dochádzať k chybnému kalibrácii prístrojov alebo k rozhodnutiu kalibrovaných kamier neopatrným pohybom osôb pri vykonávaní experimentu v laboratóriu, a to i napriek tomu, že si nie sme takej chyby vedomí (Porada a Šimšík, 2010).

Na kvalite výsledkov sa podieľa miera opakovaní pokusu, v prípade tohto experimentu opakovanie chôdze. Autori sa rozchádzajú v názoroch, koľko pokusov je potrebné opakovať. V experimente boli zvolené pre nízku náročnosť, obmedzené priestory laboratória a množstvo probandov len dve opakovania pokusu s identickými parametrami (Porada a Šimšík, 2010).

Svoju rolu pravdepodobne zohral i obmedzený počet krokov, ktoré boli študované. Jak bolo uvedené vyššie, do záberu sa vošli cca 2-3 celé kroky, takže sústredenie bolo venované pri každom meraní na jeden dvoj krok. Pre dosiahnutie čo najprirodzenejšej chôdze jedinca je potreba vykonať sedem až desať krokov pred snímanou kamerou, čo v prípade vykonaného experimentu nebolo možné zrealizovať pre nedostatok miesta (Porada a Šimšík, 2010, dle Geil and Lay, 2004).

Podobne i Winter tvrdí, že pre zníženie variability chôdze a dosiahnutia čo najprirodzenejšej chôdze jedinca, je nutné sledovať najmenej tri krokové cykly, čo nebolo taktiež možné zrealizovať.

Diss (2001) vo svojej práci uvádza, že najoptimálnejšie je snímať chôdzu priemerne v desiatich pokusoch pre reliabilitu kinematických parametrov (Porada a Šimšík, 2010), zatiaľ čo sa pre časovú náročnosť a pre pomerne veľké množstvo probandov pokus opakoval pre každú kombináciu parametrov dvakrát.

## 8 ZÁVER

V tejto diplomovej práci bolo cieľom skúmať kinematické a rozmerové parametre ľudskej chôdze snímané niekoľkými kamerami a zaznamenanie získaných dát 2D a 3D meraním. Sekundárnym cieľom bolo porovnávanie a štatistické vyhodnotenie dát získaných meraním. Cieľom analýzy bolo odhaliť a popísať prípadné pravidelnosti, vzorce ľudskej chôdze a ďalšie súvislosti u sledovaných probandov. Cieľom výskumu je sledovať normatívne parametre chôdze zdravých subjektov na základe, ktorých bude možné hodnotiť patologické prípady a odchýlky patologických prípadov od normatívnych hodnôt pre individuálnu ľudskú chôdzu.

V kapitole 2 bola popísaná teoretická stránka problematiky ľudskej chôdze a jej analýza. Boli predstavené základné aspekty kinematickej analýzy pohybu a biomechaniky chôdze. Ďalej bola skúmaná charakteristika ľudského pohybu a problematika pohybového vzoru. Na základe citovanej literatúry bol zistený poznatok, že pohyb je vysoko individuálna záležitosť, ktorá je špecifická pre každého jedinca, nakoľko medzi jedincami existujú isté podobnosti. Aj cez maximálne úsilie je veľmi ťažké svoj pohybový stereotyp potlačiť alebo zmeniť. V tejto súvislosti bola preskúmaná rada faktorov, ktoré chôdzu môžu ovplyvňovať – výška postavy, rýchlosť chôdze, okolité prostredie, psychický vplyv. Nakoniec bola popísaná analýza chôdze z biomechanického hľadiska a bolo zhrnutých niekoľko možných parametrov, ktoré sú možné na osobách merať napr. dĺžka kroku, rýchlosť chôdze, trajektória ťažiska, kedencia, šírka kroku a vychýlenie chodidla, a rovnako niekoľko typických porúch, ktoré sa prejavujú poruchou chôdze a zmenou jej stereotypu.

Kapitola 3 sa zaoberala prehľadom už existujúcich štúdií o využití kinematickej analýze ľudskej chôdze a jej aplikácie v oblasti rehabilitácie, chirurgie, ortopédie, neurológie a biomechanike.

V kapitole 4 bol uvedený a definovaný hlavný cieľ a hypotézy experimentu. Cieľom experimentu bolo potvrdiť alebo vyvrátiť stanovené hypotézy.

V kapitole 5 bolo definované a popísané metodické prevedenie experimentu. Bolo popísané prostredie, v ktorom bol experiment vykonaný, systém kamier Qualisys a ďalšie technické vybavenie, ktoré boli použité. Taktiež bol definovaný spôsob umiestnenia značiek na telo probanda a testovaný vzor probandov. Nakoniec boli popísané postupy a všetky výpočty, ktoré boli vykonané pre získanie údajov, ktoré boli následne analyzované.

Kapitola 6 bola venovaná dosiahnutým výsledkom z vyhodnotených dát. Najprv sa zaoberala skúmaním dĺžky kroku a zmeny výšky postavy závislej na rýchlosti chôdze a závislosť dĺžky kroku na reálnej výške postavy. Neskôr boli skúmané rozdiely medzi oblečenými a vyzlečenými probandami a jednak porovnanie týchto záverov z prostredia 3D a 2D analýzy.

V kapitole 7 bola uvedená diskusia o získaných výsledkoch. Výsledky trojrozmerného merania vyšli priaznivo pre závislosť dĺžky kroku na rýchlosti chôdze a pre závislosť zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze. Tieto závislosti boli dokázané štatistickým vyhodnotením, kde sila závislosti bola vysoká. Týmto výsledkom bola potvrdená hypotéza č. 1. Závislosť dĺžky kroku na reálnej výške postavy pri rôznej rýchlosti nebola potvrdená, nakoľko bolo dokázané, že dĺžka kroku je u každého jedinca pre danú rýchlosť individuálna. Tento výsledok nepotvrdil hypotézu č. 2. Bohužiaľ sa ale nejaví ako reálne porovnávať vzájomné výsledky u oblečených a vyzlečených probandov – rozdiely medzi parametrami nameraných u oblečených a vyzlečených osôb sú veľké v porovnaní s rozdielmi nameranými medzi rôznymi osobami a to pre všetky skúmané parametre. V prípade porovnania výsledkov závislosti dĺžky kroku a zmeny výšky postavy na rýchlosti chôdze, bola dokázaná lineárna závislosť pri probandoch s oblečením aj bez oblečenia. Pokiaľ ide o porovnanie výsledkov analýzy trojrozmerného a dvojrozmerného obrazu, výsledky sú relatívne odlišné pre zmenu výšky postavy závislej na rýchlosti chôdze a pre výšku postavy v stojnej fáze krokového cyklu. Bolo zistené, že výsledky dosiahnuté 3D analýzou boli rozdielne a presnejšie v porovnaní s 2D meraním, čím bola potvrdená hypotéza č. 3.

Počas merania mohli vzniknúť isté očakávané chyby. Námetom na ďalší výskum, tak môže byť meranie, ktoré sa pokúsi týchto chýb vyvarovať. Ide predovšetkým o použitie zložitejšieho a viac vypovedajúceho modelu na prevod pixelových vzdialeností získaných z 2D merania na vzdialenosti v milimetroch. Ďalej by sa dali výsledky viac spresniť použitím väčšieho laboratória, v ktorom by mohol proband vykonať viac krokov, ktoré budú vykazovať viac vypovedajúce a lepšie porovnateľné hodnoty. Posledným hlavným námetom na spresnenie by bolo použitie väčšieho vzorku probandov, na vytvorenie viacerých spoločných znakov ľudskej chôdze.

## 9 ZOZNAM POUŽITEJ LITERATÚRY

AYYAPPA, E. Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concept and Terminology. *Journal of Prosthetics & Orthotics*. [online].1997, č. 9, s. 10 – 17. [cit. 2013-11-10].  
Dostupné z: <[http://www.oandp.org/jpo/library/1997\\_01\\_010.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/1997_01_010.asp)>.

BAKER, R.: Gait analysis methods in rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehabil.* 2006, roč. 3, č. 4, ISSN 1743-0003.

BEARD, D.J., MURRAY, D.W., GILL, H.S., PRICE, A.J., REES, J.L., ALFARO-ADRIAN, J., DODD, C. Reconstruction does not reduce tibial translation in the cruciate-deficient knee. *J Bone Joint Surg.* 2001, č.83, s. 1098-1103, ISSN 0301 – 620X.

BERNACIKOVÁ, M., KALICHOVÁ M. a BERÁNKOVÁ,L. *Základy sportovní kineziologie* [online]. Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity, 2010. [cit. 2013-10-11]. Dostupné z :  
<<http://is.muni.cz/do/1451/elearning/kineziologie/elportal/pages/chuze.html>>.

BERNSTEIN,N.A. *Human motor actions*. 1. vyd. Amsterdam: Elsevier science Publisher B.V., 1984. 605s. ISBN 0444868135.

CANSECO, K., LONG, J., MARKS, R., KHAZZAM, M., HARRIS, G. Quantitative motion analysis in patients with hallux rigidus before and after cheilectomy. *J. Orthop. Res.* 2009, č. 27, s. 128-134, ISSN 0736-0266.

DA FONSECA, J.L., MAGINI, M., DE FREITAS, T.H. Laboratory gait analysis in patients with low back pain before and after a pilates intervention. *J. Sport Rehabil.* 2009, č. 18, s. 269-282, ISSN 1056-6716.

DE LUCA,P., DAVIS,R., OUNPUU,S., ROSE, S. a SIRKIN,R. Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three-dimensional gait analysis. *J Pediatr Orthop.* 1997, č.17, s. 608-614.

DISS, C. E. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. *Gait and Posture*. 2001, roč. 14, č. 2, s. 98-103.

DODD, K.J., MORRIS, M.E. Lateral pelvic displacement during gait: abnormalities after stroke and changes during the first month of rehabilitation. *Arch. Phys. Med. Rehab.* 2003, č. 8, s. 1200-1205, ISSN 0003 – 9993.

DUNGL, P. et. al. *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-05508.

FILHO, M., YOSHIDA, R., CARVALHO WDA, S., STEIN, H. a NOVO, N. Are the recommendations from three-dimensional gait analysis associated with better postoperative outcomes in patients with cerebral palsy? *Gait Posture*. 2008, č. 28, s. 316-322.

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, č. 4, s. 209-214, ISSN 1268- 7731.

GAGE, JR. The role of gait analysis in the treatment of cerebral palsy. *J Pediatr Orthop*, vol. 14, 1994, s. 701-702.

GIANNINI, S., CATANI, F., BENEDETTI, M., a LEARDINI, A. Gait Analysis, methodologies and clinical applications. Amsterdam. *IOS Press*. 1994.

GOUGH, M. a SHORTLAND, A. Can clinical gait analysis guide the management of ambulant children with bilateral spastic cerebral palsy? *J Pediatr orthop*. 2008, č. 28, s. 879-883.

GRAF, A., HASSANI, S., KRZAK, J., CAUDILL, A., FLANAGAN A., BAJORUNAITE, R., HARRIS G. a SMITH, P. Gait characteristics and functional assessment of children with Type I Osteogenesis Imperfecta. *J Orthop. Res*. 2009, č. 27, s. 1182-1190, ISSN 0736- 0266.

- GORTON, G. E., HEBERT, D. A. a GANNOTTI, M. E. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait and Posture*. 2008, roč. 29, č. 3, s. 398-402.
- GROSS, J. *Vyšetření pohybového aparátu*. 1. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-7254-720-8.
- HESSE, S.A., JAHNKE, M.T., SCHREINER, C. a MAURITZ, K.H. Gait symmetry and functional walking performance in hemiparetic patients prior to and after a 4-week rehabilitation program. *Gait posture*. 1993, č. 1, s. 166-171, ISSN 0966-6362.
- CHANG, F., SEIDL, A., MUTHUSAMY, K., MEININGER, K. a CAROLLO, J. Effectiveness of instrumental gait analysis in children with cerebral palsy – comparison of outcomes. *J Pediatr Orthop*. 2006, č. 26, s. 612-616.
- CHURCHLAND, M. M., AFSHAR, A., SHENOY, K. V. A Central source of movement variability. *Journal Biomechanic*. 2006, roč. 19, č. 39, s. 3076-3079.
- JANURA, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. ISBN 80-244-0644-6.
- JANURA, M. a BASTLOVÁ, P. Určení středu kyčelního kloubu při kinematické analýze pohybu. *Česká kinantropologie*. 2003, roč. 7, č. 2, s. 23-35.
- JANURA, M. a ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza člověka*. 1. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. 209 s. ISBN 80-244-0930-5.
- JELÍNEK, M. Přístrojová analýza chůze. In: *Diagnostika, terapie a prevence pohybem*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2001, s. 41-49. ISBN 80-86317-15-13.
- JONÁK, J., STRAUS, J., TALLO, A. a KRAJNÍK, V. *Využití záznamů z bezpečnostních kamer ve forenzní praxi*. 1. Praha: Policejní akademie České republiky v Praze, 2008. 165 s. ISBN 978-80-7399-643-7.



KOLÁŘ, P. et. al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

LEWIT, K. *Manipulační léčba*. Praha: Sdělovací technika, 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.

MAGYAR, O.M., ILLYES, A., KNOLL, Z., KISS, R.M. Effect of medial meniscectomy on gait parameters. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008, č. 16, s. 427-433, ISSN 0942-2056.

NEUMANN, D. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundation for Physical rehabilitation*, St. Louis, Mo, 2002.

NEWELL, K. M., CORDOS, D. M. Issues in variability and motor control. *Human Kinetics*. [online]. 2013, roč.4, č.17, s. 323-339. [cit. 2013-11-10]. Dostupné z: <<http://journals.humankinetics.com/mc-back-issues/mc-volume-17-issue-4-october/drift-and-diffusion-in-movement-adaptation-to-space-time-constraints>>.

NEWELL, K. M., SLIFKIN, A. B. The nature of movement variability. *Human Kinetics*. [online]. 2012, roč.3, č. 16, s. 425-443. [cit. 2013-11-10]. Dostupné z: <<http://journals.humankinetics.com/mc-back-issues/mc-volume-16-issue-3-july/coordination-patterns-of-foot-dynamics-in-the-control-of-upright-standing>>.

OLSSON, E.C. *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone Inc., 1990. ISBN 044308663X.

OUNPUU, S., BELL, K., DAVIS, R. a DELUCA, P. An evaluation of the posterior leaf spring orthosis using joint kinematics and kinetics. *J Pediatr Orthop.* 1996, č. 16, s. 378-384.

PEPPE, A., CHIAVALON, C., PASQUALETTI, P., CROVATO, D., CALTAGIRONE, C. Does gait analysis quantify motor rehabilitation efficacy in Parkinsons disease patients? *Gait Posture.* 2007, č. 57, s. 452-462, ISSN 0966- 6362.

PORADA, V., ŠIMŠÍK, D. et. al. *Identifikace osob podle dynamického stereotypu chůze*. Karlovy Vary: Vysoká škola Karlovy Vary, o.p.s., 2010. 311 s. ISBN 978-80-87236-01-7.

POUL, J., JADRNÝ, J., FEDROVÁ, A., URBÁŠEK, K., BAJEROVÁ, J. a KAISER-ŠRÁMKOVÁ, L. Vyšetření v laboratoři chůze (instruementální pohybová analýza). *Pediatr. pro praxi*. 2012, roč. 13, č. 1, s. 57-59.

RAMSEY, D.K., SNYDER- MACKLER, L., LEWEK, M., NEWCOMB, W., RUDOLPH, K.S. Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2007, č. 57, s. 389-397, ISSN 0004-3591.

REGNAUX, J.P., PRADON, D., ROCHE, N., ROBERTSON, J., BUSSEL, B., DOBKIN, B. Effect of loading the unaffected limb for one session of locomotor training on laboratory measures of gait in stroke. *Clinical Biomechanic*. 2007, č. 22, s. 762-768, ISSN 0268-0033.

ROSE, J., GAMBLE, J. *Human walking*. 3.vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. 273 s. ISBN 0-7817-5954-4.

ROSS, S., ENGSBERG, J. Relationships between spasticity, strength, gait, and the GMFM-66 in persons with spastic diplegia cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007, č. 88, s. 1114-1120.

SIEGEL, K.L., KEPPLER, T.M., STANHOPE, S.J. A case study of gait compensations for hip muscle weakness in idiopathic inflammatory myopathy. *Clin. Biomech*. 2007, č. 22, s. 319-326, ISSN 0268-0033.

SOUMAR, L. *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2011. 52 s. ISBN 978-80-7414-399-1.

SVOBODA, Z. a JANURA, M. Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace - systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2010, č. 1, s. 26-31.

ŠVEHLÍK, M., SLABÝ, K., SOUMAR, L., SMETANA, P., KOBESOVA, A. a TRC, T. Evolution of walking ability after soft tissue surgery in cerebral palsy patients: what can we expect? *J Pediatr Orthop*. 2008, roč. 8, č. 18, s. 107-113.

ŠIMŠÍK, D., GALAJDOVÁ, A. a DOLNÁ, Z. *Laboratórium pohybovej analýzy – výskum a vzdelávanie*. [online]. 2008, č. 11, s. 210-215. [cit. 2013-10-11]. Dostupné z: <file:///C:/Users/ja/Desktop/Diplomka%20zdroje/210-215%20clanok.pdf>.

ŠOLTÉS, E. *Regresná a korelačná analýza s aplikáciami*. 1. vyd. Bratislava: Iura Edition, 2008. 287 s. ISBN 978-80-8078-163-7.

ŠVEHLÍK, M., ZWICK, E. B., STEINWENDER, G., KRAUS, T. a LINHART, W. E. Příkladová analýza chůze u pacientů s dětskou mozkovou obrnou. *Neurologie pro praxi*. 2011, roč. 12, č. 4, s. 230-233.

VAŘEKA, I. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-725-4837-9.

VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997. 271 s. ISBN 80-716-9256-5.

WHITTLE, M. *Gait analysis: an introduction*. 4. vyd. Edinburg: Butterworth Heinemann/Elsevier, 2007. 255 s. ISBN 0-7506-8883-1.

YAN, J. H., THOMAS, J. R., STELMACH, G. E. Aging and rapid aiming arm movement control. *Experimental aging research*. 1998, roč. 24, č. 2, s. 155-168. ISSN 0361-073X.

## **Zoznam príloh**

**Príloha č. 1: Žiadosť o vyjadrení etickej komisie FTVS UK**

**Príloha č. 2: Informovaný súhlas**

## Priloha č. 1: Žiadosť o vyjadrení etickej komisie FTVS UK



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín  
tel.: 220 171 111  
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

### Žádost o vyjádření etickej komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

**Název:** Experimentálne vyšetrenie parametrov chôdze človeka

**Forma projektu:** Diplomová práca

**Autor** (hlavní řešitel): Bc. Natália Hrušková

**Školitel** (v případě studentské práce): Ing. Miloslav Vilímek

**Popis projektu:** Diplomová práca se bude zaoberať vyšetrením kinematických a rozmerových parametrov chôdze človeka a porovnaním týchto dát získaných 2D a 3D meraním. Trojrozmerná kinematická analýza bude uskutočnená pomocou systému Qualisys, ktorý zaznamenáva markery umiestené na segmentoch ľudského tela pomocou systému kamier, ktoré zaznamenávajú svetlo v infra oblasti. Z týchto markerov potom budú potrebné dáta vypočítavané. Dvojrozmerná analýza bude uskutočnená jednou videokamerou. V jej obraze budú identifikované rovnaké markery ako v 3D prípade. Sledovanými parametrami bude dĺžka kroku v závislosti na rýchlosti pohybu, dĺžka kroku v závislosti na veľkosti postavy apod. Cieľom DP bude porovnanie a štatistické vyhodnotenie dát získaných z 2D a 3D meraní. Bude sa jednať o diplomovú prácu experimentálneho charakteru so znakmi základného výskumu.

**Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:**

Metóda trojrozmernej kinematickej analýzy uskutočnená pomocou systému Qualisys a metóda dvojrozmernej analýzy uskutočnená jednou videokamerou, ktoré budú realizované v diplomovej práci, sú neinvazívne metódy.

**Informovaný souhlas** (příložen)

V Praze dne 12.12. 2013

Podpis autora: *Hrušková*

### Vyjádření etickej komise UK FTVS

**Složení komise:** Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.  
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.  
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.  
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: ..... 0204/2013 .....

dne: ..... 17. 12. 2013 .....

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnice pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etickej komise.**

UNIVERZITA KARLOVA v Praze  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

1

*Bartůňková*  
podpis předsedy EK

## **Príloha č. 2: Informovaný súhlas**

### **Informovaný súhlas**

V súlade so zákonom "O péči a zdraví ľudu"(§27b zákona č. 20/1966 Sb.) a Úmluvou o ľudských právech a biomedicíně č. 96/2001, Vás žiadam o súhlas s účasťou na experimentálnej štúdii s názvom Experimentálne vyšetrenie parametrov chôdze človeka a o súhlas s uverejnením výsledkov experimentu v rámci diplomovej práce na FTVS UK. Osobné dáta v tejto štúdii nebudú uvedené.

Cieľom výskumu je vyšetrenie kinematických a rozmerových parametrov ľudskej chôdze u osôb zo zdravej populácie získaných 2D a 3D meraním. Sekundárnym cieľom bolo porovnávanie a štatistické vyhodnotenie dát získaných meraním. Pred samotným meraním Vás čaká odobranie základných údajov, slovná inštrukcia o 2D a 3D meraní. Predpokladaná doba celého merania je pol hodina. Počas experimentu sa nebudú používať žiadne invazívne postupy.

Svojím podpisom potvrdzujem, že som bol/a dostatočným spôsobom informovaný/á o význame a rozsahu experimentu. Prečítal/a som si a pochopil/a som text informovaného súhlasu, na všetky moje otázky bolo odpovedané zrozumiteľne a v žiadanom rozsahu. Beriem na vedomie, že moje dáta budú spracované anonymne a údaje o mojej osobe budú dôverne uchované. Súčasne si vyhradzujem právo kedykoľvek zrušiť svoj súhlas, bez toho, aby mi z toho vznikol nejaký postih.