

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Experimentální analýza pohybového projevu osob

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Vypracovala:

Monika Málková

Praha, duben 2013

Prohlášení

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

V Praze, dne 23. dubna 2013

Monika Málková

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům.

Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu, a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Ráda bych poděkovala Ing. Miloslavu Vilímkovi, Ph.D. za poskytnutí podnětných rad a připomínek, které přispěly k vytvoření této práce.

ABSTRAKT

Název: Experimentální analýza pohybového projevu osob

Cíle: Hlavním cílem této práce je ověření hypotézy, že je možné identifikovat jedince pomocí měření parametrů jejich chůze ze záznamu průmyslové kamery.

Metody: V naší práci jsme použili metodu komparace. Smyslem experimentu je porovnávání naměřených parametrů mezi provedenými pokusy každého probanda za různých podmínek (různé rychlosti, s oblečením a bez, v prostředí 2D a 3D záznamu), stejně tak jako porovnávání mezi různými probandy navzájem.

Výsledky: Zjistili jsme, že pomocí 3D záznamu chůze a její analýzy je možné přispět k identifikaci osob. Dále jsme zjistili, že je nutné porovnávat svlečené probandy se svlečenými a oblečené s oblečenými, protože v opačném případě nejsou výsledky porovnatelné. Nakonec jsme zjistili, že pomocí použitých geometrických metod je možné pomocí 2D záznamu změřit parametry s nízkou chybovostí, pokud jde o výšku osoby, ale nikoliv pokud jde o délku jeho kroku.

Klíčová slova: chůze, identifikace, kinematická analýza, forenzní biomechanika

ABSTRACT

Title: Experimental motion analysis of human locomotion

Objectives: The aim of this work is verification of the hypothesis that it is possible to identify humans using measurement of parameters of their gait taken from surveillance camera's records.

Methods: In our thesis we used the method of comparison. The aim of the experiment is comparison of parameters measured in different trials of each subject under different conditions (different walking speeds, with or without clothes on, and using either 2D or 3D record), as well as comparison across different subjects.

Results: We found that using a 3D record of human gait, it is possible to improve our capability of identifying them. We also found that it is necessary to compare either dressed subjects strictly among themselves or stripped subjects strictly among themselves, because otherwise the comparison is not meaningful. Furthermore, we found that using our geometrical methods, it is possible to deduce gait parameters from a 2D camera record when it comes to height of the subject, but not so for length of their step.

Keywords: gait, identification, kinematic analysis, forensic biomechanics

OBSAH

Seznam použitých zkratek	10
1 Úvod.....	11
2 Teoretická východiska práce	13
2.1 Biomechanika.....	13
2.1.1 Využití biomechaniky v kineziologii.....	13
2.1.2 Forezní biomechanika	13
2.1.3 Forezní analýza pohybu	14
2.2 Kinematická analýza pohybu	14
2.2.1 Základní aspekty kinematické analýzy pohybu	14
2.2.2 Kvalitativní analýza	14
2.2.3 Kvantitativní analýza	15
2.2.4 Příklady úspěšného použití kvantitativní kinematické analýzy	15
2.3 Charakteristika lidského pohybu a chůze	17
2.3.1 Základní charakteristika lidského pohybu	17
2.3.2 Pohybový vzor	19
2.3.3 Základní charakteristika chůze.....	20
2.3.4 Faktory ovlivňující lokomoci.....	22
2.3.5 Fáze zdravé chůze	24
2.3.6 Reakční doba.....	26
2.3.7 Identifikace.....	27
2.3.8 Identifikace dle chůze	28
2.4 Biomechanika chůze.....	28
2.4.1 Sledované aspekty chůze	29
2.5 Pohybový stereotyp a jeho poruchy	31
2.5.1 Charakteristické poruchy stereotypu chůze	31

2.5.2 Poruchy stereotypu v souvislosti s identifikací osob	34
2.6 Kinematické metody.....	34
3 Cíle a úkoly práce, hypotézy.....	36
3.1 Výzkumný problém, cíl práce	36
3.2 Hypotéza.....	36
3.3 Metodologický princip	38
4 Metodika práce	39
4.1 Technika měření	39
4.2 Podmínky správně provedeného experimentu	39
4.2.1 Rozložení kamer pro sledování pohybu v rovině 2D.....	40
4.2.2 Rozložení kamer pro sledování pohybu v prostoru 3D.....	40
4.2.3 Kalibrace	41
4.2.4 Zkoumaný úsek	41
4.3 Označení segmentů těla.....	42
4.3.1 Umístění značek.....	42
4.4 Zkoumaná populace	44
4.5 Vlastní experiment	45
4.6 Analýza dat z 3D měření	45
4.6.1 Úprava dat v programu Qualisys	45
4.6.2 Analýza dat pomocí Microsoft Excel – délka kroku.....	46
4.6.3 Analýza dat pomocí Microsoft Excel – úhly	47
4.6.4 Analýza dat pomocí Microsoft Excel – výchylky velkých troch.....	48
4.7 Analýza dat z 2D měření	48
4.7.1 Délka kroku.....	48
4.7.2 Výška – první způsob.....	51
4.8 Etická komise a informovaný souhlas.....	53

5 Výsledky	54
5.1 Výsledky 3D kinematické analýzy	54
5.1.1 Zúžení vzorku	54
5.1.2 Délka kroku.....	54
5.1.3 Úhel flexe kolenního kloubu.....	57
5.1.4 Úhel flexe kyčelního kloubu	59
5.1.5 Výchyly velkých trochanterů	61
5.2 Porovnání svlečených a oblečených probandů.....	63
5.3 Výsledky 2D kinematické analýzy	65
6 Diskuse.....	67
6.1 Diskuse výsledků 3D kinematické analýzy.....	67
6.1.1 Délka kroku.....	67
6.1.2 Úhel flexe kolenního kloubu.....	68
6.1.3 Úhel flexe kyčelního kloubu	68
6.1.4 Výchyly velkého trochanteru	68
6.2 Diskuse výsledků porovnání svlečených a oblečených probandů.....	69
6.3 Diskuse výsledků 2D kinematické analýzy.....	70
6.4 Možné chyby	71
7 Závěr	73
Seznam literatury	76
Seznam příloh	i
Příloha 1: Souhlas Etické komise	ii
Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu	iv

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

2D	dvojměrný
3D	trojměrný
CNS	centrální nervová soustava
DK	dolní končetina
DMO	dětská mozková obrna
EMG	elektromyografie
FTVS	Fakulta tělesné výchovy a sportu
IR	infračervený
LED	dióda emitující světlo
sv.	svalový
troch.	trochanter

1 ÚVOD

V současné době roste s množícími kriminálními případy a neustále se zvyšující hrozbou terorismu i poptávka po bezpečnosti. Jedním z těchto opatření jsou bezpečnostní kamery monitorující veřejná prostředí, jako jsou banky, obchody, ulice a domy jednotlivců. Vzhledem k tomu, že nic nenasvědčuje tomu, že by se měl rostoucí trend kriminality samovolně otočit, s největší pravděpodobností bude význam bezpečnostních kamer na soukromých i veřejných místech v dohledné době vzrůstat.

Ačkoliv bezpečnostní kamery přinášejí nesporné výhody z hlediska identifikace pachatele (nebo nezvěstné osoby – např. pravděpodobné oběti únosu, ztracené děti apod.) podle jeho obličeje, velmi často dochází při takové identifikaci k problémům. Záběr kamery nemusí pojmout pachatele z vhodného úhlu k jeho vizuální identifikaci, nebo dokonce může být pachatel v obličeji maskován, což činí identifikaci prakticky nemožnou.

V reakci na (mimo jiné) tento nedostatek vzniknul obor zvaný forenzní biomechanika, jejíž součástí je studium charakteristiky chůze osob. Zaměřuje se na zkoumání pohybového stereotypu jednotlivců a zjišťování různých zákonitostí a odlišností. Do tohoto výzkumu spadá i snaha o identifikaci osob čistě na základě jejich pohybového projevu, neboť studie nasvědčují tomu, že každý člověk má svůj vlastní a jedinečný pohybový stereotyp chůze, který je navenek pozorovatelný a měřitelný a který může při identifikaci osoby posloužit stejně dobře jako známější forenzní metody (např. otisky prstů, DNA apod.).

V této práci se proto pokusíme jednak shrnout hlavní existující literaturu v oblasti stereotypu bipedální lokomoce a její jedinečnosti a jednak navázat na tento výzkum tím, že tyto poznatky podrobíme empirickému zkoumání. V laboratoři budeme zkoumat množství lidí různého věku během normální chůze a měřit řadu objektivních parametrů, kterými lze chůzi popsat a kvantifikovat. Využijeme poznatku, že bipedální lokomoce je zcela individuální pohybový projev zrcadlící případné odchylky od fyziologicky zdravého pohybového aparátu ve smyslu jak somatickém, tak i duševním. Následně se pokusíme ze získaných údajů statisticky vyhodnotit, zda (1) existuje dostatečně velká podobnost mezi několika provedeními chůze jednoho a toho samého člověka a (2) existuje dostatečně velký rozptyl mezi parametry jednotlivých lidí

navzájem. Pokud by se tyto závěry potvrdily, prokázal by se přínos takové analýzy při identifikaci osob ze záběrů bezpečnostní kamerou.

Rovněž se budeme zabývat otázkou, jaký existuje vztah mezi parametry naměřenými při experimentech s oblečenými a svlečenými probandy, protože tuto otázku je třeba odpovědět, mají-li být závěry ohledně identifikace osob aplikovány v praxi, kdy se dá očekávat, že charakteristika pohybu bude hůře čitelná díky jejímu částečnému zakrytí pomocí oblečení.

Dále se budeme snažit zodpovědět, jaký je vztah mezi závěry z pozorování pomocí laboratorního vybavení (speciální kamery systému Qualisys zaznamenávající trojrozměrná data díky značkám umístěným na probandech) a pomocí standardního vybavení srovnatelným s praxí (tj. klasické kamery poskytující dvojrozměrný obraz). I tento vztah je velmi důležitý, pokud chceme, aby metody identifikace byly uplatnitelné v běžné praxi.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

2.1 Biomechanika

2.1.1 Využití biomechaniky v kineziologii

Biomechaniku považujeme za nezbytnou objektivizační součást kineziologie. Enoky poukazuje na využití klasické mechaniky v biomechanice při hodnocení biologických systémů. Typickým využitím biomechaniky v kineziologii je objektivizace mechanických vlastností tkání, svalové síly působící v lidském těle v rámci pákového systému, určení norem a odchylek od optima, sledování efektu intervence či účinku terapeutické pomůcky (Janura a Míková, 2003).

„Moderní analýza chůze se v USA začala rozvíjet již v 50. letech díky Inmanu a Eberhartovi a stala se použitelnou klinickou metodou díky průkopnickému úsilí Perryho a Sutherlanda“ (Jelínek, 2001, dle Inman et al., 1952, Eberhart et al., 1954, Perry, 1967, Perry et al., 1977, Sutherland et al., 1972).

2.1.2 Forezní biomechanika

Forezní biomechanika je metoda využívající výše zmíněné biomechanické metody v rámci rozboru kriminalistických stop. Kriminalistická stopa je zjizitelný a rozlišitelný důsledek interakce reálného objektu se svým okolím (Porada a Šimšík, 2010). Cílem je identifikace osoby, která jakkoliv souvisí s vyšetřováním trestné činnosti a zanechala po sobě stopy s biomechanickým obsahem. Využívá se jí při rozboru písma, otisků stop, otisků rukou s informacemi o zatížení vnitřní strany dlaní nebo posuzování možné vraždy či sebevraždy po pádu oběti z výšky nebo extrémním mechanickým působení násilníka předmětem či vlastním tělem na oběť. Biomechanika se využívá i při dopravních nehodách, kdy se zkoumá příčina, posuzuje se, který řidič zavinil nehodu apod. „Biomechanický obsah trasologických stop je na současném stupni poznání již ukončená aplikace vědeckého zkoumání.“ V současné době se výzkum směřuje k modifikacím již vyzkoumaného (např. bádání ve změněných podmínkách prostředí, jiný sklon terénu apod.) (Straus, 1999).

2.1.3 Forenzní analýza pohybu

Forenzní analýza pohybu je mladý vědní obor, který spadá pod obor forenzní biomechanika. Jeho počátky spadají do 60. až 70. let minulého století. Prvním centrem výzkumu v České republice byla Katedra anatomie, biomechaniky a antropologie Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze. V kriminalistické praxi se začíná analýza pohybu objevovat teprve až v 90. letech 20. století. Zabývá se rozborem kriminalistických stop s biomechanickým obsahem, jako jsou informace o muskuloskeletárním aparátu nebo o pohybových charakteristikách pachatele. Základy experimentální identifikace chůze v dvourozměrných záznamech položil Johansson, kdy na tělo upevnil bodová světla (Hrazdira, 2010, Johansson, 1973). Rozbor trasologických stop chůze ale není stále ještě v dostatečné míře využíván v praxi, a to pro jejich nedostatečné či nekvalitní zajišťování (Straus, 2008, Straus, 2010).

2.2 Kinematická analýza pohybu

2.2.1 Základní aspekty kinematické analýzy pohybu

Analýza pohybu může být cílená buď pouze na konkrétní body těla, nebo na jeho segmenty, případně až na komplexní pohled na pohyby celého těla.

Kinematická analýza pohybu má poměrně mladou historii – velký rozmach zažila až v posledních dvaceti letech v souvislosti s rozvojem techniky a obrazových záznamových zařízení, stejně tak jako kapacit úložišť získaných dat. Metodu je možné rovněž využívat i v dalších oborech, jako jsou např. ortopedie, fyzioterapie, protetika, vrcholový sport, ergonomie apod. (3D kinematická analýza, 2009).

Existují dva základní druhy kinematické analýzy pohybu: kvalitativní analýza a kvantitativní analýza.

2.2.2 Kvalitativní analýza

U kvalitativní analýzy jednoduchého obrazového záznamu se hodnotí a popisuje pohyb slovně bez provádění měření fyzikálních veličin a kvantifikování výsledků. Jedná se o pouhé subjektivní vizuální hodnocení pozorovatele. Rozhodující vliv v hodnocení pohybu mají zkušenosti a znalosti osoby, která provádí analýzu. Při tomto druhu analýzy pohybu je nutno hodnotit pohyb jako celek, tedy kvalitu CNS (taktika pohybu, cíl pohybu) (Jelínek, 2001, Véle, 2006).

Významnou výhodou u použití této formy analýzy pohybu je minimální náročnost na technické vybavení: stačí pouze jedna kamera (Jelínek, 2001, Janura a Zahálka, 2004). Není nutné disponovat žádným dalším speciálním vybavením.

Tento typ analýzy byl předmětem studie v Stevenage et al. (1999) nebo Larsen et al. (2008), kde autoři v obou případech dospěli k poznatku, že je možné přispět k identifikaci člověka na základě prostého pohledu na jeho chůzi a subjektivního vyhodnocení jejích základních znaků.

2.2.3 Kvantitativní analýza

Podstatou této techniky je vyhodnocení filmového záznamu, který obsahuje informace o souřadnicích několika klíčových bodů na těle. Díky označení bodů na těle získáme možnost vypočítat tyto souřadnice, pomocí kterých následně můžeme definovat základní kinematické veličiny, jako jsou např. dráha, rychlost, úhlová rychlost apod. Důležitou otázkou je výběr vyhovujícího souřadného systému neboli soustavy souřadnic, ve kterém výpočty a počítačové simulace budou probíhat. Využívá se různých takových systémů; nejběžnější je kartézský (Jelínek, 2001, Janura a Zahálka, 2004).

V kvantitativní analýze je velice důležité dobré technické vybavení (tj. hlavně kamery). Výstupními výsledky tohoto pozorování jsou již konkrétní hodnoty fyzikálních veličin. Tato metoda je přesnější než kvalitativní forma sledování a minimalizuje chybovost.

Kvantitativní analýza se dělí ještě na dva poddruhy analyzování pohybu, které se liší pouze sledovaným parametrem, a to dynamickou kvantitativní analýzu, jejímž sledovaným parametrem je síla, a kinematickou formu, kde je tímto parametrem dráha – vzdálenost, úhel jednotlivých segmentů vůči sobě nebo vůči zemi v závislosti na čase (Janura a Zahálka, 2004, Qualisys Track Manager, 2011).

2.2.4 Příklady úspěšného použití kvantitativní kinematické analýzy

Myšlenka využití analýzy bipedální lokomoce k identifikaci osoby v oboru kriminalistiky byla až druhotná, primárním cílem analýzy chůze bylo a je odhalení nefyziologických odlišností během tohoto pohybového projevu a stanovit co nejefektivnější a tedy nejindividuálnější léčbu a zároveň porovnávat díky možnosti uchování záznamu efekt terapie (Porada a Šimšík, 2010, Rak, Matyáš a Říha, 2008).

Příkladem vhodného využití této objektivizační metody v medicíně je klinické pracoviště v Brně v rámci sledování lokomoce u dětí s DMO. Na základě získaných informací z analýzy v kombinaci ještě se stabilometrií a EMG vyšetřením zpřesňuje indikace k operacím či ke konzervativní terapii poruch pohybového aparátu těchto dětí (Bajerová et al., 2010, Švehlík et al., 2011).

Dále se v oboru neurologie zaměřila Schwabová et al. (2008) u 20 pacientů s Friedreichovou ataxií a autozomálně dominantní spinocerebelární ataxií na objektivizaci poruch lokomoce a rovnováhy. Pokusili se definovat charakteristiky pohybových projevů u těchto pacientů, které by obohatily současné diagnostické metody.

Stanovením parametrů chůze pro porovnávání výsledků na začátku a na konci rehabilitační péče se zabývala práce Objektivizace změn vybraných parametrů chůze u pacientů s dědičnou neuropatií pomocí kinematické analýzy (Gryc et al., 2010). Jelínek (2005) se pokusil pomocí této metody identifikovat vliv deformačního postavení pánve na kinematiku bipedálních lokomočních pohybů experimentálním navozením funkčního kostrčového syndromu.

Dále byla také nalezena závislost mezi věkem a časoprostorovými, kinematickými a kinetickými proměnnými u sledovaných lidí (Mills a Barrett, 2011). Zeni a Higginson (2009) zjistili rozdíly v pohyblivosti kolene mezi zdravými jedinci a lidmi se střední nebo těžkou osteoartritidou.

V další studii se pokusili kvantifikovat efekt protetické fyzioterapie u 11 transtibiálně amputovaných mužů a odhalit rozdíly mezi jednotlivými terapeutickými přístupy a především zhodnotit soběstačnost těchto probandů (Janura et al., 2006). Hornáček (2008) procentuálně vyjádřil přítomnost syndromu tvrdé chůze u různých forem bolestí pohybového aparátu vyskytujících se 2 580 probandů. Magyar et al. (2008) zkoumali efekt menisektomie mediálního menisku, kdy výsledkem byla změna dominance dolní končetiny (Svoboda a Janura, 2010).

Efekt pohybové terapie u parkinsoniků na základě výsledků opakované analýzy pohybu zhodnotili jako velice přínosný pro celkové zvýšení kvality chůze těchto nemocných (zlepšení délky kroku, rychlosti apod.) (Svoboda a Janura, 2010, dle Peppe et al., 2007).

2D videoanalýza byla zhodnocena jako vhodný doplněk běžného kineziologického rozboru aspektů okem jak v praxi, tak během výuky. Za výhody tato

práce považuje možnost opakování zhlédnutí záznamu a rozčlenění pohybu do jednotlivých sekvencí (Dlabolová et al., 1998).

Další práce hodnotí progresivní pohybovou analýzu k hodnocení hybných dysfunkcí s možností grafické dokumentace za velice výhodnou, ale tyto přístrojové závěry nelze užívat izolovaně, optimálně s klinickým subjektivním hodnocením (Tošnerová et al., 2003).

Ve výzkumu zaměřeném na laterality a směrovost chůze u probandů obou pohlaví a bez zřetelných poruch pohybového ústrojí bylo prokázáno, že s rostoucí ušlou vzdáleností roste stranová deviace. Byl potvrzen souhlasný vztah laterality v testu chůze ze schodů (první vykračující dolní končetina) a směrovosti chůze po dvacetimetrové čáře. Vztah dominantního oka se zatačivostí chůze nebyla prokázána, ale statisticky roste vztah s rostoucí vzdáleností. Vztah dominantní horní končetiny se stranovou deviací byla prokázána na ušlé vzdálenosti od deseti metrů (Zaatar et al., 2006).

V rámci rozpoznávání jedinců dle chůze se významně podílela nashromážděním velkého množství dat Agentura pro výzkum pokročilých obranných projektů (DARPA) s cílem vzdálené identifikace a vytvoření algoritmů pro identifikaci (Rak, Matyáš a Říha, 2008, dle Porada, 1981).

Z dosavadních studií je zjevné, že využití 3D a 2D kinematické analýzy pohybu je velice častou a vhodnou objektivizační metodou v oboru medicíny pro odhalení a definování odchylek, poruch dynamického stereotypu chůze. Umožňuje zaznamenávání a porovnávání výsledků fyzioterapie a její účinnost. Kvantifikuje efekt chirurgicko-ortopedických zákroků a mnohé další.

Na základě těchto teoretických poznatků můžeme tvrdit, že se 3D i 2D kinematická analýza jeví jako vhodný nástroj pro zkoumání možností identifikace člověka podle chůze, a proto se budeme dále v této práci věnovat právě těmto metodám kinematické analýzy.

2.3 Charakteristika lidského pohybu a chůze

2.3.1 Základní charakteristika lidského pohybu

Aktivní pohyb, pod který spadá mimo jiné i bipedální lokomoce, je hlavním znakem života a ukazatelem kvality zdraví. V tomto případě pedální chůze využívá jako hlavní zdroj síly svalů dolních končetin pracujících v uzavřeném kinematicém řetězci v oporné fázi, na rozdíl od apedální lokomoce, kde zdrojem síly jsou především svaly

trupu. Svaly horních končetin a trupu využívá člověk v malém množství, jelikož na rozdíl od plazů a jiných kvadrupedálně se pohybujících živočichů pracují v otevřeném řetězci a dopomáhají jen svou setrvačností. Pohyb lidského organismu v prostředí se děje za souhry vyráběné síly svalů dolních končetin v uzavřeném řetězci spolu s iniciátorem pohybu zevní silou (reakční silou podložky). V oporné fázi krokového cyklu pracují svaly v otevřeném řetězci tak, že udávají zrychlení volným segmentům (Vařeka, 2009).

Tento pohybový stereotyp se tvoří již během ontogeneze jedince jako soubor nepodmíněných a podmíněných reflexů či programů (Lewit, 2003), jedná se o labilní prvek výkonné individuality (Kolář, 2009).

Průběh aktivního pohybu řízeného centrálním nervovým systémem je do značné míry ovlivňován stavem psychiky – myslí. Pohyb je doprovázen emocí, což má vliv na psychiku (prožitky, pocity) jak ve smyslu pozitivním, tak také negativním, stejně tak jako na pohybové chování, zejména intenzitu pohybové reakce. Dalším psychickým aspektem je, že emoce tvoří paměťové stopy, tzv. engramy, které slouží k fixaci pohybových programů v paměti (Véle, 2006).

Dá se říct, že pohyb je ovlivňován mentalitou a okolním prostředím (společností). Je reakcí na zevní či vnitřní prostředí prostřednictvím mnoha druhů smyslových receptorů, které vysílají informace do CNS, která odstartuje mentální a pohybovou aktivitu. Hlavním významem pohybu jsou udržení integrity organismu a zásahy do zevního prostředí ve smyslu konstruktivním nebo destruktivním (Véle, 2006).

Je tedy patrné, že minimálně díky velkému vlivu psychických faktorů není u jednoho člověka pohyb proveden vždy zcela stejně: „Opakovaný pohyb není proveden nikdy naprosto identicky, jelikož v celém svém průběhu se přizpůsobuje podmínkám zevního a vnitřního prostředí včetně duševního rozpoložení a nabytých zkušeností, z tohoto důvodu nelze pohyb předem vypočítat, lze jej pouze přibližně odhadovat.“ Na základě sledování pohybového chování můžeme odhadnout kvalitu funkce nervové soustavy řídící pohyb a její schopnost přizpůsobit se měnícím podmínkám zevního a vnitřního prostředí za fyziologických či patologických podmínek (Véle, 2006).

Ačkoliv pohyb, v našem případě bipedální lokomoce, má pro každého člověka společný základ a společnou charakteristiku, obsahuje navíc individuální složku, které můžeme využít v identifikaci osoby dle stereotypu chůze.

2.3.2 Pohybový vzor

Pohybové vzory jsou časoprostorová schémata, která tvoří pohyb prostřednictvím svalového aparátu a jsou uložena v podobě již zmíněných engramů – pohybové matrice v paměti. Lze je z ní zpětně vyvolat. Více pohybových vzorů tvoří tzv. pohybové programy. Pohyb je rozdělen do více úrovní: jednoduché pohybové vzory jsou uloženy v míše, posturální pohyby v subkortexu a ideamotorika v asociační oblasti kortexu (Véle, 2006).

Dojde-li k poškození pohybového vzoru, dochází ke změně charakteristiky průběhu pohybu, ztrátě obratnosti a motorické apraxii, tedy ztrátě svalové koordinace následkem nekvalitního řízení centrálního nervového systému (Véle, 2006, Lewit, 2003).

Pokud není daný pohyb (např. chůze) delší dobu užíván, působí na něj jev zvaný entropie, tedy vyhasínání, oslabování pohybového programu, a proto je nutné pohyby oživovat opakováním. Typické pro učení se nového pohybu je, že opakováním se jeho provedení zdokonaluje. Pokud má člověk chybný pohybový stereotyp, nelze jej odstranit a naučit nový; aplikuje se na něj metoda překrytí novým pohybovým programem. Využívá se výše zmíněné vlastnosti entropie, kdy se chybný stereotyp nepoužívá a postupně vyhasíná. Tuto činnost urychlíme překrytím naučení nového správného pohybového vzoru (Véle, 2006).

Opakováním pohybu dochází tedy k postupné fixaci pohybového stereotypu, který umožňuje ekonomičtější, rychlejší a méně energeticky náročný pohyb (Porada a Šimšík, 2010, dle Seliger et al., 1974).

Poruchou svalové souhry v důsledku chybně prováděné nekoordinované činnosti (sport, pracovní poloha a jiné jednostranné zátěže) jejím dlouhodobějším užíváním dochází k fixaci tohoto pohybu (Kolář, 2009).

Čím je člověk starší a čím déle chybný pohybový stereotyp trval, tím náročnější je jeho přeučení, pokud je to tedy ještě z fyziologického hlediska vůbec možné. Jelikož dlouhodobé používání chybného dynamického stereotypu se odráží i ve struktuře, může docházet k morfologickým změnám a v důsledku toho již není možné nový správný stereotyp pohybu naučit (Porada a Šimšík, 2010, dle Straus a Porada, 2006).

Na základě informací v této kapitole můžeme tvrdit, že v rámci identifikace osoby dle pohybového stereotypu chůze náš pohybový projev odráží fyzické, ale také psychické zdraví. Dále pak využijeme poznatku, že přes hrubý základ motoriky, který mají všichni lidé společný, je bipedální lokomoce pod neustálým vlivem zevního a vnitřního prostředí, a tak se tvoří individuální složka pohybu, opět vhodná k rozpoznání individua. Též jsme se dozvěděli, že individuální pohybový stereotyp se vyvíjí dlouhodobě a není možné i při vynaložené snaze ho dokonale zamaskovat při páchání trestného činu; jeho přebudování je dlouhodobou záležitostí a typická individuální charakteristika mu zůstává, jelikož už je podvědomou záležitostí.

Existence individuálního pohybového projevu je tedy hlavním argumentem ve prospěch možnosti identifikace člověka na základě sledování parametrů jeho chůze.

2.3.3 Základní charakteristika chůze

Chůze je jedním z nejjednodušších pohybů vhodných ke kinematické analýze, jedná se o základní pohybový stereotyp, jehož momentální podoba má základy položené během ontogeneze jedince a na fylogeneticky fixovaných principech (Kolář, 2009).

Tato forma bipedální lokomoce je, podrobněji řečeno, účinný pohyb vpřed s rytmickým střídáním dvou dolních končetin při minimálních nárocích na energetický výdej a dalších metabolických nárocích na jedince nebo, jednodušeji, schopnost přesunu z místa na místo pomocí opakování kroků v cyklu chůze (Véle, 2006).

Chůze je cyklický neboli rytmický translatorní pohyb fungující na principu kyvadla u každého člověka s individuálním timingem. Provedení takového pohybu je energeticky nenáročné na spotřebu, jelikož se zapojují pouze svaly, které přímo mechanicky provádějí tento pohyb (Lewit, 2003, Kolář, 2009). Během chůze dochází k rytmické kontrakci svalů, tedy k jejich zkracování, kdy se k sobě přibližuje začátek a úpon svalu. Kontrakcí svalů vzniklý tah působí na kostěný segment, který se svým kloubním koncem opírá o další kostěný segment s kloubním koncem, který slouží jako pevná opora pro pohyb. Ale tento segment není jen opěrným; může změnit svou roli na pohyblivý segment vůči dalšímu pevnému segmentu. Výsledný pohyb je kyvadlového rázu a probíhá po oblouku, kdy se nejedná o pohyb pouze dolních končetin, ale zapojení celého těla (Véle, 2006). Pohybový stereotyp je tedy natolik složitý, že nevystačíme s pouhou analýzou jednotlivých částí těla, ale musíme na něj hledět jako na celek, který

má díky specifickému zapojování svalů do činnosti typický ráz, který směřuje k identifikaci.

Svaly, které se při pohybu kontrahují, jsou zdrojem síly, udržují tělo ve vzpřímeném držení vůči působící gravitační síle – stabilizují tělo ve vertikále a brání tím pádu a také slouží k úchopu terénu (opoře) (Véle, 2006).

V průběhu chůze opisuje těžiště těla umístěné ventrálně před obratlem S2 pomyslnou sinusoidu v sagitální a v horizontální rovině. Čím je chůze rychlejší, tím je výkyv těžiště výraznější, a samozřejmě naopak je tomu u pomalé chůze (Jonák et al., 2008). „... jedná se o složitý zautomatizovaný úkon natolik individuální, že ho lze použít k identifikaci individua...“ (Véle, 2006). K obdobnému závěru dochází i Lewit (2003). Doposud nelze přesně určit, který pohyb je normální; můžeme ho pouze označit za fyziologický, splňuje-li výše zmíněné podmínky (Lewit, 2003).

Tento pohybový stereotyp každé dolní končetiny je možno charakterizovat pomocí cyklu skládajícího se z fáze opěrné, tedy stojné (60 % části z cyklu), a z fáze kročné, tedy švihové (40 % části z cyklu). Fáze dvojí opory, jinak řečeno stoj, kdy jsou obě dolní končetiny současně ve fázi opěrné, zaujímá 12 % celkového cyklu a jedná se o tu část cyklu, kdy pata je v kontaktu s podložkou, a skončí v momentě, kdy se prsty odlepují (Gross, 2001).

Do chůzového projevu a do změny jeho kinematiky se promítají různé neuromuskulární a muskuloskeletární odchylky nebo bolestivost segmentu, která může být doplněna následně vzniklým kompenzačním pohybem jako reakce na abnormalitu krokového cyklu (Jelínek, 2001). „Chůze je nejen pod přímým vlivem CNS, ale je značně ovlivňována i z periferie, např. bolestivou aferencí nebo poruchami propioceptivní aference, vertebrogenními syndromy, omezením pohybového rozsahu v kloubech, sklonem pánve, postavením páteře, končetin apod.“ (Véle, 2006). V souladu s našimi dosavadními poznatky, i tyto opět přispívají k tvrzení ohledně snadnější identifikace osoby, pro její jedinečný pohybový projev pod vlivem bolesti nebo onemocnění. V průběhu záznamu kamerou a následné kinematické analýzy by se výrazně tyto vady projevíly ve výsledcích.

Velmi často měřeným parametrem v analýze pohybu bývá délka kroku (vzdálenost od místa dotyku jedné dolní končetiny po místo dotyku paty druhé dolní končetiny). Stejně tak je často měřena délka dvojkroku, jinak řečeno jeden cyklus

chůze, kdy měření probíhá v intervalu mezi dvěma kontakty paty téže nohy (Gross, 2001, Jonák, 2008). Při analýze je nutné odlišit běh, při kterém je přítomna letová fáze a nejedná se jako u chůze o soubor kroků, ale o soubor skoků (Jonák, 2008). Neopomenutelným parametrem při hodnocení chůze je dále stabilita ve stojné fázi a celková energetická náročnost lokomoce (Svoboda a Janura, 2010).

Tyto poznatky dále potvrzují tvrzení, že stereotyp chůze má vedle nesporných společných charakteristik svá specifika pro jednotlivce, což usnadňuje použití rozboru chůze při identifikaci osob.

2.3.4 Faktory ovlivňující lokomoci

Vedle již zmíněných psychických vlivů a neuromuskulárních a muskuloskeletárních poruch je řada dalších vlivů, které mění charakter chůze.

Výška postavy se jednoznačně promítá do osobitého rázu chůze: čím je osoba vyšší, tím provádí delší kroky s nižším rytmem (kadencí). Stejně tak kvalita povrchu, po kterém jdeme, ovlivňuje náš pohybový projev, tedy i chůzi. Změnu stereotypu chůze můžeme dále pozorovat při chůzi proti větru nebo ve vodním prostředí, kde na nás působí hydrostatický tlak a s rostoucí hloubkou roste odpor vody. Nociceptivní informace dokáže modifikovat kadenci chůze a na straně bolestivé dokonce zkrátit délku kroku, jako prevence snížení zátěže dané končetiny ve fázi opory (Véle, 2006).

Dále, depresivní stavy ovlivňují držení těla neideálním, na první pohled typickým flekčním držením těla. Naopak manické stavy se projevují vzpřímeným extenčním držením.

Na celkovou motoriku mají samozřejmě vliv také různá stimulantia, alkohol, drogy, medikamenty apod.

Důležitým vlivem na lokomoční projev má přirozeně i sklon terénu, chůze z kopce či ze schodů. Na rozdíl od bipedální lokomoce po rovině dochází k opačnému odvíjení plosky, kdy zadní dolní končetina je ve švihové fázi se současnou flexí kolenního kloubu a dorzální flexí hlezenního kloubu, zadní dolní končetina postupuje vpřed a původně přední dolní končetina je ve fázi opory a přechází do extenze kyčelního kloubu s extenzí kolene a plantární flexe hlezenního kloubu – postupně nastává fáze dvojí opory s maximální flexí kloubů a excentrickou kontrakcí svalů oporné dolní končetiny (Véle, 2006).

Při chůzi do kopce a do schodů při této modifikaci bipedální lokomoce si dopomáháme náklonem trupu vpřed a švihová dolní končetina přechází do flexe kyčelního a kolenního kloubu s dorzální flexí hlezenního kloubu. Následně přechází do fáze opory, je extendována v kyčelním a kolenním kloubu s plantární flexí hlezenního kloubu.

Z vnějších faktorů působících na délku kroku a exkurzi trupu a hlavy při chůzi má kromě sklonu terénu vliv i povrch terénu (Porada a Šimšík, 2010). Chůze v nepravidelném, tedy náročnějším terénu působí ve smyslu zpomalení chůze, poklesu kadence, délky kroku a zkrácení doby trvání fáze dvojí opory. Vlhký povrch zpomaluje rychlost chůze, zkracuje délku kroku a rozšiřuje bázi kroku s cílem lepší stability (Porada a Šimšík, 2010 dle McGinley, 2008). Při chůzi v kluzkém prostředí dochází k prodloužení celkového krokového cyklu, kdy k nejvýznamnějšímu prodloužení doby trvání dochází ve stojné fázi cyklu. Z toho vyplývá, že chůze je pomalejší a krok se zkracuje (Porada a Šimšík, 2010, dle Fong, 2005).

Rychlá chůze u zdravých osob je méně variabilní než chůze pomalá. Samozřejmě i věk má patřičný vliv na variabilitu kinematických parametrů chůze (Porada a Šimšík, 2010).

Pod vlivem působících zevních a vnitřních faktorů včetně vědomé úpravy stereotypu chůze pachatele dochází sice ke změně dynamického pohybového projevu (chůze), ale složitost jeho struktury a automatizace jednotlivých složek pohybu neumožňuje úplnou změnu v kratším časovém úseku a jeho hrubá charakteristika zůstává stejná (Porada a Šimšík, 2010, dle Straus a Porada, 2006, Straus, 2001).

Kromě jedinečného chůzového projevu vyvinutého ontogenezí osoby na něj působí v určitých okamžicích vlivy ze zevního i vnitřního prostředí, kterým se daná osoba přizpůsobuje, a tyto vlivy tedy mohou ovlivnit momentální pohybový projev, ale ve většině případů, vyjma pohybu ve vodním prostředí, si zachovává svůj typický ráz. Z toho tedy vyplývá, že pachatel nemůže dokonale změnit svůj stereotyp chůze, jelikož jeho hrubý charakter zůstává.

2.3.5 Fáze zdravé chůze

Krok (step) je jednotlivý úsek chůze neboli úsek kontaktu paty jedné dolní končetiny po kontakt paty druhé dolní končetiny s opornou bází (Véle, 2006, Vařeka, 2009).

Dvojkrok (stride) je kontakt paty první dolní končetiny po kontakt paty opět první dolní končetiny s podkladem; jednodušeji, vzdálenost dopadu paty jedné dolní končetiny na začátku krokového cyklu po dopad téže paty na konci krokového cyklu (Véle, 2006, Vařeka, 2009, Rak, Matyáš a Říha, 2008).

Hlavní pohyb vykonávající dolní končetiny je ve smyslu flexe a extenze, dochází k přenosu na pánev a pánev rotuje protisměrně vůči ramenním kloubům a zároveň dochází k torzním změnám na páteři. Dochází i k drobným výchylkám do všech stran, především v oblasti pánve. Hlava by se měla pohybovat minimálně (horizontálně i vertikálně) a horní končetiny se vychylují symetricky v předozadním směru. I pro délku jednotlivých kroků platí, že by měly vykazovat délkovou symetričnost (Lewit, 2003).

Krokový cyklus (tzv. gait cycle) je rozdělen do několika fází.

Švihová fáze, stručně řečeno, se skládá z období zahájení švihu, období středního švihu, období ukončení švihu (Vařeka, 2009).

Podrobněji je možno popsat tuto fázi tak, že švihová dolní končetina se odlepuje od podložky, postupně ztrácí kontakt s podložkou – s opornou bází – a dochází k pohybu vpřed. V tomto momentě je v kontaktu s pevným povrchem pouze druhá dolní končetina, která má v daném momentě funkci oporné dolní končetiny. Jelikož pánev na straně švihové dolní končetiny ztratila pevnou oporu, má sklon k poklesu v horizontální rovině, tuto situaci se snaží zachránit abduktory stejné dolní končetiny a na straně švihové dopomáhá musculus quadratus lumborum a musculus iliopsoas. Jako prevence pádu dochází k přeměně švihové dolní končetiny v opornou a cyklus se opakuje. Krokové fáze doplňují torzní pohyby pánve ve směru k oporné dolní končetině a torzní pohyby ramenních kloubů kontra švihové dolní končetině, stejně tak jako rotace v celém průběhu páteře s maximem v Th8. Při analýze pohybu bychom odhalili, že s rostoucí rotací v páteři se prodlužuje délka kroku a dějí se tak menší stranové deviace.

Popsání dějů v jednotlivých kloubech vystihuje kombinovaný pohyb kyčelního kloubu flexe s mírnou zevní rotací a addukcí, kolenní kloub přechází z flexe do natažení a v hlezenním kloubu lze pozorovat dorzální flexi s everzí nohy (Véle, 2006).

Opornou fází, fází jedné opory, vystihuje popis kontaktu paty s postupným zatěžováním, až dojde k plnému kontaktu plosky s podlahou (tzv. období střední opory končící odlepením paty) a následuje období aktivního odrazu a období pasivního odlepení. Tato fáze končí zvednutím špičky oporné dolní končetiny. Zjednodušeně řečeno, oporná fáze trvá pouze v období krokového cyklu, kdy je dolní končetina alespoň částí chodidla v kontaktu s podložkou (Vařeka, 2009). Lewit (2003) tuto fází popisuje takto: jako první přichází do kontaktu s povrchem pata, následuje plynulé odvinutí plosky po zevní hraně (se supinační tendencí), následuje pohyb směrem do pronace akra dolní končetiny a končí u palce.

Podrobněji lze vnímat tuto fází chůze jako počátek kontaktu paty s podložkou a také jako prevenci pádu, který by po švihové fází následoval. Dochází k postupnému zlepšení stability kontaktem celou ploskou s podložkou působením reaktivní síly (Véle, 2006). Noha v této fází má uchopovací funkci terénu (tzn., střídá se supinace s pronací v hlezenním kloubu), následuje postupné odvinutí plosky od paty přes plosku ke špičce přes plantární flexi hlezna s dopomáhající působící propulzní silou, váha je přenesena na I. prstec (palec) (Véle, 2006, Lewit, 2003). Pak dochází k odrazu, kdy vzniká síla působící ve smyslu posunu těla vpřed a vzhůru a opakuje se švihová fáze. V páteři opět probíhají torzní mobilizační pohyby, vychýlení těžiště trupu směrem k oporné dolní končetině, kyčelní kloub je v extenzním postavení s přechodem rotace zevní do vnitřní. Semiflektované koleno v době kontaktu paty a pak celé plosky s podložkou plynule přechází do extenze v době odlepování paty od podložky. Plantárně flektovaný hlezenní kloub se mění v dorzálně flektovaný s extenzí metatarzofalangeálních kloubů (Véle, 2006).

Fáze dvojí opory je moment krokového cyklu, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou; jedna dolní končetina se podložky dotýká v oblasti špičky a druhá dolní končetina v oblasti paty. Jedná se o pozvolný přechod švihové dolní končetiny v opornou, kdy je těžiště v nejnižší poloze celého průběhu cyklu a dochází zde k propulzi s navazující brzdící a pak švihovou fází. Z biomechanického pohledu se dá nazvat tato fáze nulovou polohou kyvadla, kterému se přirovnává krokový cyklický mechanismus.

Z důvodu **prevence pádu** při chůzi je svaly odrazové končetiny produkována propulzní síla, která způsobuje zvedání trupu šikmo vzhůru a vpřed. Odrazová končetina posouvá těžiště vpřed a zvyšuje náchylnost k pádu se zároveň působící gravitační silou. Tuto sílu vyrovnává švihová dolní končetina bránící pádu, který by jinak hrozil (Véle, 2006). Díky schopnosti stabilizace v klidu či při pohybu je zajištěna spolehlivá chůze, což je důležité obzvláště v terénu. Tuto stabilizaci „zajišťuje CNS přes svalový aparát, jen když je pevná opora v místě kontaktu dolních končetin s opornou bází na zemi (= podložkou, podlahou) tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní sv. síly.“ Pro správnou stabilizaci musí být dolní končetiny plně v kontaktu s podložkou takzvaným uchopením (střídáním supinace a pronace v hlezenním kloubu) a musí existovat frikce v místě kontaktu s podložkou. Nemalou roli zde hrají antigravitační svaly udržující vzpřímenou polohu těla vůči působící gravitační síle a aktivně se účastní pohybů při lokomoci (Véle, 2006).

Stojná fáze tvoří 60-62 % celkového cyklu a švihová fáze zbylých 38-40 % při běžné rychlosti chůze, což je u průměrného dospělého jedince 113 kroků za minutu při průměrné délce kroku 70,1 cm. S rostoucí rychlostí chůze se podíl švihové fáze zvyšuje (Porada a Šimšík, 2010).

Neodmyslitelnou součástí chůze je dopomocný pohyb **horními končetinami**. Jedná se o švihový pohyb prováděný v kontra-pohybu dolních končetin a je pasivně vyvažovací. Byl ale naopak prokázán i aktivní pohyb v horních končetinách při chůzi (Véle, 2006).

2.3.6 Reakční doba

Několik sekund trvající fyziologicky daná reakční doba je definována jako čas k rozhodnutí ovlivňující rychlost motorické odezvy. Jedná se tedy o dobu zahrnující počátek percepce stimulu až do motorického projevu (Straus a Danko, 2009, dle Seliger et al., 1974).

Výběrová reakční doba neboli čas k rozhodnutí je nejproměnlivější složkou reakční rychlosti, která brzdí rychlost odezvy. Mezi faktory ovlivňující reakční čas zařazujeme alkohol, různá stimulantia, drogy, věk, únavu, zdraví, prostorovou orientaci a další. Jedním z nejvýznamnějších ovlivňujících faktorů reakční doby je alkohol, který od koncentrace 0,4-0,5 ‰ v krvi výrazně zhoršuje kvalitu myšlení, postřehu, smyslového vnímání, zhoršuje soustředěnost, rovnováhu, odhad vzdálenosti, obtížně se

vyrovnává s přechody mezi světlem a tmou a mnohými dalšími procesy. Paradoxně příznivě působí alkohol při velmi nízkém množství alkoholu v krvi (0,08 ‰) (Straus a Danko, 2009). I tyto poznatky eventuelně obohacují možnosti procesu identifikace bipedální lokomoce, tedy pomohou nám rozlišit, zda je osoba pod vlivem omamných látek, unavená či nemocná.

2.3.7 Identifikace

V roce 2001 bylo oficiálně prokázáno, že dynamika lidské chůze je individuální pro jednotlivce a je plnohodnotnou biometrickou metodou (Porada a Šimšík, 2010, dle Abdelkader, 2001, Nixon et al., 2002).

Česká kriminalistika a její výzkum v identifikaci osob dle pohybu pomocí této základní biometrické metody zaujímá ve světovém výzkumu jedno z předních míst. Této technice napomáhá i rychlý technologický rozvoj v oblasti záznamových a vyhodnocovacích zařízení. Průmyslové kamery nachází své praktické uplatnění z forezních důvodů např. v bankách, obchodech a na dalších veřejných místech. Velkým nedostatkem této techniky je chybějící databáze vzorků, se kterými by bylo možné záznam porovnávat za účelem identifikace, ale velkou nepochybnitelnou předností je individuálnost pohybového projevu, který je dlouhodobě neměnný (Ščurek, 2008). Odborníci se shodují, že získané záznamy chůze jsou z 90 % spolehlivé pro identifikaci. Za velkou přednost této metody je možno pokládat její nenákladnost, bezkontaktnost a možnost hodnocení na velké vzdálenosti na rozdíl od jiných biometrických metod, jako je snímání otisků prstů a identifikace dle oční duhovky a sítnice (Porada a Šimšík, 2010). V současnosti se za nedostatek považuje, že není tak přesná jako např. otisky prstů a nemůže sloužit jako jasný forezní důkaz při soudním procesu.

Individuální anatomická stavba a struktura dynamického stereotypu chůze má osobitý charakter pro každou osobu, a to délkou kroku, bází chůze apod. Motorické návyky se odráží na zanechaných kriminalistických stopách pachatele způsobených bipedální lokomocí (Karas, 1978). Užitečným poznatkem v rámci identifikace je informace, že „pohyb působí formativním vlivem na strukturu a struktura orgánu vymezuje pohyb. (...) Dlouhodobé poruchy pohybové funkce mohou vést až k morfologické přestavbě na základě principu, že funkce formuje orgán“ (Véle, 2006). Jinými slovy, jednostranná opakovaná zátěž se projeví charakteristickou strukturou

pohybového aparátu typickou pro určitou skupinu lidí, např. zaměstnanci, sportovci apod. Má-li hledaná osoba něčím výrazně odlišný typ chůze (antalgická chůze), můžeme předpokládat bolestivost pohybového segmentu, pro kterou např. nezatěžuje jednu dolní končetinu, má kratší krok, ale zároveň může mít charakteristické držení těla pro nějakou dysfunkci v pohybovém aparátu. Individualitu chůze zaručuje rozmanitý rytmus chůze. Ačkoliv základ bipedální lokomoce máme všichni stejný, individuální složka se rozvíjí učením a adaptačním mechanismem na zevní a vnitřní prostředí. „Pohyby při lokomoci jsou řízeny činností CNS podle programů druhově specifických, jež jsou zděděny a rámcově uloženy v CNS“ (Véle, 2006, Porada a Šimšík, 2010).

2.3.8 Identifikace dle chůze

Mezi biometrické metody zabývající se identifikací jedinců dle jejich dynamického stereotypu chůze řadíme metody zaznamenávající a hodnotící siluetu jdoucí osoby a modelování pohybu. Modelové, jinak řečeno parametrické metody řeší dynamické parametry chůze bez ohledu na oblečení. Siluety vyčleněné z pozadí se zaměřují na tvar těla osoby v zachycených fázích pohybu (Porada a Šimšík, 2010, Hrazdira, 2010). Mezi moderní přístupy řadíme analýzu záznamů z digitálních zařízení, kde velkou předností je možnost zaznamenat nejen kontinuální pohybový děj, ale také třeba jen jeden snímek v určitém momentě, a také je možno si celý pohyb rozfázovat po nejmenších časových úsecích o délce 0,04 s do podoby kinogramu (Porada a Šimšík, 2010, dle Straus a Jonák, 2007).

2.4 Biomechanika chůze

Chůze probíhá na základě zapojení všech složek pohybového aparátu od skeletu, přes svalové komponenty až po centrální nervovou soustavu, které spolu navzájem komunikují.

Jako plně vystihující model lokomoce si lze představit krokový mechanický oscilátor, což je dvojitá soustava kyvadel imitující dolní končetiny, která produkuje chůzový pohyb (Pohybový systém, jeho struktura a chování, 2012).

Na udržení rovnovážné polohy v průběhu pohybu se podílí reakční síly přenesené z kloubů dolních končetin na podložku spolu se setrvačnými silami jednotlivých segmentů těla (Jonák et al., 2008).

V případě zkoumání biomechaniky chůze se zaměřujeme na symetrii časování kroku a další kinematické parametry (rychlost chůze, dráhu, zrychlení, časový interval, kadenci, průměrnou vzdálenost ušlou za den, délku kroku apod.), z nichž některé využíváme v procesu rozlišování osob dle chůze. Také se používají dynamické charakteristiky (hmotnost, momenty setrvačnosti, gravitační, setrvačné a brzdící síly, silové momenty v kloubech a mnoho dalších), ke kterým se využívají jiné objektivizační metody, v této práci ale nepoužívané.

V energetických aspektech se zajímáme o potenciální a kinetické energie a jejich akumulace a transformace a především reologické vlastnosti, jako je plasticita, viskozita a elasticita (Pohybový systém, jeho struktura a chování, 2012).

Pro určení abnormální vzpřímené lokomoce je nutno znát fyziologické a biomechanické aspekty normální chůze a precizně znát krokový cyklus (Jelínek, 2001).

2.4.1 Sledované aspekty chůze

Na základě získaných poznatků uvedených výše tedy můžeme vyjmenovat nejdůležitější parametry, které lze při rozboru chůze měřit a které lze použít k identifikaci osob. Budou se týkat zejména dolní části těla, protože, jak již bylo uvedeno výše, chůze využívá jako hlavní zdroj síly svalů dolních končetin.

Délka kroku „je závislá na době, po kterou trvá odvíjení nohy od podložky. Je tím delší, čím je osa nohy více v rovině sagitální“ (Jonák et al., 2008). Abychom mohli měřit délku kroku, je nutné si definovat způsob, jak určit, kdy je noha v kontaktu s podložkou, abychom následně mohli jako délku kroku brát rozdíl v souřadnicích určité části nohy v příslušných okamžicích. Zeni, Richards a Higginson (2008) považují za nejlepší metodu tzv. souřadnicovou, při které definují zmíněný okamžik kontaktu nohy s podložkou na základě maxim a minim rozdílu souřadnic paty a křížové kosti.

Těžiště je působiště tíhové síly působící na hmotné těleso, v tomto případě lidské tělo. Náš pohled zužujeme na toto působiště pouze v případě, kdy se nesnažíme pozorovat pohyb lidského těla, ale pouze pohyb hmotného bodu (Janura, 2004).

Těžiště je v lidském těle uloženo asi v 55 % celkové výšky těla – v malé pánvi – přibližně v úrovni druhého křížového obratle mezi oběma kyčelními klouby – 4-6 cm před promontoriem (Jelínek, 2001, Janura, 2004, Jonák et al., 2008, Porada a Šimšík, 2010).

Uložení těžiště je charakteristicky odlišné u ženského a mužského pohlaví díky rozdílné stavbě těla, rozdílnosti jednotlivých proporcí těla. Muži mívají těžiště uloženo výše o 1-2 % než ženy. Děti mají těžiště uloženo vysoko; s postupným dospíváním, vývojem a růstem se přesouvá níže (Janura, 2004).

Trajektorie těžiště. Těžiště při chůzi opisuje sinusoidu, kdy dosahuje nejvyšší polohy na počátku odrazu a nejnižší polohy dosahuje v době stoje – dvojí opory. Oscilace laterolaterálním směrem dosahuje největších exkurzí při chůzi o široké bázi (Jonák et al., 2008). Velikost výchylky v každém (laterolaterálním i distoproximálním) směru je přibližně 5 cm (Jelínek, 2001). Těžiště někdy mění polohu s měnícím se pohybem, v některých polohách či pohybech mění těžiště umístění až mimo lidské tělo (Janura, 2004). V praxi se využívalo dříve ke sledování trajektorie těžiště temeno hlavy či střed ucha – trajektorii pohybu mají velice podobnou jako skutečné těžiště těla, ale ne identickou, jelikož u hlavy dochází k větším amplitudám, než je tomu u těžiště těla (Porada a Šimšík, 2010, Rak, Matyáš a Říha, 2008, Straus a Jonák, 2005). Námi použité markery v oblasti velkých trochanterů stehenních kostí v rámci trojrozměrné kinematické analýzy chůze v praktické části této diplomové práce, jak bude vidět dále, vykazují odchylky anatomických struktur v laterolaterálním směru ve frontální rovině a tím tedy i naznačují výkyvy těžiště v tomtéž směru.

Výrazné výkyvy v rychlosti chůze (příliš rychlá či pomalá) nebo v délce kroku (příliš krátký či dlouhý) způsobují velkou energetickou náročnost prostřednictvím většího zapojení svalové práce (Jonák et al., 2008, dle Janda et al., 1966). Energeticky nejvýhodnější je zcela individuální typ chůze dle délky dolních končetin, rychlosti chůze a způsobu kladení chodidel (Jonák et al., 2008).

Rychlost chůze je tedy jednoznačně dalším kandidátem mezi sledovanými parametry.

Protože lze logicky odůvodnit vztah mezi měnící se rychlostí, délkou kroku a velikostmi úhlů kloubů, především kyčelních a kolenních, další parametry využitelné k identifikaci osob jsou **úhly kyčelních a kolenních kloubů**. Parametry týkající se úhlů kloubů byly úspěšně použity jako vodítko při identifikaci např. v Larsen et al. (2010).

Dalším takovým parametrem, který určuje náročnost chůze, je **zevní rotace chodidel** při došlapu. Nejoptimálnější hodnota byla stanovena na 7,5 ° a přítomna byla

u 72 % lidí. Opět se mění rozsah v závislosti na ostatních parametrech: s rostoucí rychlostí rotace klesá a u pomalejší chůze roste (Jonák et al., 2008).

Ve fyzioterapeutické praxi se využívají různé modifikace chůze, z níž jednou je různá rychlost chůze – tyto modifikace odhalují chyby v pohybovém stereotypu chůze, které nemusí být v procesu přirozené bipedální lokomoce tak zřejmé (Kolář, 2009).

Existuje mnoho kompenzačních mechanismů, které dokážou zachovat plynulost chůze při vychylování těžiště. Pokud tyto mechanismy selžou, je možno pozorovat rapidně rostoucí energetickou náročnost a neschopnost rychlé chůze (Jonák et al., 2008). Jelínek (2001) zmiňuje mechanismy snižující výkyvy těžiště ve vertikále až o 2,5 cm, a tedy nabízí možnosti, jak snížit energetickou náročnost chůze a jakéhokoliv pohybu.

Dalším zajímavým parametrem jsou **výchyly velkých trochanterů stehenních kostí**. V praktické části práce používáme markerů uložených v oblasti velkých trochanterů stehenních kostí ke sledování výchylek během chůze v laterolaterálním směru, což může napovídat i o pohybu těžiště v témže směru. Ve fyzioterapeutické praxi používáme k ozřejmení schopnosti udržet pánev v horizontále Trendelenburg-Duchennovou zkoušku stoje. Vyšetřovaný provádí flexi kolenního a kyčelního kloubu jedné dolní končetiny. Tato zkouška vychází pozitivní při oslabení abduktorů včetně musculus gluteus medius a projevuje se poklesem pánve na straně flektované dolní končetiny a výchytkou velkého trochanteru stejné končetiny ve frontální rovině, někdy až nakloněním trupu k téže straně. V praxi se tento deficit projevuje kolébovou chůzí (Haladová a Nechvátalová, 2010), která se bude v rámci našeho biomechanického výzkumu projevovat právě výchytkami trochanterů v laterolaterálním směru.

2.5 Pohybový stereotyp a jeho poruchy

2.5.1 Charakteristické poruchy stereotypu chůze

Antalgická chůze spočívá ve vyhnutí se zátěži postižené části těla pomocí kompenzačního náhradního pohybu. Způsob antalgické chůze tedy napovídá pozorovateli, jakými obtížemi je sledovaný postižen (Kolář, 2009).

Pacient s bolestivým I. metatarssem (podagra) palce nohy se pokusí v průběhu chůze vyhnout bolesti nedošlápnutím na tuto část nohy a bolest eliminuje odrazem z celé plošky. Pro pacienta s **parézou nervus peroneus** je typická kohoutí chůze neboli

stepáž, kdy nemocný není schopen dorzální flexe v hlezenním kloubu, a proto si musí tento pohyb nahradit zvýšením flexe kyčelního a kolenního kloubu. Pokud je omezená dorzální flexe hlezna (**pes equinus**), projevuje se dolní končetina relativně prodloužená, nedochází ke kontaktu s podložkou při došlapu patou, ale na hlavičky metatarsů, a zároveň dochází k hyperextenzi kolene, z které se později může rozvinout genu recurvatum. Takový pacient se podvědomě snaží o kompenzaci funkčním zkratem končetiny, a to také pomocí elevace pánve nebo cirkumdukci kyčle či zvýšením flexe v kyčli i koleni. **Bolest v oblasti kolene** se projeví antalgickou chůzí v podobě cirkumdukce kolene, pokud je koleno fixováno v extenzi, nebo zkracováním stojné fáze v průběhu krokového cyklu, aby bylo koleno co nejméně zatěžováno. **Výpotek v koleni** se projeví nutkavou flexí kolenního kloubu. **Oslabením musculus quadriceps femoris** dochází k poruše extenze v kolenním kloubu a je nahrazována manuálním zatlačením dlaní do postiženého kolene nebo přenesením těžiště vpřed při současném kontaktu patou s podložkou. Automatickou odezvou na tento proces je propnutí tohoto kloubu; opět se může opakovaným používáním rozvinout v genu recurvatum. Další významnou vadou v oblasti kolenního kloubu, která se může promítnout do porušeného stereotypu chůze, je **omezená extenze** v tomto segmentu, jež způsobuje relativní zkrat končetiny, na který zdravá, paradoxně relativně prodloužená dolní končetina reaguje cirkumdukci v kyčelním kloubu či elevací pánve a nášlapem přes prsty. Antalgická chůze charakteristická pro afekci kyčelního kloubu artrózou či u poliomyelitidy se nazývá **trendelenburgova chůze**, kdy pacient šetří abduktory stehna a vyhýbá se bolestivé stojné fázi nemocné DK vychýlením těžiště laterálně od osy femuru stojné končetiny a ve švihové fázi je uvolněný a zevně rotován (Gross, 2001).

Při **fleční kontraktuře kyčelního kloubu** je omezen pohyb kyčelního kloubu do extenze; tato porucha se projeví jako zkrat končetiny. Nemocný tento defekt kompenzuje hyperlordózou v bederní páteři a plantární flexí v hleznu. Relativní a strukturální změna délky končetiny ve smyslu prodloužení či zkratu se projevuje obdobně jako již ve výše zmíněných případech (Gross, 2001).

Obecně shrnuto, snížení souhybů pánve a strnulé držení těla při chůzi s případným vybočováním může být projevem funkční či strukturální poruchy (diskopatie, m. Bechtěrev, koxartróza a mnoho jiných). Naopak za zvýšenými souhyby pánve může stát oslabené gluteální svalstvo, myopatie nebo oslabení stabilizátoru pánve v horizontále – **musculus gluteus medius**. Za zkráceným krokem může stát **zkrácený**

musculus iliopsoas, omezení rozsahu pohybu v kyčelním kloubu, degenerativní afekce kyčle – koxartróza, m. Parkinson, bolest ve fázi zatížení stojné dolní končetiny. Na první pohled **nestabilní chůzi** může způsobovat centrální porucha řízení pohybu, svalová oslabení periferie, poruchy cití – diabetická polyneuropatie a mnoho dalších (Véle, 2006).

V případě zmíněného vlivu duševního stavu na pohybový projev je nutné zmínit **hysterický typ chůze**, kde po funkční stránce je pohybový aparát beze změn. U takové osoby pozorujeme chůzi o užší bázi, o proměnlivé charakteristice. (Kolář, 2009)

Parkinsonská chůze. Tento druh lokomoce se projevuje sníženou rychlostí, drobnými kroky a prodlouženou fází dvojí opory. Je často popisována jako šouravá chůze, kdy při detailní analýze vychází vertikální oscilace amplitudy těžiště menší než u zdravého člověka. Laterální oscilace těžiště, tedy stranové úchyly, jsou bez patologie. Dominantní je nezapojování souhybu horních končetin při chůzi se současnou semiflexí loketních kloubů. Transverzální rotace pánve a trupu je oproti zdravému člověku při lokomoci v souhlasném směru. Tato modifikace lokomočního pohybu je na první pohled zřetelná výrazně sníženou extenzí kyčle, tedy přetrvává v mírné semiflexi. Pata se nedotýká podložky při krokovém cyklu a nastává zmenšená plantární flexe hlezna na konci stojné fáze. Je přítomno flekční držení těla, které doprovází posunutě těžiště vpřed a dochází ke zvýšenému riziku pádu vpřed a tzv. dohánění tohoto těžiště, kdy pacient má obtíže se zastavením pohybu (Pauch, 1997, Kolář, 2009).

Poruchou vestibulárního aparátu vzniká **chůze vestibulární** s tendencí vychylovat se z přímé trajektorie lokomoce doprovázené vyšším rizikem pádů (Kolář, 2009).

Omezení rychlosti může být limitováno oslabenými flexory kyčelního kloubu, které nedostatečně kontrolují extenzi kyčle v krokovém cyklu, a tudíž je její rychlost brzděna (Svoboda a Janura, 2010, Siegel et al., 2007).

Janda dělí chůzi na základní typy, které je možné analyzovat u běžné populace v různě kombinovaných formách pro rozmanitost ontogenetického vývoje individua. Jedním ze zmiňovaných typů je **proximální chůze**, kdy při chůzi jsou výrazně zapojovány kyčelní klouby a pozorujeme snížené odvíjení plosek v průběhu bipedální lokomoce. U **akrálního typu chůze** bývá naopak největší aktivita v oblasti chodidel, bývá nadměrné odvíjení plosek s intenzivní plantární flexí hlezna ve stojné fázi, zatímco

aktivita v kyčelních kloubech je snížena. Posledním typem je **peroneální chůze**, kdy se v praxi mluví o chůzi způsobující „zastříkaná lýtka“ pro nadměrnou flexi kolenních kloubů everzi přednoží a vnitřně rotovaná stehna (Kolář, 2009).

Trendelenburgova chůze („kachní chůze“) je charakteristická kolébavou chůzí, ke které dochází oslabením m. gluteus medius bilaterálně. Tyto svaly za fyziologického stavu udržují pánev v horizontální rovině (Kolář, 2009, Lewit, 2003).

Kvadrátová chůze vzniká zkrácením musculus iliopsoas, který má za následek omezenou extenzi kyčelního kloubu během chůze, která bývá kompenzována zvýšenou aktivitou musculus quadratus lumborum, který způsobuje elevaci pánve (Kolář, 2009).

2.5.2 Poruchy stereotypu v souvislosti s identifikací osob

V této podkapitole jsme pouze naznačili několik typů chůze, kde etiologií porušeného pohybového stereotypu je neurologické onemocnění či porucha muskuloskeletárního aparátu, poruch je však mnohem více. Nicméně i přes tento malý uvedený vzorek poruch a odlišností chůze se opět utvrzujeme ve vysokém stupni individuality pohybového projevu.

Na základě výše uvedeného tedy můžeme tvrdit, že závěry kinematické analýzy je možné činit i v souvislosti s poruchami pohybového stereotypu a určit tak pravděpodobnou diagnózu na základě kamerového snímku. Informace, že osoba na snímku trpí nějakou diagnózou, výrazně zužuje okruh možných lidí, kteří by na snímku mohli být, a tím pádem může sloužit jako další prvek v procesu identifikace osob.

2.6 Kinematické metody

Na závěr teoretické části si představíme základní metody kinematické analýzy, které pro náš výzkum připadají v úvahu.

Goniometrie je metoda využívající měřidla, tj. goniometru, pomocí kterého dostaneme kvantifikovanou hodnotu rozsahu pohybu v kloubech a velikost úhlových změn při rotačním pohybu v kloubu (Janura a Zahálka, 2004).

Akcelerometrie měří zrychlení pomocí akcelerometru v rovině a prostoru (Janura a Zahálka, 2004).

Stroboskopie je technika, při níž se využívá stroboskopu, který vytváří sekvenci pohybů na jednom filmovém snímku (Janura a Zahálka, 2004).

Systémy využívající elektromagnetického principu používají senzorů upevněných na nejrůznější části těla, které vysílají informace o pohybu ke zdroji. Výsledkem jsou získané souřadnicové informace o pohybu jednotlivých senzorů (Janura a Zahálka, 2004).

Systémy využívající akustické senzory. V tomto případě je třeba přepočítat zvukový signál ve snímači ze senzorů pomocí známého údaje – rychlosti zvuku – na délkové hodnoty pro souřadnicové údaje (Janura a Zahálka, 2004).

V této práci budeme využívat **optoelektrické metody**, protože je tato metoda k dispozici v laboratoři Katedry biomechaniky FTVS. Nyní jsou senzory určujícími souřadnice optické senzory v podobě LED světelných zdrojů (aktivní zdroj) nebo v podobě reflexních bodů a pásek (pasivní zdroj). Do této metody spadá kinematografická neboli videografická metoda, která hodnotí záznam ze získaných údajů (Janura a Zahálka, 2004). Pasivní reflexní značky, kterých jsme použili v praktické části při provedení experimentu, mají výhodu oproti aktivním diodám, že není třeba žádných baterií, nezahřívají se, nepřekáží nám jejich kabely, jsou lehké. Za nevýhodu tohoto typu označení segmentů těla, která také nastala v průběhu provedení experimentu, je považována nemožnost identifikace polohy daného bodu v případě zakrytí jinou částí těla v průběhu lokomoce a dále to, že nemohou být tak hustě nalepeny jako diody, je tedy podpořeno riziko slučování při pohledu z různých kamer. V případě našich pasivních značek jsou okolo čočky kamery diody vysílající IR záření, které se odrazí od reflexních značek, a filtr, který je u čočky snímající kamery, rozezná intenzitu odraženého světla. Silně blýskavé zaznamená a méně blýskavé potlačí (Jelínek, 2001, Janura a Bastlová, 2003).

3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, HYPOTÉZY

3.1 Výzkumný problém, cíl práce

Jak bylo uvedeno již v úvodu, v zájmu rostoucí poptávky po bezpečnosti je nutné zvýšení kvality analýzy dat získaných pomocí bezpečnostních kamer.

V teoretické části práce jsme na základě rešerše příslušné literatury uvedli řadu argumentů, které hovoří ve prospěch tvrzení, že je možné identifikovat osoby podle charakteristiky jejich chůze. Stejně tak jsme viděli, že kinematická analýza je osvědčená metoda analýzy pohybu, široce využívána v mnoha typech výzkumů.

Hlavním aspektem této diplomové práce tedy budou experimenty, při kterých budou do laboratoře pozváni lidé, kteří se budou po laboratoři procházet. Ve stejné chvíli je bude snímat několik speciálně upravených kamer, které do počítače zaznamenají značný rozsah dat exaktně popisujících pohyb sledovaného člověka.

Cílem analýzy bude odhalit a popsat případné pravidelnosti, vzorce a další souvislosti opakující se u většiny sledovaných subjektů. Tyto poznatky by měly být využitelné v procesu identifikace osob zaznamenaných na bezpečnostních kamerách, a to i přesto, že existují jednoznačné důvody, proč jeden člověk neprovede určitý pohyb vždy přesně stejným způsobem, jak již bylo uvedeno v kapitole č. 2.

Reliabilita a validita výsledků subjektivní kvalitativní kinematické analýzy pohybu je nízká (Porada a Šimšík, 2010, dle Krebs et al. 1985, Leardini, 2005), proto je cílem této práce rovněž pokusit se o zvýšení platnosti výsledků s přihlédnutím na možné chyby systému a celkového provedení experimentu.

3.2 Hypotéza

Na základě uvedených teoretických poznatků z druhé kapitoly můžeme stanovit formulaci základní hypotézy č. 1: **Parametry chůze přispívají k identifikaci člověka.**

Mezi parametry, které budeme sledovat, patří délka kroku, úhel flexe kolenních kloubů, úhel flexe kyčelních kloubů a laterolaterální výchylky velkých trochanterů femurů. Z parametrů, kterým jsme se věnovali v teoretické části, se nebudeme v této práci zabývat těžištěm, a to z důvodu poměrně komplikovaného výpočtu jeho souřadnic z naměřených dat. Stejně tak nebudeme brát v úvahu zmíněnou zevní rotaci chodidel, protože by si pravděpodobně vyžádala velmi přesné měření s přesností na milimetry a

vysoký počet opakování pokusu, což v našem experimentu nemůžeme splnit.

Můžeme si tedy stanovit několik dílčích hypotéz:

- Hypotéza 1a: Délka kroku přispívá k identifikaci člověka.
- Hypotéza 1b: Úhel flexe kolenních kloubů přispívá k identifikaci člověka.
- Hypotéza 1c: Úhel flexe kyčelních kloubů přispívá k identifikaci člověka.
- Hypotéza 1d: Výchyly velkých trochanterů stehenních kostí do stran přispívají k identifikaci člověka.

Během výzkumu budou sledovány a vizuálně a počítačově vyhodnocovány rozdíly při chůzi v různých podmínkách, například chůze ve spodním prádle a chůze ve volném oblečení s obuví. V praxi jsou přirozeně klouby i další důležité body na těle schovány pod oblečení, což ztěžuje popis i kvantifikaci jejich pohybu ze záznamu bezpečnostní kamery, a proto je nutné experimentálně určit pohybové a koordinační souvislosti mezi viditelnými a neviditelnými body na těle. Tím se tedy dostáváme k hypotéze č. 2: **Naměřené hodnoty jsou srovnatelné pro osoby v oblečení a bez oblečení.** Tuto hypotézu by opět bylo možné rozdělit na dílčí hypotézy 2a až 2d na základě zkoumaných parametrů, analogicky k hypotéze č. 1.

Součástí experimentu bude také porovnání výsledků získaných z 3D analýzy, kdy máme výhodu použití exaktních technologií k měření přesných souřadnic zvolených bodů na těle, a 2D analýzy, kdy máme pouze dvojrozměrný obraz z klasické kamery bez jakýchkoliv souřadnic, což je situace, která bude nastávat při snaze použít poznatky o identifikaci v praxi. Hypotézu č. 3 tedy formulujeme takto: **Naměřené hodnoty jsou srovnatelné při použití 2D i 3D analýzy.** Zde budou dílčí hypotézy následující:

- Hypotéza 3a: Výsledky 2D a 3D analýzy jsou srovnatelné pro délku kroku.
- Hypotéza 3b: Výsledky 2D a 3D analýzy jsou srovnatelné pro výšku člověka.

Nebudeme brát v potaz úhly flexe kloubů, protože výpočet takových údajů z 2D záznamu je sice možný, ale nad rámec této práce. Výšku jsme zahrnuli z důvodu, že je z 2D záznamu odhalitelná poměrně jednoduše a při identifikaci osob vždy hraje klíčovou roli.

3.3 Metodologický princip

V rámci všeobecně přijímaného členění výzkumných metodologií je možné tuto diplomovou práci zařadit jako **komparaci**, protože jejím cílem je experimentálně porovnávat pohybové projevy jedinců a hledat mezi nimi rozdíly i podobnosti.

4 METODIKA PRÁCE

4.1 Technika měření

Podstatou diplomové práce bude vyšetřování a porovnávání dat získaných vyšetřováním kinematických a rozměrových parametrů člověka pomocí 2D a 3D přístupů kinematické analýzy. K trojrozměrnému měření bude využíván počítačový systém Qualisys od stejnojmenného švédského výrobce, skládající se z kamer Qualisys Oqus 3+ a analytického softwaru Qualisys Track Manager 2013. Jedná se o metodu pasivní kamery a aktivních značek. Podstatou je tedy zpracování údajů, které vysílají tzv. markery s infračerveným světlem umístěné na segmentech lidského těla. Tyto signály jsou zaznamenávány speciálními kamerami citlivými na toto světlo (Qualisys Track Manager, 2011). Informace z kamer přebírá a rozpracovává do podoby parametrů a souřadnic počítač, což je konzistentní s našimi teoretickými poznatky v kapitole 2.2.3, které hovoří ve prospěch používání podobného souřadnicového systému.

Dvojrozměrné měření bude provedeno na základě běžného dvojrozměrného záběru z klasické kamery – podmínky k identifikaci tedy budou srovnatelné s podmínkami, které spatřujeme v praxi.

Pro 2D analýzu postačí informace z jedné kamery, ale pro složitější 3D analýzu je třeba dvou a více kamer, kdy podmínkou sledování markerů je viditelnost alespoň ze dvou různých kamer v jednom okamžiku. Druhá kamera je nutná pro pojmutí třetího rozměru. V našem experimentu využijeme celkem 6 kamer, které budou rozmístěny po obvodu místnosti, aby byl proband zabrán ze všech možných úhlů. Je to nezbytné, pokud chceme zajistit, aby všechny markery, které budou rozmístěny po celém těle, byly kamerami vždy dostatečně viditelné, a tedy zaznamenané.

4.2 Podmínky správně provedeného experimentu

Pro analýzu pohybu pomocí kamery je nutné umístit kamery do odpovídající vzdálenosti od měřeného probanda. Pokud by byla kamera příliš daleko od sledovaného objektu, docházelo by ke zkreslení – viděli bychom objekt pod určitým úhlem, byl by malý, a v důsledku toho by nebylo možné sledovat detaily, ale zároveň musí být dostatečně vzdálená, aby bylo možné zachytit celý sledovaný pohyb (Janura a Zahálka, 2004).

Co se týče prostoru, optimální je jednoduchá rovná místnost s minimem rušivých elementů, dobře osvětlená, nejlépe s šedými jednobarevnými zdmi. Zejména je třeba minimalizovat množství dalšího nepotřebného vybavení a jiných předmětů v laboratoři, protože každý takový předmět může způsobovat odlesky, které potom počítačový systém chybně považuje za markery umístěné na těle. „Šum“ tohoto typu pak výrazně komplikuje analýzu dat v programu Qualisys, jak bude vidět dále během experimentu.

4.2.1 Rozložení kamer pro sledování pohybu v rovině 2D

Pro toto sledování je dostačující jen jedna kamera. Pro zkoumání pohybu v rovině musí optická osa kamery procházet ohniskem objektivu a protínat sledovaný úsek co nejbližší ke středu. Optická osa kamery musí být kolmá k rovině směru pohybu. Tato technika je optimální pro kvalitativní analýzu, ze které je možno určit pouze délku segmentů a úhly svírající jednotlivé segmenty (Janura a Zahálka, 2004, Porada a Šimšík, 2010). Ale v praxi se tato metoda příliš nepoužívá pro náročnost udržení optické osy kolmé k rovině pohybu, která pokud se nedodrží, zkresluje obraz (Jelínek, 2001).

V této práci jsme proto použili k hodnocení kinematické analýzy ve dvojrozměrném provedení pohledu ze dvou kamer, které navzájem porovnáváme. Jedna kamera zaznamenávala pohyb osoby zezadu, avšak tato kamera nebyla umístěna přímo za osobou, protože by jinak bylo nemožné na záznamu rozeznat postavení dolních končetin při jednotlivých krocích. Druhá kamera natáčela chůzi probanda zepředu, avšak opět nebyla přímo před probandem, ale mírně vlevo (z jeho pohledu). Jelikož v běžné praxi nebývají kamery kolmé ke směru pohybu osoby, napodobili jsme tak rovněž tuto skutečnost i v našem experimentu.

4.2.2 Rozložení kamer pro sledování pohybu v prostoru 3D

Jak jsme již zmínili, podmínkou pro správný výsledek ze zkoumání pohybu je, že každý sledovaný bod musí být vždy vidět alespoň ze dvou kamer současně. Jejich rozmístění svírá úhel menší než 90° a více jak 45° - takzvané postavení kamer ve tvaru deštníku. Pokud by se úhel nedodržel, existovalo by riziko zkreslení výsledku. Toto rozmístění kamer umožňuje získávat výsledky pro kvantitativní analýzu (Jelínek, 2001, Janura a Zahálka, 2004).

4.2.3 Kalibrace

Kalibrace v prostoru slouží pro určení skutečných rozměrů, vzdáleností atd. sledované osoby při analýze ve 2D, tedy jejich přepočítání ze vzdálenosti v pixelech na vzdálenosti v centimetrech, milimetrech apod. Postupuje se tak, že nejprve je třeba stanovit si vhodný poměr pro přepočítání mezi hodnotami reálnými a hodnotami na snímku. V praxi se často využívá kalibrační tyče, kříže, krychle apod., u kterých známe jejich skutečné rozměry, jsou součástí záznamu z kamery a díky nim je možné při vyhodnocování záznamu prostřednictvím užití správného měřítka získat hodnoty reálné (Janura a Zahálka, 2004, Porada a Šimšík, 2010).

V průběhu měření jsme použili ke kalibraci v prostoru kovový rám ve tvaru kvádrů, jehož celková délka byla jeden metr, výška této konstrukce činila 2 metry a hloubka byla 0,5 metru. Tento kvádr se skládal z několika menších krychlí, z nichž každá měla stranu o délce půl metru. Rám byl nasnímán na začátku snímání probandů, je tak součástí záznamu a je možné ho použít pro stanovení zmíněného poměru pro přepočítání naměřených rozměrů.

Tento rám byl rovněž použit pro kalibraci samotných kamer v rámci systému Qualisys, aby byly schopny poskytovat správné trojrozměrné souřadnice odpovídající realitě. Z toho důvodu je samozřejmě při práci nutné dávat pozor na nechtěnou změnu postavení kamer po kalibraci neopatrným pohybem (Jelínek, 2001).

4.2.4 Zkoumaný úsek

Prostor v laboratoři, ve kterém se probandi procházeli, měl rozměry 11,5 krát 5,2 m. Protože je pro identifikaci podle chůze nutné zachycení plnohodnotných kroků, které nejsou zkresleny prvním nebo posledním krokem daného pokusu, je třeba, aby proband chůzi započal ještě mimo záběr kamer a skončil až poté, co se opět mimo záběr dostane na konci pokusu. Kamery proto nesnímaly celý prostor místnosti, ale pouze její střed, do kterého se vešly cca 2-3 kroky probanda při daném pokusu, v závislosti na příslušné rychlosti chůze. Plné dva kroky tedy byly viditelné u každého pokusu, plné tři kroky pouze u některých.

Abychom docílili toho, že jednotlivé pokusy mezi sebou budou konzistentní, rozhodli jsme se zkoumat vždy 2 kroky u každého pokusu. Tento počet je dále výhodný v tom, že se vlastně díváme na jeden dvojkrok, který je ve vědecké literatuře často

vnímán jako základní jednotka chůze. Z hlediska zkoumání parametrů je dále přínosné, že máme zachycený celý cyklus jak levé, tak pravé strany těla, a všechny parametry tak můžeme měřit pro jeho levou i pravou část.

Náš postup tak bude konzistentní s teoretickým poznatkem, že chůze je cyklický pohyb, a proto je dostačující při jejím zkoumání sledovat jeden až dva krokové cykly, ale je nutné neopomenout již zmíněný vliv variability (Porada a Šimšík, 2010, dle Smidt, 1990).

4.3 Označení segmentů těla

4.3.1 Umístění značek

Značky využívající se v kinematické analýze pohybu kamerou se liší tvarem, velikostí, barvou atd. Příkladují se na tělo v místě základních přesně definovaných klíčových bodech, které jsou pro nás výhodné z hlediska měření vzdáleností, úhlů apod.

Pro nalezení těchto anatomických struktur využíváme palpačních zkušeností. Tuto anatomickou strukturu uloženou v hloubce pod tkáněmi, identifikovanou pomocí palpace, označíme značkou na povrchu lidského těla. Značka má tvar koule, protože se velice snadno určí její střed i při pohledu z různých úhlů.

V této fázi se také objevuje problematika palpace a vyhledání nepřístupných bodů, jako je střed kyčelního kloubu nebo ztížená palpovatelnost těchto bodů u obézních osob se zvýšeným množstvím podkožního tuku. V takových případech se pro nalezení středu těchto bodů využívá matematických a geometrických výpočtů. Nicméně v našem experimentu jsme se nesetkali s obézními osobami, a proto pro nás tento problém nebyl aktuální.

Další překážkou je vliv měkkých tkání, které mění při pohybu svou délku, a tím se nepatrně mění i poloha značek. Prevencí změny polohy značek je pouze invazivní zabudování, které je ovšem ve většině případů nemožné (Janura a Bastlová, 2003, Porada a Šimšík, 2010).

Používané barevné, světelné či reflexní značky mají omezené použití převážně na laboratorní podmínky, jelikož mimo laboratoř ve venkovním prostředí při běžném denním světle dochází ke zhoršení viditelnosti těchto markerů (Porada a Šimšík, 2010).

V našem případě jsme použili poměrně velké množství 39 markerů připevněných po celém těle u probanda vysvětlečeného do spodního prádla. Marker byl vždy umístěn na nejvyšším vrcholu hlavy (temeno hlavy), na kostěné výběžky palpovatelné přes kůži, a to na akromion (bilaterálně), trnový výběžek sedmého krčního obratle, laterální epikondyl humeru (bilaterálně), mediální epikondyl humeru (bilaterálně), processus styloideus ulnae (bilaterálně), processus styloideus radii (bilaterálně), olecranon ulnae (bilaterálně), spina iliaca anterior superior (bilaterálně), spina iliaca posterior superior (bilaterálně), na vrchol intergluteální rýhy, oblast trochanter major femoris (bilaterálně), ve středu stehna v oblasti iliotibiálního traktu (bilaterálně), laterální kondyl femuru (bilaterálně), mediální kondyl femuru (bilaterálně), v oblasti tuberositas tibiae (bilaterálně), malleolus medialis (bilaterálně), malleolus lateralis (bilaterálně), tuber calcanei (bilaterálně), distální část distálního phalangu I. prstce nohy (bilaterálně).

Ve fázi analýzy pohybu probanda v oblečení jsme sledovali 17 markerů. Zůstal nejvyšší vrchol hlavy (temeno), dále jsme umístili značky na oblečení odhadem do oblasti akromionu (bilaterálně), laterálního epikondylu humeru (bilaterálně), processu styloideu radii (bilaterálně), trochanteru major femoris (bilaterálně), laterálního kondylu femuru (bilaterálně), malleollu lateralis (bilaterálně). Nejvyšší vrchol v oblasti paty obuvi (bilaterálně) a nejvyšší vrchol špičky obuvi (bilaterálně).

Do naší analýzy bohužel nebylo možné zahrnout všechny tyto markery, protože se u části z nich ukázalo, že mají tendenci během pokusu odpadávat z těla – například oblasti mediálních kotníků byly problematické z toho důvodu, že o sebe oba markery během chůze zavadily a spadly na zem, čímž se jejich údaje staly nepoužitelnými. V závěrečném vyhodnocování získaných dat jsme tedy vyhodnocovali pouze ty markery, které nejméně odpadávaly z těla a byly zároveň použitelné pro výpočet stanovených kinematických parametrů, o kterých bude řeč dále.

Stejně tak vznikal problém při vyhodnocování těch markerů, které byly součástí nějakého shluku většího počtu markerů rozptýlených v relativně malé oblasti (např. oblast processus styloideus radii a ulnae na zápěstí, také v oblasti trochanter major femoris se spinou iliaca anterior superior a spina iliaca posterior superior na pánvi). U takových shluků občas docházelo k tomu, že se trajektorie různých markerů křížily a markery splývaly dohromady, díky čemuž mohl program Qualisys chybně jednotlivé

markery rozlišit a nesprávně identifikovat, který je který. Opět jsme tedy museli z tohoto důvodu některé markery vyloučit z našeho zkoumání.

Pokud bychom tedy měli shrnout, které markery jsme následně skutečně použili v analýze, u probanda ve spodním prádle jsme vypustili markery na vnitřních stranách dolních a horních končetin a z oblasti pánve jsme použili pro nejvyšší procentuální hodnoty trajektorií pouze velké trochantery stehenních kostí.

U oblečeného probanda nás zajímal marker na nejvyšším vrcholu hlavy (temeni), v oblasti acromionu (bilaterálně), trochanteru major femoris (bilaterálně), laterálního kondylu femuru (bilaterálně), malleollu lateralis (bilaterálně), nejvyšší vrchol v oblasti paty obuvi (bilaterálně) a nejvyšší vrchol špičky obuvi (bilaterálně).

4.4 Zkoumaná populace

Probandi byli vybíráni zcela náhodně z řad studentů Fakulty tělesné výchovy a sportu, protože nás zajímají všeobecné výsledky všech jedinců bez nějakého specifického omezení.

Věk neměl přesná kritéria, ale měla by v práci být zastoupena zejména skupina mladších osob (20-30 let), protože v této věkové skupině bude pravděpodobně docházet k většímu množství pouličních trestných činů zaznamenaných kamerou. Vzhledem k tomu, že jsme vybírali pouze ze studentů FTVS, bylo toto kritérium automaticky splněno a nebylo třeba dále zužovat náš výběr. Všichni probandi byli bez výrazného na první pohled charakteristického pohybového omezení. To je opět v souladu s použitím v praxi, protože při vyšším věku, případně při pohybovém omezení, pravděpodobně nebude tak často docházet k násilným trestným činům.

Experiment byl proveden na větším vzorku probandů v celkovém počtu 23 osob. Při vyhodnocování výsledků se ukázalo, že v poměrně velkém množství případů neposkytoval záznam dostatečně vysokou kvalitu na to, abychom ho mohli spolehlivě vyhodnotit – významné části trajektorií jednotlivých markerů nebyly zaznamenány, případně obsahovaly příliš mnoho okolního šumu na to, aby se dalo spolehlivě určit, který záznam pochází od skutečného markeru a který záznam je pouze odleskem. Pokud došlo k tomu, že nám u některých probandů chyběla významná část trajektorií sledovaných markerů nebo bylo v záznamu příliš velké množství šumu, museli jsme daného probanda z dalšího zkoumání v zájmu objektivitě vyloučit.

Výsledný počet osob, který byl použit ke kinematické analýze v 3D, činil 6 osob s nejkvalitnějším záznamem – tam, kde se procento zaznamenané trajektorie jednotlivých značek blížilo 100 % času trvání sledovaných dvou kroků.

Takto nízký počet probandů vhodných k dalšímu hodnocení byl způsoben nadměrným padáním značek z povrchu těla z důvodu ochlupení, především u mužů, a příliš velkým množstvím odlesků zkreslujících výsledky, které poskytl systém Qualisys.

4.5 Vlastní experiment

Měření probíhalo pro velký počet probandů a časovou náročnost ve dvou dnech v biomedicíně laboratoři FTVS UK. S technickou stránkou provedení experimentu ve 3D (obsluha kamer, nastavení a kalibrace kamer, přenos dat do počítačové formy, převod do formátu programu Qualisys i do formátu 2D videa) nám pomohl Ing. Petr Kubový.

V průběhu měření měl každý proband za úkol se ve vymezeném laboratorním prostoru projít za současného záznamu kamer pro 3D a 2D formát analýzy. Chůze probíhala o třech různých rychlostech, které proband subjektivně považoval za pomalou (rychlost č. 1), středně rychlou (rychlost č. 2) a nejrychlejší pro něj možnou chůzi (rychlost č. 3). Různé rychlosti jsme prováděli odděleně, abychom se nedopustili chyby spočívající v porovnání neporovnatelných druhů chůze. Možnost běhu jsme nepřipouštěli, protože, jak již bylo uvedeno v teoretické části, jedná se o zcela odlišný typ pohybu (Jonák, 2008), stejně tak pokud jde o pohyb v náročnějším terénu (Véle, 2006).

Zmíněné rychlosti chůze aplikoval proband jednak v běžném oblečení a v obuvi a jednak ve spodním prádle naboso – pro každého probanda tak existovalo 6 různých situací. Každá z těchto situací byla provedena dvakrát, abychom mohli zjistit podobnost naměřených hodnot ve dvou stejných situacích. Celkem se tedy dostáváme na počet 12 pokusů pro každého probanda.

4.6 Analýza dat z 3D měření

4.6.1 Úprava dat v programu Qualisys

Po provedení experimentu v laboratoři a záznamu dat ve formátu čitelném pro analytický program Qualisys Track Manager bylo nejprve nutné zpracovat všechny

získané výsledky u každého probanda včetně všech jednotlivých variant, které se k němu vázaly, do podoby, kterou by bylo možné zpracovat v programu Microsoft Excel 2007. To jsme provedli tak, že jsme pojmenovali všechny sledované markery dle umístění na těle a barevně je odlišili pro lepší představivost a další práci s výsledky experimentu. Dále je vhodné vymazat chybné markery, které kamery zaměnily za odlesky od předmětů či prachu nacházejícího se v laboratoři, jak jsme již zmínili výše. V dalším kroku se osvědčilo markery, které nebudou použity, skrýt (pak se jeví jako vymazané a neexistující, nicméně existuje možnost je v případě potřeby znovu zobrazit). Protože řada markerů nebyla pro kamery viditelná po celou dobu (např. v důsledku zákrytu), bylo nutné prázdné části trajektorií dopočítat. Program Qualisys pro to přímo nabízí funkci, která je schopna pro menší chybějící úseky trajektorii dopočítat. Zde bylo nutné zkontrolovat výsledek a ujistit se, že nově doplněná křivka je hladká a neobsahuje žádné ostré, neopodstatněné výkyvy, které by indikovaly chybu při dopočtu.

Protože proband vykonal více kroků během snímání kamerami a my potřebujeme pouze dva kroky, byl ze záznamu vyříznut pouze příslušný úsek, který obsahoval dva nejkvalitněji zaznamenané kroky – tedy bylo přítomno co nejvíce sledovaných markerů a jejich jednotlivé trajektorie se z hlediska poměru zaznamenání¹ nejvíce blížily 100 %.

4.6.2 Analýza dat pomocí Microsoft Excel – délka kroku

Výstupem z programu Qualisys je excelový soubor, ve kterém jednotlivé sloupce reprezentují souřadnice markerů a řádky reprezentují jednotlivé časové okamžiky (interval byl nastaven na 0,005 s).

Pro každý provedený pokus jsme si vždy sestrojili graf závislosti z-souřadnice laterálních kotníků na čase. (V případě, že pro laterální kotník nebylo k dispozici dostatečné množství naměřených dat, byla použita z-souřadnice paty.) Pomocí tohoto grafu jsme určili, v jakém čase byly provedeny jednotlivé kroky. Protože nás bude zajímat délka kroku (tedy vzdálenosti mezi místy kontaktu s podložkou), určovali jsme časy, ve kterých k tomuto kontaktu došlo. Na grafu jsme tedy hledali nejnižší bod

¹ Poměrem zaznamenání rozumíme čistou délku času, po který byly markery programem Qualisys zaznamenány, děleno celkovou délkou záznamu. Tento poměr je automaticky počítán programem Qualisys.

příslušné křivky – použili jsme tak podobný postup jako Zeni, Richards a Higginson (2008), ačkoliv jsme pro jednoduchost nezapočítávali souřadnici křížové kosti. Takto jsme získali tři hodnoty: (1) začátek prvního kroku, (2) konec prvního a začátek druhého kroku a (3) konec druhého kroku. Pro tyto tři časové okamžiky jsme pak v naměřených datech našli x-souřadnice paty (protože délku kroku měříme od paty k patě – podle Gross (2001) a Jonák (2008)) pro tyto tři časy a následně z nich pomocí rozdílu mezi těmito souřadnicemi spočítali délku prvního, respektive druhého kroku.

4.6.3 Analýza dat pomocí Microsoft Excel – úhly

Pokud jde o úhly flexe kolenních kloubů, výpočet proběhl tak, že jsme nejprve ze souřadnic markerů vypočítali délky stran trojúhelníku tvořeného kotníkem, kolenem a kyčlí. Výpočet se řídí se vzorcem:

$$d_{12} = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2}$$

Při znalosti délky všech stran trojúhelníku jsme mohli pomocí Kosinovy věty vypočítat úhel při kolenním kloubu:

$$d_{kot,tr}^2 = d_{tr,kok}^2 + d_{kot,kok}^2 - 2d_{tr,kok}d_{kot,kok} \cos \alpha$$

$$\alpha = \arccos\left(\frac{d_{kot,tr}^2 - d_{tr,kok}^2 - d_{kot,kok}^2}{-2d_{tr,kok}d_{kot,kok}}\right)$$

Úhel α je v radiánech, proto ho ještě násobíme $180/\pi$, abychom dostali údaj ve stupních. Zde jsme se řídili tím, že proband je vždy ve svislé poloze, úhel flexe kyčelního kloubu je tak vlastně úhlem, který svírá jeho stehenní kost se svislicí vedenou skrz jeho kyčel. Stehenní kost, tato svislice a rovina podlahy pak dohromady tvoří pravoúhlý trojúhelník. U tohoto trojúhelníka si můžeme spočítat délku svislé odvěsny (jako rozdíl z-souřadnice velkého trochanteru a kolenního kloubu), stejně tak jako délku přepony (tedy stehenní kosti, pomocí vzorce pro d_{12}). Pak už můžeme použít rovnici pro funkci kosinus pro výpočet úhlu flexe kyčelního kloubu:

$$\cos \beta = \frac{z_{tr} - z_{kok}}{d_{tr,kok}}$$

$$\beta = \arccos\left(\frac{z_{tr} - z_{kok}}{d_{tr,kok}}\right)$$

Úhel je nutné opět obdobným způsobem převést z radiánů na stupně. Oba druhy úhlů pro obě dolní končetiny jsme zobrazili v grafu v závislosti na čase. U kolenního kloubu nás zajímala maximální flexe, proto jsme na grafu hledali minimální hodnotu tohoto úhlu pro každou končetinu. U kyčelního kloubu jsme naopak hledali maximální hodnotu úhlu.

4.6.4 Analýza dat pomocí Microsoft Excel – výchylky velkých troch.

Výchylky velkých trochanterů v laterolaterálním směru není třeba nijak počítat, protože je můžeme brát jako rozdíl mezi maximem a minimem na grafu y-souřadnice trochanteru v závislosti na čase.

4.7 Analýza dat z 2D měření

Protože jsme během experimentu natáčeli probandy, vedle speciálních kamer snímajících markery, také dvěma běžnými kamerami, mohli jsme vyhodnotit 2D záběry těchto kamer, které jsou více srovnatelné s tím, s čím se setkáváme v praxi (není totiž pravděpodobné, že by lidé pohybující se na veřejnosti měli na sobě umístěné markery).

Jak už bylo uvedeno výše, použili jsme dvě kamery. Následující text se týká obou těchto kamer – stejný postup jsme provedli pro záběry z každé z nich. Zabývali jsme se délkou kroku a výškou člověka, protože se jedná o základní parametry, které lze poměrně snadno matematicky popsat.

4.7.1 Délka kroku

Východiskem měření u každého probanda bylo to, že jsme si kamerový záběr zastavili přesně v momentě, kdy měl na podlaze obě dvě dolní končetiny, protože o takové fázi víme, že obě nohy byly v jedné rovině. Z takto zastaveného záznamu jsme udělali snímek. V případě, že díky větší rychlosti chůze nebylo možné najít okamžik, kdy jsou obě dolní končetiny plně v kontaktu s podlahou (což byl častější případ), udělali jsme takové snímky dva – jeden, kdy je zadní dolní končetina plně v kontaktu s podložkou a přední je v kontaktu jen částečně, a druhý, kdy je naopak přední v plném kontaktu a zadní v kontaktu částečném. Výsledkem tedy je minimálně jeden, ale obvykle dva snímky. Pokud byly dva, vložili jsme je do grafického programu Adobe Photoshop CS5 jako dvě vrstvy a pomocí snížení průhlednosti vrchní vrstvy jsme dosáhli efektu „smíchání“ těchto dvou snímků v jeden, na kterém je vidět plný kontakt

obou dolních končetin s podlahou, a je tedy možné měřit vzdálenost mezi nimi. Příklad měřeného snímku je vidět na obr. 1.

V tuto chvíli jsme si ve Photoshopu mohli zjistit 2D souřadnice (v pixelech) paty každé dolní končetiny v momentě kontaktu s podložkou. Z těchto souřadnic si pak pomocí vzorce pro euklidovskou vzdálenost můžeme spočítat vzdálenost mezi nimi.

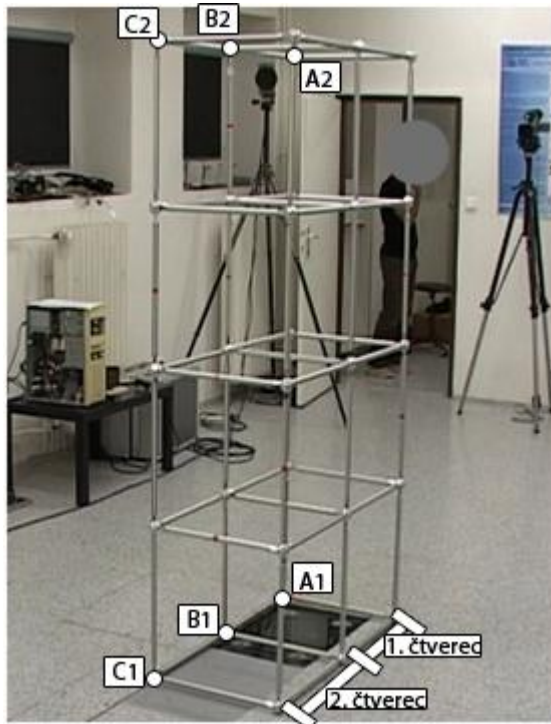
Abychom ze vzdáleností v pixelech získali vzdálenosti v milimetrech, potřebujeme nějaký referenční objekt, který bude na záběru vidět také a u kterého známe jeho rozměry v milimetrech. Jak už bylo řečeno, k tomuto účelu byl na záběru umístěn kvádr (jehož podstava je v kontaktu s podlahou, a je tedy ve stejné rovině jako dolní končetiny dotýkající se podlahy). Abychom dosáhli co největší přesnosti, záběry jsme vybírali tak, aby proband byl bezprostředně u kvádru.

Za normálních okolností by kvádr probandovi při chůzi překážel. Proto jsme experiment provedli bez kvádru – s tím, že kvádr jsme do záběru umístili už před experimentem (v této fázi jsme opět udělali snímek). Protože se kamera během experimentu nehýbala, mohli jsme rozměry kvádru použít pro přepočítání parametrů u jednotlivých probandů, ačkoliv byli proband i kvádr v oddělených záběrech.

Údaje o kvádru jsme použili pro následný přepočítání. Zaznamenali jsme si tedy pixelové souřadnice klíčových bodů kvádru – nyní jsou pro nás důležité body A1, B1 a C1 (viz obr. 2), které jsou součástí podstavy. Z nich jsme pomocí Pythagorovy věty vypočetli „Délku 1. čtverce“ a „Délku 2. čtverce“, tedy pixelové vzdálenosti A1B1 a B1C1 (neboli v podstatě délku první a druhé části podstavy kvádru). Protože známe velikost těchto vzdáleností v milimetrech (ve všech případech 500 mm, protože takový je skutečný rozměr segmentů kvádru), můžeme snadno vypočítat poměr mezi vzdáleností v pixelech a milimetrech pro daný segment, tedy kolika milimetrům odpovídá jeden pixel.



Obr. 1 – Délka kroku ve 2D



Obr. 2 – Popis referenčního kvádru

Abychom převodní poměr dále zpřesnili, evidovali jsme si také údaj, který udává, zda byl proband v době pořízení snímku spíše na úrovni prvního segmentu kvádrů (tedy na úrovni úsečky A1B1) nebo druhého segmentu (úsečka B1C1). Pro tyto skutečnosti jsme si zaznamenali hodnotu 1, respektive 2. Pokud byl proband na pomezí obou variant, uvedli jsme písmeno S. Když jsme potom jednoduchým vynásobením převáděli již zjištěnou délku kroku v pixelech na milimetry, jako převodní poměr jsme použili hodnoty vypočtené pro kvádr, s tím, že pokud byl proband na úrovni prvního segmentu podstavy kvádrů, použili jsme „Délku 1. čtverce“ (A1B1), pokud byl na úrovni druhého segmentu, použili jsme „Délku 2. čtverce“ (B1C1), a pokud to bylo na pomezí, použili jsme průměr těchto délek.

Tento výpočet by měl zajistit, aby byl pro přepočítání použit co nejvhodnější poměr, který co nejvíce odpovídá skutečnosti.

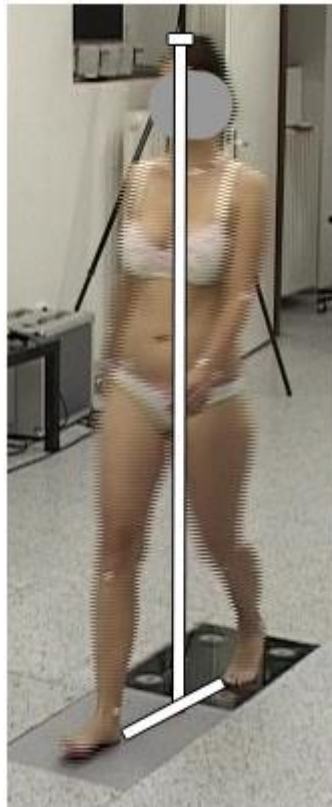
4.7.2 Výška – první způsob

Pro určení výšky byl použit podobný postup, a to ve dvou variantách. První způsob spočíval v měření vzdálenosti mezi průmětem těžiště těla do roviny podlahy (tento bod jsme definovali jako střed spojnice mezi špičkou/palcem zadní dolní končetiny a patou přední dolní končetiny) a nejvyšším bodem na hlavě. Snímek pro toto měření byl zachycen ve chvíli, kdy byl proband přesně na pomezí mezi odvíjením zadní dolní končetiny od podlahy a přenášením těžiště na přední dolní končetinu – tedy ve chvíli, kdy je váha těžiště rovnoměrně rozložena mezi přední a zadní dolní končetinu, viz obr. 3. Pixelové souřadnice obou těchto bodů jsme opět zjistili v programu Photoshop a zaznamenali. I zde si evidujeme údaj s pořadím čtverce, který udává, ve které části segmentu podstavy kvádrů se průmět těžiště nachází. Oproti případu měření délky kroku zde máme ještě zpřesňující údaj v intervalu 0 až 100, který udává, v jaké části příslušného segmentu podstavy kvádrů se průmět nachází. Nula znamená na začátku segmentu (tedy téměř nebo úplně u bodu A1 pro první segment a téměř nebo úplně u bodu B1 pro druhý segment), zatímco 100 znamená na konci segmentu (téměř nebo úplně u B1 pro první segment a téměř nebo úplně u C1 pro druhý segment).

Následně jsme opět museli provést několik výpočtů pro získání informací o referenčním kvádrů. Vypočítali jsme tři „verze“ výšky kvádrů – podle obr. 2 vzdálenost A1A2 („Výška A“), B1B2 („Výška B“) a C1C2 („Výška C“). Analogicky k výpočtu

délky kroku, i zde jsme použili skutečné vzdálenosti v milimetrech pro určení jednotlivých převodních poměrů.

Stejně jako u délky kroku, pomocí příslušného poměru jsme opět vypočítali vzdálenost v milimetrech. Poměr jsme vybírali tak, že pokud (na základě informace o tom, který čtverec nejvíce odpovídá poloze probanda) průmět těžiště leží v prvním segmentu, použije se vážený průměr mezi „Výškou A“ a „Výškou B“, kde vahou je zmíněný údaj o poloze ve čtverci v intervalu 0-100. Pokud leží v druhém segmentu, použili jsme analogický postup pro „Výšku B“ a „Výšku C“.



Obr. 3 – Výška ve 2D (první zp.)



Obr. 4 – Výška ve 2D (druhý zp.)

4.7.3 Výška – druhý způsob

Druhý způsob výpočtu výšky spočívá v měření vzdálenosti mezi místem dotyku dolní končetiny s podlahou a nejvyšším bodem hlavy, a to v momentě, kdy je dotýkající se dolní končetina ve svislé poloze (viz obr. 4). Pro tento výpočet jsme tedy museli udělat pro každého probanda nový snímek, který ho zachycuje v této poloze.

Výpočet je pak analogický k prvnímu způsobu měření výšky. Výsledná výška v milimetrech je vypočtena pomocí poměru, který odpovídá váženému průměru odpovídajících dvou referenčních výšek.

4.8 Etická komise a informovaný souhlas

Tento experiment byl schválen etickou komisí FTVS UK (viz Příloha 1). Všichni probandi byli seznámeni s průběhem experimentu, způsobem použití naměřených dat i zásadami ochrany osobních údajů. Na důkaz této skutečnosti podepsali informovaný souhlas, jehož exemplář je k dispozici v Příloze 2.

5 VÝSLEDKY

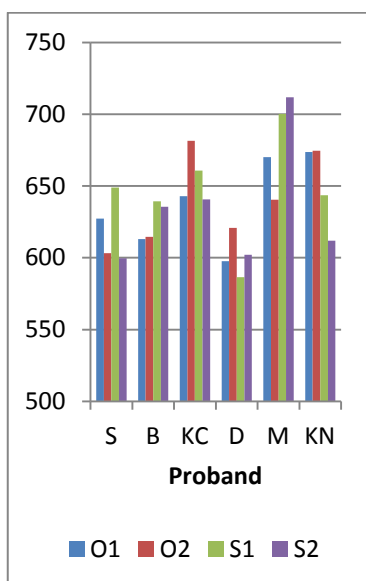
5.1 Výsledky 3D kinematické analýzy

5.1.1 Zúžení vzorku

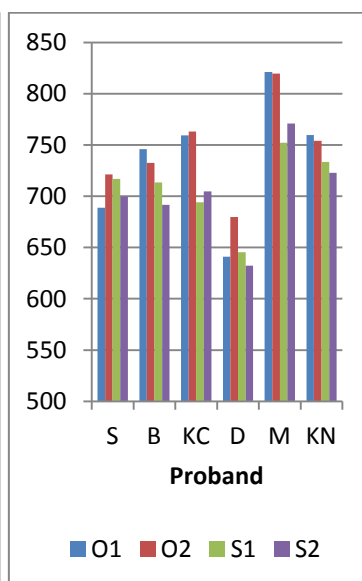
Na základě postupu při výběru kvalitních záznamů, zmíněného v předchozí kapitole, jsme zcela odstranili ty probandy, u kterých bylo odstraněno velké množství markerů. Díky již zmíněnému problému odpadávání a splývání markerů nám zbylo 6 osob s poměrně kvalitními výsledky. Následující kapitoly se proto zabývají výhradně těmito šesti probandy.

5.1.2 Délka kroku

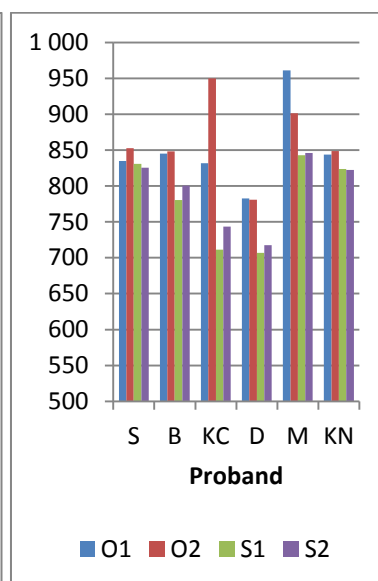
Prvním důležitým měřitelným kritériem je délka kroku. Naměřené hodnoty jsou patrné z grafů č. 1-3. Graf č. 1 odpovídá měření při rychlosti č. 1 a na ose x zobrazuje jednotlivé probandy (písmena S, B, KC, D, M, KN jsou zkratky pro jejich jména) a na ose y znázorňuje naměřenou délku kroku v milimetrech. Délkou kroku se zde rozumí délka jednoho kroku, která je vypočítána jako průměr délky prvního a druhého sledovaného kroku. Pro každého probanda jsou na grafu zobrazeny čtyři hodnoty – první pokus v oblečení, druhý pokus v oblečení, první pokus bez oblečení a druhý pokus bez oblečení. Grafy 2-3 pak analogicky znázorňují stejné hodnoty pro rychlost č. 2 a rychlost č. 3.



Graf č. 1 – Délka kroku, rychlost č. 1 (mm)



Graf č. 2 – Délka kroku, rychlost č. 2 (mm)



Graf č. 3 – Délka kroku, rychlost č. 3 (mm)

Abychom mohli konstatovat, že nám naměřené hodnoty mohou nějak pomoci při identifikaci osob, museli bychom na grafech vidět malý rozptyl mezi jednotlivými pokusy každého jednotlivého probanda při každé jednotlivé rychlosti (tedy malé rozptyly mezi hodnotami O1, O2, S1 a S2 pro probanda S, rychlost 1, a analogicky pro další probandy a další rychlost), což by ukazovalo, že jeden proband bude dělat v podobných podmínkách relativně podobně dlouhé kroky. Zároveň bychom potřebovali vidět velký rozptyl mezi probandy navzájem, a to opět pro každou jednotlivou rychlost. Tím bychom docílili snadné odlišitelnosti jednotlivých probandů, což by bylo přínosné pro identifikaci neznámé osoby.

Ze zmíněných grafů jsou tyto naše dva požadavky splněny částečně – pokud se podíváme například na probandy D, M a KN při rychlosti č. 1, vidíme, že jsou jednotlivé čtveřice sloupců zřetelně odlišné z hlediska jejich výšky (i přes poměrně velký rozptyl uvnitř čtveřic M a KN). Pokud by se tedy okruh podezřelých skládal pouze z těchto tří osob, pravděpodobně by po vyhodnocení délky kroku chůze v laboratoři neměl být problém zjistit, která z nich je zobrazena na kamerovém záznamu během páchaní trestné činnosti.

To samé lze tvrdit například o trojici probandů B, KC a D, kde jsou sice rozdíly mezi probandy menší, ale stejně tak je menší i rozptyl hodnot uvnitř každé čtveřice pokusů, a proto není snížena naše schopnost odlišit je od sebe.

Nicméně kdyby se okruh podezřelých skládal třeba z probandů S, B a KN, jejich odlišení by bylo problematické, protože vykazují velmi podobné charakteristiky z hlediska délky kroku. Vidíme tedy, že naše schopnost identifikovat pachatele se díky měření kroku zvýšila a bylo nám umožněno zúžit okruh podezřelých; na stoprocentní identifikaci ale analýza dostatečná nebyla, a proto je nutné ji dále rozšířit o další měření dalších parametrů.

Naše závěry se potvrzují, podíváme-li se na rychlosti č. 2 a 3. U rychlosti č. 2 bylo snadné od sebe odlišit probandy D, M, KN, doplněných o jednoho z trojice S, B a KC. Trojice S, B a KC je naopak příkladem velmi podobných probandů, které by bylo těžké od sebe odlišit. U rychlosti č. 3 by platilo víceméně to samé.

Tyto poznatky mají jeden základní problém, a tím je subjektivita našeho úsudku. Na druhou stranu je možné je při použití několika statistických výpočtů kvantifikovat. Toho lze docílit tak, že vezmeme všechny naměřené hodnoty u rychlosti č. 1 (celkem

tedy 6 probandů krát čtyři hodnoty na každého probanda rovná se 24 hodnot) a spočítáme směrodatnou odchylku, která je nejpoužívanějším ukazatelem pro zjišťování, na kolik jsou si naměřené hodnoty vzájemně podobné, nebo naopak odlišné. Pro výpočet směrodatné odchylky s použijeme tyto vzorce:

$$\bar{x} = \sum_{i=1}^{24} \frac{x_i}{24} \qquad s = \sqrt{\frac{1}{24} \sum_{i=1}^{24} (x_i - \bar{x})^2}$$

Následně stejným způsobem spočítáme směrodatnou odchylku odděleně pro každou čtveřici pokusů každého probanda – budeme tedy mít dalších 6 směrodatných odchylek a každá z nich bude spočítaná ze čtyř naměřených hodnot. Těchto 6 směrodatných odchylek zprůměrujeme, abychom získali jednu reprezentativní směrodatnou odchylku, která nám bude říkat, jak moc se od sebe liší jednotlivé pokusy jednoho probanda z hlediska naměřených hodnot.

Nakonec můžeme porovnat tento průměr s celkovou směrodatnou odchylkou pro všech 24 hodnot, spočítanou na začátku. Pokud zjistíme, že tento průměr je výrazně nižší než celková směrodatná odchylka, máme dokázáno, že nám měření pomůže při identifikaci osob, protože víme, že jednotlivé pokusy jednoho probanda se od sebe liší méně (tj. mají v průměru menší směrodatnou odchylku), než se od sebe liší probandi navzájem, porovnávání jako celek.

Výsledky tohoto výpočtu jsou shrnuty v tabulce č. 1.

Tabulka č. 1 – Srovnání individuálních směrodatných odchylek a celkové směrodatné odchylky pro délku kroku

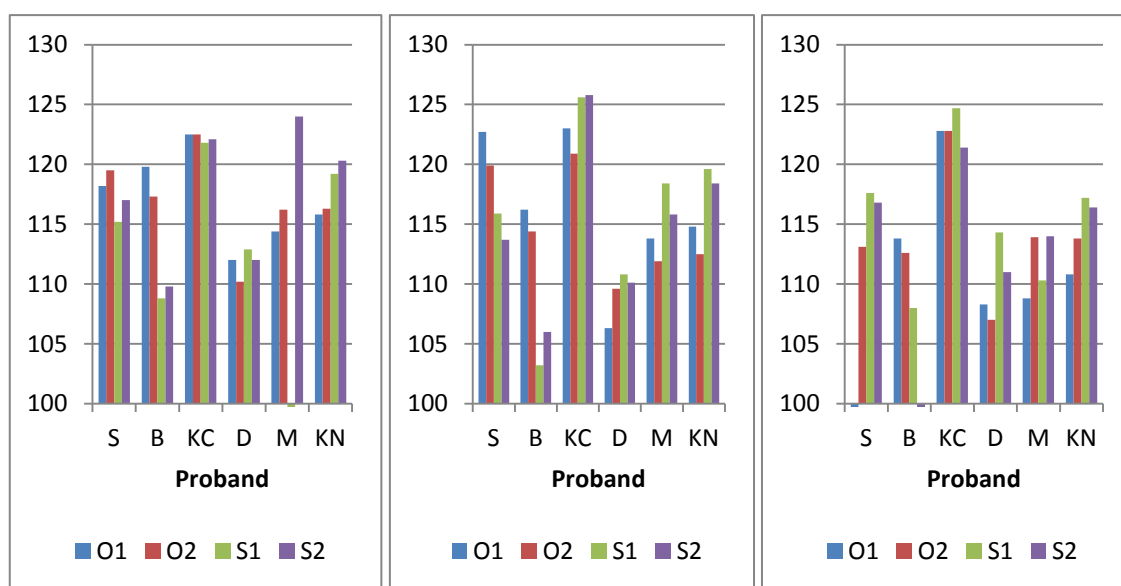
	S	B	KC	D	M	KN	Sm. odch. průměr	Sm. odch. celkem	Poměr
Rychlost č. 1	19,97	11,89	16,41	12,41	27,78	25,79	19,04	32,96	58 %
Rychlost č. 2	13,10	20,40	31,18	17,96	30,13	14,95	21,29	47,82	45 %
Rychlost č. 3	10,24	29,01	92,44	34,90	48,20	11,86	37,78	62,82	60 %

Prvních šest sloupců ukazuje směrodatné odchylky pro jednotlivé probandy odděleně, sedmý sloupec ukazuje průměr těchto hodnot, osmý sloupec je pak celková směrodatná odchylka bez rozlišení probandů a poslední sloupec udává poměr sedmého a osmého sloupce.

Z tabulky je jednoznačně patrné, že u průměrného probanda je rozptyl mezi jednotlivými jeho pokusy vždy výrazně menší (cca poloviční, konkrétně na úrovni 45-60 %) než rozptyl mezi všemi pokusy všech probandů navzájem. Tím pádem se nám potvrzují naše subjektivní závěry zmíněné výše, že měření délky kroku jednoznačně může pomoci při identifikaci pachatele, ačkoliv samozřejmě stále platí, že je nutné analýzu doplnit o další parametry pro další zpřesnění a zúžení okruhu pachatelů.

5.1.3 Úhel flexe kolenního kloubu

Dalším možným měřitelným parametrem, který nás zajímal, je velikost flexe kolenních kloubů.



Graf č. 4 – Úhel flexe levého KOK, rychlost č. 1 (°)

Graf č. 5 – Úhel flexe levého KOK, rychlost č. 2 (°)

Graf č. 6 – Úhel flexe levého KOK, rychlost č. 3 (°)

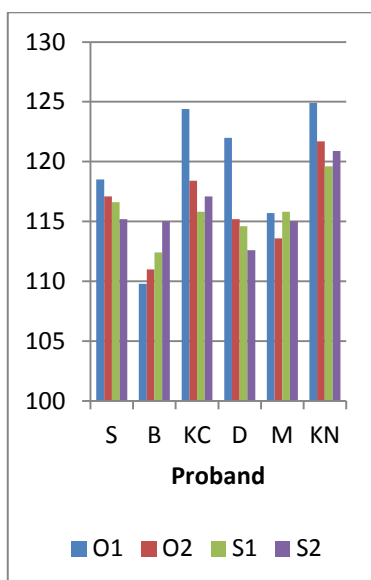
Z grafu č. 4 pro rychlost č. 1, znázorňujícího velikost flexe levého kolenního kloubu ve stupních, je zřejmé, že v rámci identifikace dle tohoto údaje by byli velice dobře rozpoznatelní probandi z okruhu např. S, KC a D nebo KC, D, KN. Naopak kombinace S, B a KN by pro tyto účely nebyla vhodná a bylo by nutné použít k identifikaci těchto osob ještě jiného parametru, ve kterém by se lišili. V grafu č. 5 pro střední rychlost č. 2 jsou na první pohled mezi probandy rozdíly výraznější, přesto k rozpoznání by se lépe hodnotili probandi KC, D, M, méně však např. trojice M, KN a S. Graf č. 6 pro nejrychlejší možnou rychlost by se velice dobře porovnávala osoba KC s na první pohled velice odlišnými hodnotami od ostatních. Vzájemně podobných hodnot dosahují probandi B, KN a D nebo S a KN.

Objektivně můžeme opět tvrdit jako v předešlé tabulce, že průměrný rozptyl se pohybuje pro jednotlivé rychlosti v rozmezí 48 až 52 % (viz tabulka 2), tedy dokonce ještě o něco lepší než u délky kroku v předcházející podkapitole.

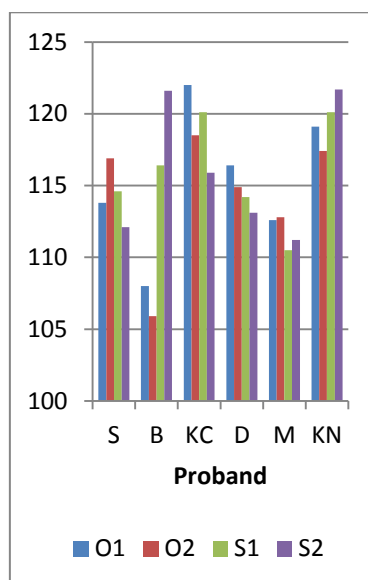
Tabulka č. 2 – Srovnání individuálních směrodatných odchylek a celkové směrodatné odchylky pro úhel flexe levého kolenního kloubu

	S	B	KC	D	M	KN	Sm. odch. průměr	Sm. odch. celkem	Poměr
Rychlost č. 1	1,58	4,72	0,29	0,98	4,17	1,90	2,27	4,34	52 %
Rychlost č. 2	3,49	5,48	2,02	1,73	2,41	2,83	2,99	5,92	51 %
Rychlost č. 3	1,96	11,03	1,17	2,80	2,26	2,50	3,62	7,48	48 %

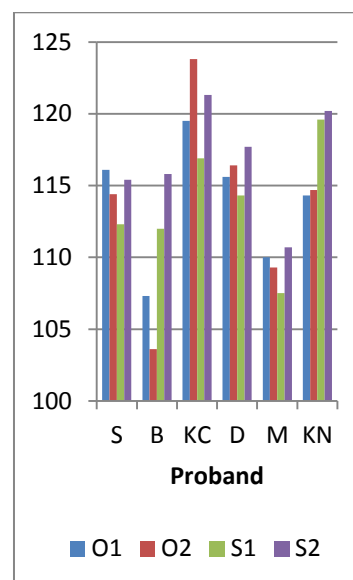
Obdobnou analýzu můžeme provést pro pravý kolenní kloub – viz grafy 7-9.



Graf č. 7 – Úhel flexe pravého KOK, rychlost č. 1 (°)



Graf č. 8 – Úhel flexe pravého KOK, rychlost č. 2 (°)



Graf č. 9 – Úhel flexe pravého KOK, rychlost č. 3 (°)

U rychlosti 1 je možné od sebe rozeznat probandy S, B a KC nebo KC, D a KN, obtížnější by to bylo u D a M. Pro rychlost 2 bychom rozeznali např. KC, D, M nebo S a KN, ale neodlišili bychom např. S a D. U rychlosti 3 se dají odlišit probandi KC, D, M, naopak S, D a KN vypadají navzájem podobně.

Pokud provedeme objektivní srovnání směrodatných odchylek, dostaneme výsledky uvedené v tabulce 3.

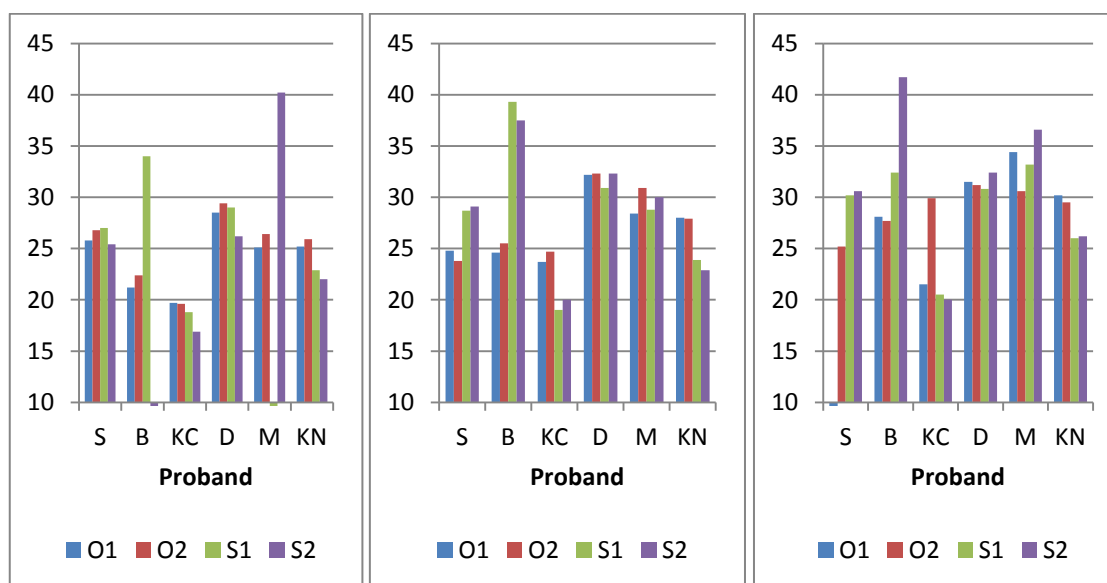
Tabulka č. 3 – Srovnání individuálních směrodatných odchylek a celkové směrodatné odchylky pro úhel flexe pravého kolenního kloubu

	S	B	KC	D	M	KN	Sm. odch. průměr	Sm. odch. celkem	Poměr
Rychlost č. 1	1,18	1,94	3,29	3,54	0,88	1,95	2,13	3,84	55 %
Rychlost č. 2	1,73	6,34	2,24	1,20	0,93	1,56	2,34	4,18	56 %
Rychlost č. 3	1,43	4,62	2,52	1,23	1,19	2,71	2,29	4,72	48 %

Podobně jako v přecházejících případech, poměr mezi individuální a celkovou směrodatnou odchylkou je opět mírně nad 50 %, což je pro identifikaci osob podle tohoto parametru příznivé.

5.1.4 Úhel flexe kyčelního kloubu

Flexi kyčelního kloubu budeme analyzovat obdobně, jako tomu bylo v případě kolenního kloubu. Grafy 10-12 znázorňují úhly pro levý kloub.



Graf č. 10 – Úhel flexe levé kyčle, rychlost č. 1 (°)

Graf č. 11 – Úhel flexe levé kyčle, rychlost č. 2 (°)

Graf č. 12 – Úhel flexe levé kyčle, rychlost č. 3 (°)

U rychlosti 1 jsme schopni rozlišit probandy S, KC, D a KN, na druhou stranu D a M se jeví dost podobně. Zde rovněž nacházíme jeden z případů nekompletních dat – u probanda M nemáme hodnotu S1, protože nám chyběl jeden z údajů potřebných pro její výpočet. U rychlosti 2 můžeme odlišit S, KC, D a M, ale nemůžeme od ostatních odlišit probanda B, protože má příliš velký rozptyl naměřených hodnot. U rychlosti 3 jsou

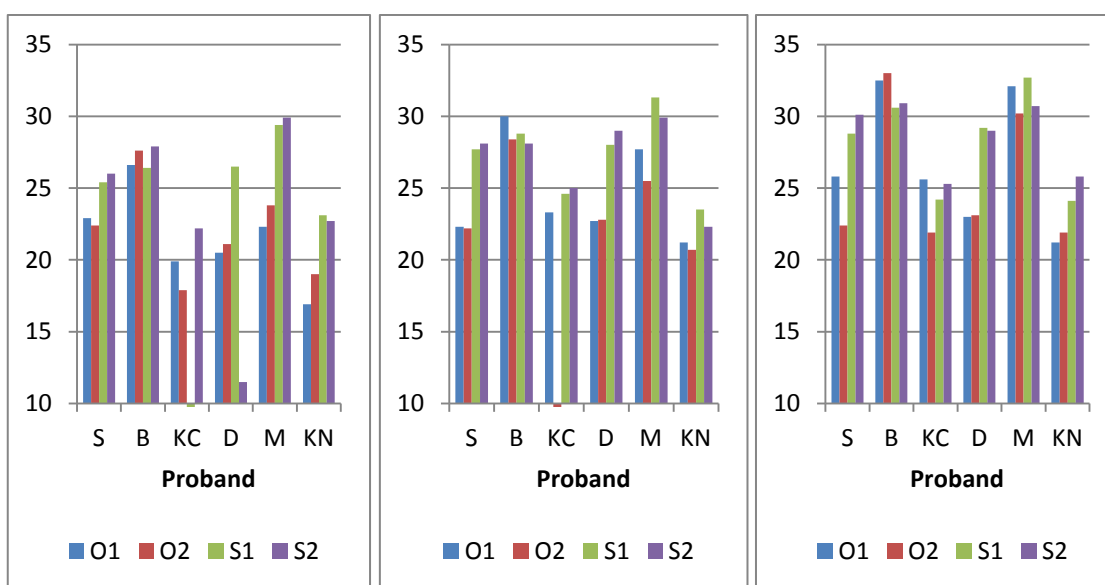
rozeznatelní probandi S, D, M nebo D, M a KN, ale rozeznání by nebylo možné např. pro skupinu B, D, M.

Objektivní výpočty směrodatných odchylek jsou shrnuty v tabulce 4. I v tomto případě se poměr individuální vůči celkové směrodatné odchylce pohybuje mírně nad 50 %.

Tabulka č. 4 – Srovnání individuálních směrodatných odchylek a celkové směrodatné odchylky pro úhel flexe levého kyčelního kloubu

	S	B	KC	D	M	KN	Sm. odch. průměr	Sm. odch. celkem	Poměr
Rychlost č. 1	0,67	5,77	1,12	1,24	6,83	1,60	2,87	5,07	57 %
Rychlost č. 2	2,33	6,71	2,40	0,59	0,99	2,30	2,56	4,82	53 %
Rychlost č. 3	2,46	5,64	4,03	0,59	2,17	1,89	2,80	4,88	57 %

Nyní se podíváme na obdobnou analýzu pro pravý kyčelní kloub, jehož naměřené hodnoty jsou v grafech č. 13-15.



Graf č. 13 – Úhel flexe pravé kyčle, rychlost č. 1 (°)

Graf č. 14 – Úhel flexe pravé kyčle, rychlost č. 2 (°)

Graf č. 15 – Úhel flexe pravé kyčle, rychlost č. 3 (°)

U rychlosti č. 1 můžeme od sebe odlišit probandy S, B a KC, případně M a KN, naopak nemůžeme odlišit např. D a M. U rychlosti č. 2 jsou to skupiny KC, M a KN, respektive B a M nebo S a KC. U rychlosti č. 3 nelze žádné skupiny stanovit, obvykle

lze od sebe odlišit pouze příslušníky několika dvojic, např. B a KC nebo M a KN; v ostatních případech by byla identifikace obtížná.

Objektivní výsledky jsou shrnuty v tabulce č. 5.

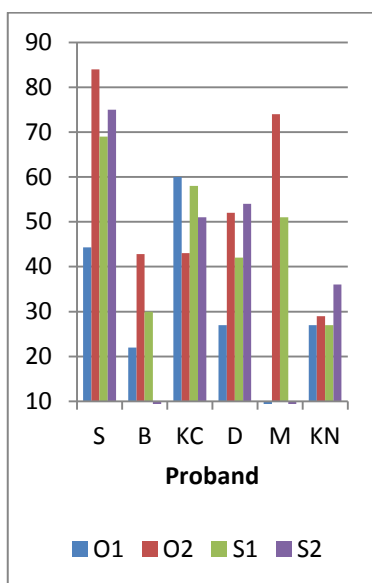
Tabulka č. 5 – Srovnání individuálních směrodatných odchylek a celkové směrodatné odchylky pro úhel flexe pravého kyčelního kloubu

	S	B	KC	D	M	KN	Sm. odch. průměr	Sm. odch. celkem	Poměr
Rychlost č. 1	1,55	0,64	1,76	5,38	3,35	2,59	2,54	4,26	60 %
Rychlost č. 2	2,83	0,72	0,73	2,90	2,20	1,08	1,74	3,16	55 %
Rychlost č. 3	2,97	1,02	1,45	3,03	1,01	1,82	1,88	3,87	49 %

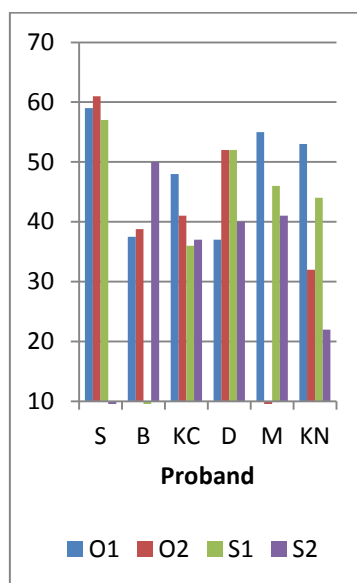
Je evidentní, že i v tomto případě máme zmíněný poměr v oblasti 50 % až 60 %.

5.1.5 Výchyly velkých trochanterů

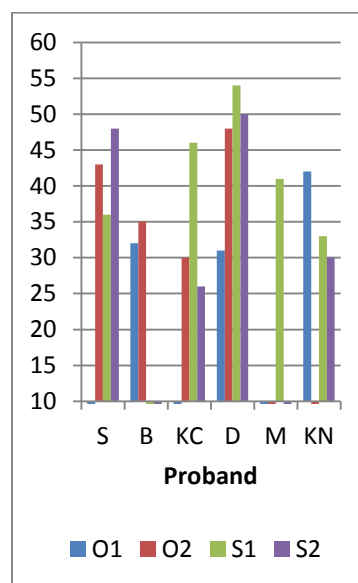
V grafech č. 16-18 je znázorněna další veličina, kterou jsme zkoumali, a to výchylna velkého trochanteru femuru do stran (tedy podél osy y). Výchylnou zde rozumíme rozdíl mezi pravým a levým extrémem vychýlení trochanteru ve frontální rovině (tedy rozdíl mezi maximální a minimální z-souřadnicí během zachyceného časového úseku).



Graf č. 16 – Výchylna levého trochanteru, rychlost č. 1 (mm)



Graf č. 17 – Výchylna levého trochanteru, rychlost č. 2 (mm)



Graf č. 18 – Výchylna levého trochanteru, rychlost č. 3 (mm)

Jak je patrné pro levý trochanter, u rychlosti 1 bychom byli schopni od sebe odlišit probandy S, B a KC nebo např. D, M a KN. Naopak velmi podobně se mezi sebou jeví probandi KC a D. V případě rychlosti 2 by šlo odlišit probanda S od všech ostatních; ostatní probandi navzájem jsou si ale v tomto směru dost podobní a odlišení by bylo problematické. U rychlosti č. 3 jsou rozeznatelní probandi S, B a D, což neplatí pro skupinu B, KC, M, KN.

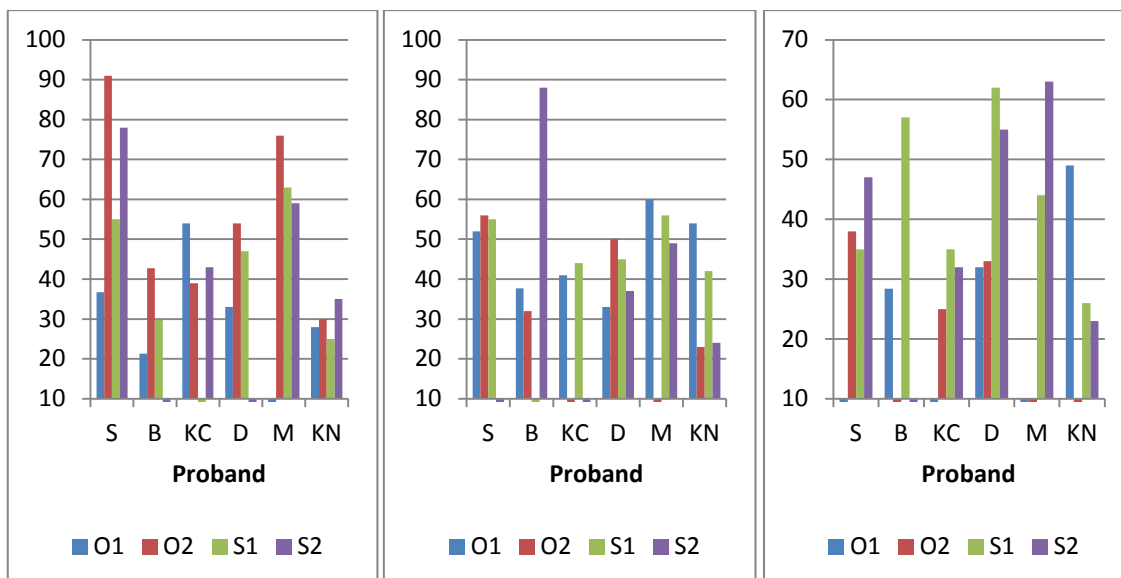
Poměr směrodatných odchylek pro levý trochanter vyšly o něco hůře, než jsme byli dosud zvyklí z předchozích měření – nyní začíná na 53 % a končí na 70 %. Nicméně, stále se jedná o poměrně uspokojivý výsledek.

Tabulka č. 6 – Srovnání individuálních směrodatných odchylek a celkové směrodatné odchylky pro výchylku levého trochanteru

	S	B	KC	D	M	KN	Sm. odch. průměr	Sm. odch. celkem	Poměr
Rychlost č. 1	14,73	8,57	6,67	10,69	11,50	3,70	9,31	17,43	53 %
Rychlost č. 2	1,63	5,61	4,72	6,83	5,79	11,76	6,06	9,64	63 %
Rychlost č. 3	4,92	1,50	8,64	8,79	0 ²	5,10	5,79	8,26	70 %

Opět provedeme obdobné porovnání i pro pravý trochanter (grafy 19-21).

² Při této rychlosti byla pro tohoto probanda naměřena pouze jedna použitelná hodnota místo obvyklých čtyř, proto je směrodatná odchylka nulová. Z toho důvodu není zahrnuta do výpočtu průměru odchylek, aby nedošlo k jeho zkreslení.



Graf č. 19 – Výchylka pravého trochanteru, rychlost č. 1 (mm)

Graf č. 20 – Výchylka pravého trochanteru, rychlost č. 2 (mm)

Graf č. 21 – Výchylka pravého trochanteru, rychlost č. 3 (mm)

Pro rychlost č. 1 jsou odlišitelní probandi S a B nebo D, M a KN, těžko bychom naopak rozlišili např. B, KC a D. V případě střední rychlosti by bylo možné odlišit S a KC nebo M a KN, ale možné by to pravděpodobně nebylo pro B, KC, D a KN. V posledním případě jsou jasně odlišní probandi KC a D, vzájemně podobní jsou si naopak probandi S, B, D a KN.

Ze srovnání směrodatných odchylek (tabulka č. 7) opět vyplývají o něco horší výsledky, než bylo běžné v předcházejících podkapitolách – u rychlosti č. 3 se poměr individuální a celkové odchylky dostává až na 76 %.

Tabulka č. 7 – Srovnání individuálních směrodatných odchylek a celkové směrodatné odchylky pro výchylku levého trochanteru

	S	B	KC	D	M	KN	Sm. odch. průměr	Sm. odch. celkem	Poměr
Rychlost č. 1	20,89	8,80	6,34	8,73	7,26	3,64	9,28	18,62	50 %
Rychlost č. 2	1,70	25,16	1,50	6,65	4,55	12,97	8,75	14,40	61 %
Rychlost č. 3	5,10	14,30	4,19	13,24	9,50	11,61	9,66	12,71	76 %

5.2 Porovnání svlečených a oblečených probandů

Porovnání parametrů svlečených a oblečených probandů jsme provedli tak, že jsme pro každého probanda a každou rychlost provedli jedno srovnání. Toto srovnání

spočívalo ve výpočtu aritmetického průměru určitého parametru pro oba pokusy bez oblečení a výpočtu druhého aritmetického průměru toho samého parametru pro oba pokusy s oblečením. Následně jsme od sebe tyto dva průměry odečetli, abychom dostali průměrný rozdíl mezi parametrem pro svlečeného člověka a oblečeného člověka při té samé rychlosti. (Tento údaj jsme evidovali v absolutní hodnotě, abychom zabránili tomu, že se vysoký kladný rozdíl u jednoho pokusu kompenzuje s vysokým záporným rozdílem u jiného pokusu a vytváří tak dojem, že průměrný rozdíl je blízky nule.) Spočítali jsme i procentuální velikost rozdílu.

Tento postup jsme opakovali pro všechny rychlosti všech probandů. Aby bylo tyto výsledky možné nějak celkově analyzovat, spočítali jsme ještě aritmetický průměr a směrodatnou odchylku všech takto naměřených rozdílů, abychom dostali průměrný rozdíl napříč všemi probandy a rychlostmi pro daný parametr, stejně tak jako podobnost mezi jednotlivými probandy a rychlostmi z hlediska tohoto rozdílu.

Aby bylo možné říct, že jsou si naměřené hodnoty svlečených a oblečených probandů podobné, museli bychom vidět, že jsou oba výsledky nízké, tj. že nám vyšel průměrný rozdíl nízký a jednotlivé rozdíly jsou si navzájem podobné (mají nízkou směrodatnou odchylku).

Stejný postup jsme provedli pro všechny dosud zkoumané parametry, tedy včetně délky kroku, rychlosti chůze, úhlů flexe obou kolenních kloubů, úhlů flexe obou kyčlí a výchylek obou trochanterů. Výsledky jsou shrnuty v tabulce 8.

Tabulka č. 8 – Srovnání individuálních směrodatných odchylek a celkové směrodatné odchylky

	Délka kroku	Úhel KOK L	Úhel KOK P	Úhel kyčle L	Úhel kyčle P	Odch. troch. L	Odch. troch. P
Průměrný rozdíl (abs.)	43,43	5,00	3,34	4,85	3,21	7,73	11,59
Sm. odch. rozdílu (abs.)	37,01	3,92	2,90	4,42	2,06	5,46	14,10
Průměrný rozdíl (rel.)	6,0 %	4,5 %	2,9 %	16,0 %	12,0 %	17,8 %	23,3 %
Sm. odch. rozdílu (rel.)	5,0 %	3,9 %	2,5 %	11,9 %	7,2 %	11,8 %	26,3 %

Jak je patrné z tabulky, část parametrů dává v tomto směru poměrně uspokojivé výsledky, ale druhá část už tak pozitivně nevypadá. Pokud jde o délku kroku a úhel flexe kolenních kloubů, je z tabulky patrné, že průměrný rozdíl hodnot naměřených pro svlečené a oblečené probandy je pod 5 % hodnoty parametru, a dále že směrodatná odchylka se pohybuje rovněž kolem této hodnoty. Můžeme tedy vyslovit tvrzení, že jsou si parametry naměřené v obou scénářích poměrně podobné.

U úhlu flexe kyčelních kloubů a odchylek trochanterů jsou ovšem výsledky poněkud odlišné. Průměrný rozdíl se sice stále pohybuje v nízkých hodnotách (byť i tak o něco vyšších, než tomu bylo u předchozích parametrů), co je ovšem zarážející, je směrodatná odchylka, obvykle v řádech desítek procent (tj. několikanásobku průměru). Tato čísla naznačují, že shoda mezi těmito parametry naměřenými u svlečených a oblečených lidí je poměrně nízká, což by mohlo značně zkomplikovat identifikaci lidí podle takových parametrů v praxi.

5.3 Výsledky 2D kinematické analýzy

V části zaměřené na 3D analýzu jsme zjistili, že studované parametry přispívají k identifikaci osob. Poté, co jsme se podívali na srovnatelnost parametrů u svlečených a oblečených osob, se nyní podíváme na srovnatelnost některých parametrů mezi 2D a 3D analýzou.

V této části experimentu jsme použili délku kroku, kterou jsme při daném pokusu naměřili pomocí markerů a 3D analýzy, a lze ji tedy brát jako skutečnou, objektivně změřenou délku kroku. Tuto hodnotu jsme u každého pokusu porovnávali s délkou kroku odvozenou v 2D analýze, a to pomocí vyčíslení rozdílu mezi těmito dvěma hodnotami. Rozdíl jsme vypočítali v absolutní hodnotě, vypočítali jsme i průměr tohoto absolutního rozdílu, stejně tak jako jeho procentuální vyjádření vůči průměrné délce kroku.

Vyšlo nám, že průměrný absolutní rozdíl je 56 mm neboli 8 %. Vzhledem k tomu, že jsme v podkapitole 5.1 zjistili, že první směrodatná odchylka délky kroku se pohybuje v rámci desítek milimetrů, můžeme tvrdit, že průměrný absolutní rozdíl mezi délkou kroku naměřenou ve 2D a 3D analýze je přibližně na úrovni první směrodatné odchylky tohoto parametru.

Obdobné srovnání můžeme provést pro obě verze výšky. Zde jsme použili skutečné výšky jednotlivých probandů, které byly zjištěny objektivním měřením. Zároveň jsme vyčíslili i rozdíl této skutečnosti v porovnání s „Výškou I“ a „Výškou II“, stejně tak jako jeho průměrnou velikost. Pro „Výšku I“ je průměrný rozdíl 40 mm (tedy cca 2 % průměrné výšky), pro „Výšku II“ je to 28 mm (také cca 2 %). V první řadě tedy vidíme, že obě naše metody měření výšky jsou co do vypovídací schopnosti víceméně srovnatelné a dochází k podobným výsledkům, s tím, že „Výška II“ je o něco málo lepší. Rovněž vidíme, že procentuálně je chybovost celkově menší, než tomu bylo u délky kroku.

Protože je směrodatná odchylka výšky našich probandů cca 60 mm, můžeme říct, že je chybovost výpočtu výšky v rámci 2D analýzy na úrovni zhruba jedné poloviny první směrodatné odchylky.

6 DISKUSE

6.1 Diskuse výsledků 3D kinematické analýzy

6.1.1 Délka kroku

Prvním hlavním poznatkem plynoucím z naší 3D kinematické analýzy bylo, že délku kroku lze použít při identifikaci osob, protože poměr směrodatné odchylky v rámci skupiny pokusů u jednoho probanda a směrodatné odchylky všech pokusů všech probandů byl, v závislosti na rychlosti chůze, v rozmezí 45-60 % - tedy směrodatná odchylka délky kroku u jednoho probanda byla cca poloviční ve srovnání se směrodatnou odchylkou mezi jednotlivými probandy. Jedná se tedy přesně o výsledek, který jsme si definovali jako potvrzující naši hypotézu č. 1a, tedy že délka kroku přispívá k identifikaci člověka.

Nicméně je nutné v této souvislosti mít na paměti, že délka kroku pravděpodobně bude mít silnou souvislost s výškou probanda (to tvrdí i Straus, 1996). Mohlo by se tedy ukázat jako vhodnější, aby se pro identifikaci používala rovnou výška člověka místo délky kroku. Nicméně je na druhou stranu možná i varianta, že i pro stejně vysoké lidi je délka kroku odlišná, a proto by bylo možné i po použití výšky jako hlavního identifikačního parametru dále identifikaci zpřesnit na základě délky kroku. Pro zodpovězení této otázky by bylo nutné provést naši analýzu pro množství stejně vysokých lidí, případně pomocí vhodných statistických metod očistit již existující výsledky o vliv výšky (což by ale v našem případě nebylo moc vypovídající, vzhledem k relativně malému množství platných pokusů).

Dále se dá jistě očekávat, že délka kroku bude silně korelovaná s rychlostí chůze, což je i vidět na našich grafech 1-3. Naše výsledky jsou o tento vliv částečně očištěny tím, že jsme výsledky počítali pro tři rychlosti odděleně od sebe. Bohužel ale toto rozdělení je ovlivněno subjektivitou jednotlivých probandů, z nichž každý bude mít jinou představu o tom, co znamená „pomalá chůze“, „středně rychlá chůze“ a „rychlá chůze“, proto výsledky nejsou o rychlost očištěny dokonale. Pro zpřesnění by opět bylo nutné nějakým způsobem zajistit, aby probandi chodili objektivně stejnou rychlostí, případně by bylo možné u existujícího vzorku (za předpokladu, že by byl větší) rychlost změřit a opět pomocí statistických metod výsledky o vliv rychlosti očistit.

Rovněž je zajímavé zmínit, že průměrná délka kroku nám vyšla 72,4 cm, což je nepatrně více než hodnota 70,1 cm, kterou uvádí Porada a Šimšík (2010), jak bylo zmíněno v teoretické části.

6.1.2 Úhel flexe kolenního kloubu

U tohoto parametru nám vyšly podobné výsledky, poměr směrodatných odchylek v rámci pokusů jednoho probanda a napříč všemi probandy byl 48-52 % pro levý kolenní kloub a 48-56 % pro pravý kolenní kloub, tedy opět jsme se pohybovali cca kolem poloviny.

Na rozdíl od délky kroku, u úhlu flexe kolenního kloubu už nenacházíme důvod se domnívat, že by výsledky měly být systematicky ovlivňovány výškou probanda. Rychlost jeho chůze pravděpodobně vliv mít bude, nicméně stejně jako v případě délky kroku jsou naše výsledky o tento vliv očištěny tím, že jsme zkoumali jednotlivé rychlosti odděleně a porovnávali jsme parametry pouze v rámci jedné rychlosti. Potvrzuje se nám tedy hypotéza č. 1b.

6.1.3 Úhel flexe kyčelního kloubu

Zde se dá říct to samé, co pro úhel pokrčení kolenního kloubu. Poměry směrodatných odchylek nám vyšly opět blízko jedné poloviny, ačkoliv částečně horší než v předešlých případech, a to konkrétně 53-57 % pro levou dolní končetinu a 49-60 % pro pravou dolní končetinu. I zde tedy můžeme tvrdit, že se nám hypotéza 1c potvrdila.

6.1.4 Výchyly velkého trochanteru

Pro výchyly trochanteru nám vyšly poměry směrodatných odchylek v rozmezí 53-70 % pro levý trochanter a 50-76 % pro pravý trochanter. Zde tedy zaznamenáváme znatelně horší výsledky než pro délku kroku a úhly flexí kolenních a kyčelních kloubů. Poměry se dostávají až k hranici 75 %, což je hladina, o které sice stále můžeme říkat, že vypovídá o určité schopnosti tohoto parametru přispět k identifikaci, ovšem tento přínos už nebude tak velký jako v předešlých případech. Navíc u takto malé poskytnuté výhody hrozí riziko, že budou závěry identifikace zkreslené nějakou náhodnou odchylkou, která se při měření v praxi občas stane.

Na základě těchto závěrů musíme při zachování jisté míry konzervativnosti prohlásit, že se nám hypotéza 1d nepotvrzuje. Na druhou stranu je třeba připomenout, že u měření výchylek trochanterů jsme často naráželi na problém odpadávání markerů, takže ze všech měřených parametrů právě zde máme nejméně naměřených hodnot. Je možné, že kdyby tento problém nenastával a výsledků by bylo větší množství, poměry směrodatných odchylek by vyšly blíže k 50 %.

6.2 Diskuse výsledků porovnání svlečených a oblečených probandů

Na základě tabulky č. 8 jsme došli k poznatku, že u délky kroku a úhlu flexe kolenního kloubu se průměrný absolutní rozdíl pohyboval přibližně v rozmezí 2-6 % a směrodatné odchylky byly v podobné výši. Na první pohled se tedy zdá, že existovala poměrně velká shoda mezi hodnotami naměřenými u oblečených a svlečených probandů. To je konzistentní s tím, že se nám potvrdila hypotéza č. 1a a 1b, tedy že délka kroku a úhel flexe kolenního kloubu dobře přispívají k identifikaci člověka.

Když se ale na druhou stranu podíváme na absolutní hodnotu těchto rozdílů a zasadíme ji do nějakého kontextu, výsledky už tak atraktivní nejsou. Průměrný absolutní rozdíl u délky kroku byl cca 43 mm, u levého kolenního kloubu to bylo 5 ° a u pravého kolenního kloubu cca 3,3 °. Pokud tyto hodnoty porovnáme s průměrnými směrodatnými odchylkami těchto parametrů (napříč všemi probandy), které jsme naměřili v kapitole 5.1.2 a 5.1.3, tedy 33-63 mm pro délku kroku, 4,3-7,5 ° pro flexi levého kolenního kloubu a 3,8-4,7 ° pro flexi pravého kolenního kloubu, zjistíme, že s výjimkou pravého kyčelního kloubu a s výjimkou zbylých dvou parametrů pro nejvyšší rychlost je průměrný rozdíl mezi parametrem svlečeného a oblečeného člověka srovnatelný nebo větší než směrodatná odchylka příslušného parametru. V takové situaci se jakákoliv výhoda při identifikaci, získaná 3D analýzou svlečeného člověka, vytratí díky nedostatečné vypovídací hodnotě 3D analýzy oblečeného člověka. Můžeme tedy prohlásit, že se nám nepodařilo potvrdit hypotézy č. 2a a 2b, s dovětkem, že při vyšších rychlostech by hypotéza platit mohla.

Pokud jde o zbylé dva parametry (úhel flexe kyčelního kloubu a výchylky velkého trochanteru), výsledky jsou rovněž neuspokojivé. Oproti prvním dvěma parametrům výrazně vzrostl průměrný procentuální rozdíl mezi hodnotami svlečeného a oblečeného probanda. Musíme tedy tvrdit, že se nám nepotvrdily ani hypotézy č. 2c a

2d, tedy že nelze považovat výsledky měření úhlu flexe kyčelního kloubu a výchylek trochanteru u svlečených a oblečených lidí za srovnatelné.

Dospěli jsme tedy k závěru, že výsledky pro svlečeného a oblečeného probanda nejsou porovnatelné – velmi zhruba řečeno, liší se od sebe tolik, o kolik se od sebe liší i dva odlišní probandi navzájem. Pro identifikaci lidí to tedy znamená, že při identifikaci je nutné porovnávat porovnatelné, tj. buď svlečené probandy navzájem, nebo oblečené probandy navzájem, ale nikoliv svlečené probandy s oblečenými.

6.3 Diskuse výsledků 2D kinematické analýzy

2D analýzu jsme prováděli kvůli tomu, abychom zjistili, nakolik jsou porovnatelné výsledky z takové analýzy oproti výsledkům 3D analýzy, protože bez takové informace bychom se nemohli na 2D analýzu, uplatňovanou v praxi, spolehnout. V kapitole 5.3 jsme zjistili, že pro délku kroku je průměrný absolutní rozdíl mezi 2D a 3D analýzou cca 8 %, zatímco pro výšku člověka (měřenou oběma způsoby) je to cca 2 %.

Co se týče délky kroku, hypotézu 3a potvrdit nemůžeme, protože 56 mm je vysoké číslo vzhledem k intervalu 33-63 mm, ve kterém se pohybovaly směrodatné odchylky délky kroku pro jednotlivé rychlosti. Závěr je tedy bohužel stejný jako při srovnání svlečených a oblečených lidí – jakákoliv výhoda při identifikaci člověka je kompenzována zkreslením 2D měření.

Pokud jde o výšku člověka, tedy hypotézu 3b, tak platí, co již bylo uvedeno, tedy že průměrné zkreslení 2D měření je zhruba na úrovni cca jedné poloviny směrodatné odchylky mezi výškami jednotlivých probandů. Protože v 3D analýze jsme obvykle při porovnání směrodatné odchylky výsledků jednoho probanda a směrodatné odchylky výsledků všech probandů dospěli rovněž k poměru kolem 50 %, lze říct, že identifikace podle výšky určené z 2D analýzy má podobnou vypovídací hodnotu a podobnou schopnost přispět k identifikaci člověka. Hypotéza 3b se nám tedy potvrzuje.

Když se zaměříme na procentuální rozdíl mezi výškou z 2D analýzy a skutečnou výškou, nabízí se srovnání s Jonák et al. (2008), kde autoři dospěli k podobnému poznatku, že odchylka výšky člověka dle 2D analýzy se pohybuje kolem 2 %.

Na druhou stranu připomeňme, že výsledky by mohly být lepší, pokud bychom použili přesnější výpočty v rámci 2D analýzy. Do našeho teoretického rámce by bylo

možné zahrnout známá fakta z analytické geometrie o zkreslení při přenosu trojrozměrného prostoru na dvojrozměrný snímek. Například v Jonák et al. (2008) bylo součástí výpočtu „narovnání“ snímku pro odstranění axonometrického zkreslení, tzv. „efektu rybí oko“, vyskytujícího se u kamer s nízkou ohniskovou vzdáleností.

6.4 Možné chyby

Chybou měření označujeme každou odchylku naměřené hodnoty od skutečnosti. K těmto odchýlkám dochází v různých částech experimentu (Porada a Šimšík, 2010).

I přes maximální úsilí o co nejrelevantnější výsledky mohlo docházet v našem měření k nejrůznějším chybám způsobených například tím, že chůze je ovlivněna mnoha faktory:

V našich laboratorních podmínkách může působit na chůzi probanda například přítomnost více osob nebo výskyt neznámých přístrojů v místnosti. Také chůze ve spodním prádle je pro každého, zvláště před kamerami, nezvyklou situací, stejně tak jako vědomí, že právě v daném okamžiku má jít určitou rychlostí chůze, nebo vědomí, že je zabírán kamerami.

Gorton, Hebert a Gannotti (2008), tvrdí, že 75 % variability výsledků trojrozměrné kinematické analýzy je způsobeno nepřesným uložením značek na těla probandů. Přesnějším umístěním markerů by se tak mohlo dosáhnout zlepšení vypovídací hodnoty pro identifikaci; otázkou ale zůstává, jak takového zlepšení docílit. Za dalším zkreslením výsledků může také stát vliv měkkých tkání při pohybu, kdy se tahem tkání značky mírně posunují z původních míst uložení.

Dalším faktorem, který mohl negativním způsobem zasáhnout do výsledků, je technické vybavení. Ačkoliv již bylo uvedeno, že oproti metodám více spoléhajícím na lidský faktor dochází k chybovosti přístrojů méně často, nelze ji zcela vyloučit. Může docházet k chybné kalibraci přístrojů nebo k rozhození kalibrovaných kamer neopatrným pohybem osob při provádění experimentu v laboratoři, a to i přes to, že si v tuto chvíli nejsme žádné takové chyby vědomi (Porada a Šimšík, 2010).

Na kvalitě výsledku se podílí též míra opakování pokusu, v našem případě opakování chůze. Autoři se rozcházejí v názorech, kolik pokusů je třeba opakovat; my jsme zvolili pro nízkou náročnost, omezené prostory laboratoře a množství probandů pouze dvě opakování pokusu s identickými parametry (Porada a Šimšík, 2010).

Svou roli pravděpodobně sehrál i omezený počet kroků, které jsme studovali. Jak bylo uvedeno výše, do záběru se nám vešly cca 2-3 celé kroky, takže jsme se při každém měření soustředili na jeden dvojkrok. Ovšem pro dosažení co nejpřirozenější chůze jedince je třeba provést sedm až deset kroků před snímáním kamerou, což jsme pro nedostatek prostoru nemohli provést (Porada a Šimšík, 2010, dle Geil and Lay, 2004).

Podobně i Winter tvrdí, že pro snížení variability chůze a dosažení co nejpřirozenější chůze jedince je nutné sledovat nejméně tři krokové cykly, což jsme opět nemohli dodržet pro omezené laboratorní podmínky (Porada a Šimšík, 2010, dle Winter, 1984).

Diss (2001) ve své práci uvádí, že neoptimálnější je chůzi snímat průměrně v 10 pokusech pro reliabilitu kinematických parametrů (Porada a Šimšík, 2010), zatímco my jsme pro časovou náročnost a pro poměrně velké množství probandů pokus opakovali pro každou kombinaci parametrů pouze dvakrát.

7 ZÁVĚR

V této diplomové práci bylo cílem zkoumat možnosti identifikace osob na základě pohybového stereotypu chůze se zohledněním praktických omezení a rozdílů mezi laboratorním a běžným prostředím, tj. především rozdílů mezi analýzou trojrozměrného a dvojrozměrného snímku, stejně tak jako rozdílů mezi svlečenými a oblečenými lidmi.

V kapitole 2 jsme se zabývali teoretickou stránkou problematiky identifikace podle chůze. Představili jsme si obor forenzní biomechaniky jako takový, představili jsme si základní aspekty kinematické analýzy pohybu a zmínili jsme řadu úspěšných případů použití kinematické analýzy ve vědeckém výzkumu i mimo obor forenzní biomechaniky.

Dále jsme zkoumali charakteristiku lidského pohybu a problematiku pohybového vzoru. Na základě citované literatury jsme nabyli poznatku, že pohyb je vysoce individuální záležitost, která je specifická pro každého jedince, ačkoliv samozřejmě mezi jedinci vykazuje jisté podobnosti. I přes maximální úsilí je velmi těžké až nemožné svůj pohybový stereotyp potlačit nebo změnit. To usnadňuje použití analýzy chůze při identifikaci lidí. V této souvislosti jsme rovněž prozkoumali řadu faktorů, které chůzi mohou ovlivňovat - výška osoby, rychlost chůze, okolní prostředí, psychické vlivy, stimulantia, fyzické zdraví, věk. Také jsme se zabývali přehledem několika zdrojů popisujících možnosti použití kinematické analýzy chůze při identifikaci osob. Nakonec jsme se na analýzu chůze podívali z biomechanického pohledu a shrnuli několik možných parametrů, které lze na osobách měřit a následně použít k jejich identifikaci - např. délka kroku, trajektorie těžiště, rychlost chůze, úhly kyčelních a kolenních kloubů, zevní rotace chodidel nebo výchylky trochanterů - stejně tak jako několik typických poruch, které se budou na chůzi projevovat, a tak nadále zjednodušovat proces identifikace člověka. Rovněž jsme nastínili základní parametry technického provedení našeho experimentu, tedy optoelektrickou metodu kinematické analýzy.

V kapitole 3 jsme si definovali tři klíčové hypotézy: (1) Parametry chůze přispívají k identifikaci člověka. (2) Naměřené hodnoty jsou srovnatelné pro osoby v oblečení a bez oblečení. (3) Naměřené hodnoty jsou srovnatelné při použití 2D i 3D analýzy. K těmto hypotézám pak přibylo několik dílčích, zpřesňujících hypotéz.

V kapitole 4 jsme definovali metodické provedení našeho experimentu. Popsali jsme prostředí, ve kterém bude experiment prováděn, systém kamer Qualisys a další technické vybavení, které bude použito, a upozornili jsme na několik pravidel, která je nutné dodržet pro minimalizaci chyb měření. Definovali jsme způsob umístění značek na tělo probanda, stejně tak jako testovaný vzorek probandů, kde jsme si nekladli žádná zvláštní kritéria kromě věku, který jsme si stanovili na rozmezí 20-30 let. Nakonec jsme popsali všechny výpočty, které jsme museli provést pro získání údajů, které chceme analyzovat, včetně odkazů na příslušné soubory na přiloženém disku.

V páté kapitole jsme provedli vyhodnocení výsledků - nejprve jsme se zabývali možnostmi identifikace podle délky kroku, úhlů flexe kolenních a kyčelních kloubů a výchylek trochanterů, později jsme zkoumali jednak rozdíly mezi svlečenými a oblečenými probandy a jednak přenositelnost těchto závěrů z prostředí laboratorní 3D analýzy do více reálné a praktičtější 2D analýzy.

V kapitole 6 jsme provedli diskusi těchto výsledků. Výsledky vyzněly příznivě pro identifikaci člověka podle délky kroku, úhlu flexe kolenního kloubu a úhlu flexe kyčelního kloubu, ale nikoliv podle výchylky velkých trochanterů v laterolaterálním směru. Bohužel se ale nejeví jako reálné srovnávat výsledky u oblečených a svlečených probandů - rozdíly mezi parametry naměřenými u oblečených a svlečených osob jsou velké v porovnání s rozdíly naměřenými mezi různými osobami, a to pro všechny zkoumané parametry. To by identifikaci v praxi značně komplikovalo. Na druhou stranu jsme rovněž zjistili, že při vyšších rychlostech má tento problém tendenci zmenšovat svůj rozsah. Pokud jde o porovnávání výsledků analýzy trojrozměrného a dvojrozměrného obrazu, výsledky jsou relativně hodně odlišné pro délku kroku, takže by se jakákoliv výhoda při identifikaci prakticky vytratila. Ovšem pro určování výšky (zejména druhým zkoumaným způsobem, tj. v okamžiku přenášení těžiště přes nohu v kontaktu s podložkou) je 2D analýza poměrně přesná a byla by schopna k identifikaci přispět.

Během měření mohly vznikat jisté očekávatelné chyby, které jsme popsali. Námětem na další výzkum tak může být měření, které se pokusí těchto chyb vyvarovat. Jde zejména o použití složitějšího a více vypovídajícího modelu pro převod pixelových vzdáleností získaných z 2D měření na vzdálenosti v centimetrech nebo očištění od „efektu rybího oka“. Dále by se výsledky daly více zpřesnit použitím větší laboratoře, ve které by mohl proband vykonat více kroků, které budou při zprůměrování

pravděpodobně vykazovat více vypovídající a lépe porovnatelné hodnoty. Posledním hlavním námětem na zpřesnění by bylo použití většího vzorku probandů, díky čemuž by bylo možné výsledky očistit od vlivu výšky probanda na délku kroku.

SEZNAM LITERATURY

3D kinematická analýza. *Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu* [online]. 2009 [cit. 2012-01-08]. Dostupné z: http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php?option=com_content&view=category&id=44&layout=blog&Itemid=59

ABDELKADER, C. B. Gait as a biometric for person identification in video sequences. *Technical Report, University of Maryland Computer Science Department*. 2001.

BAJEROVÁ, J., JADRNÝ, J. a POUL, J. Laboratoř chůze - její možnosti a přínos pro indikace chirurgie léčby pacientů s DMO. *Rehabilitácia*. 2010, roč. 47, č. 4, s. 195-199.

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.

DLABOLOVÁ, I., VAŘEKA, M., JANURA, M. a ELFMARK, M. Využití videozáznamu pro analýzu stoje člověka. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, č. 1, s. 25-28.

EBERHART, H. D., INMAN, V. T. a BRESLER, B. The principal elements in human locomotion. In: *Klopsteg PE, Wilson PD, editors. Human limbs and their substitutes*. New York: McGraw-Hill, 1954, s. 437-71.

FONG, D. T.-P. Lower-Extremity Gait Kinematics on Slippery Surfaces in Construction Worksites. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2005, roč. 37, č. 3, s. 447-454.

GEIL, M. D. a LAY, A. Plantar foot pressure responses to changes during dynamic trans-tibial prosthetic alignment in a clinical setting. *Prosthetics and Orthotics International*. 2004, roč. 28, č. 2, s. 105-114.

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.

GRYC, T., ZAHÁLKA, F., HORÁČEK, O., MALÝ, T., HRÁSKÝ, P., MALÁ, L. a LINHARTOVÁ, P. Objektivizace změn vybraných parametrů chůze u pacientů s

dědičnou neuropatií (CMT) pomocí kinematické analýzy. *Česká kinantropologie*. 2010, roč. 14, č. 3, s. 140-147.

HALADOVÁ, E. a NECHVÁTALOVÁ, L. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 3. vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. ISBN 978-80-7013-516-7.

HORNÁČEK, K. Symptóm tvrdej chôdze. *Rehabilitácia*. 2008, č. 1, s. 56-59.

HRAZDIRA, P. *Biometrické identifikační metody*. Zlín, 2010. 89 s. Diplomová práce na Fakultě aplikované informatiky, Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně. Vedoucí práce V. Štefka.

INMAN, V. T., RALSTON, H. J., SAUNDERS, J. B. dM., FEINSTEIN, B. a WRIGHT, E. W. Jr. Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1952, č. 4, s. 187-194.

JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému*. Praha: SZN, 1966.

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 MÍKOVÁ, M. Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, č. 1, s. 30-33.

JANURA, M., SVOBODA, Z., KOZÁKOVÁ, D. a BIRGUSOVÁ, D. Analýza chůze u osob s transtibiální amputací. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, č. 3, s. 190-193.

JANURA, M. a ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza člověka*. 1. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. 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.

JELÍNEK, M. *Kinematika pánve a dolních končetin při chůzi v závislosti na deformačním postavení pánve*. Praha, 2005. Autoreferát disertační práce na Katedře anatomie a biomechaniky FTVS UK. Vedoucí práce M. Tichý.

- JOHANSSON, G. Visual perception of biological motion and a model for its analysis. *Perception and Psychophysics*. 1973, roč. 14, č. 2, s. 201-211.
- 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. ISBN 978-80-7399-643-7.
- KARAS, V. *Biomechanika struktury a chování pohybového systému člověka při volní motorické činnosti*. Praha: Univerzita Karlova, 1978.
- KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galen, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KREBS, D. A., EDELSTEIN, J. E. a FISHMAN, S. Reliability of Observational Kinematic Gait Analysis. *Physical Therapy*. 1985, roč. 65, č. 7.
- LARSEN, P. K., SIMONSEN, E. B. a LYNNERUP, N. Gait Analysis in Forensic Medicine. *Journal of Forensic Sciences*. 2008, roč. 53, č. 5, s. 1149-1153.
- LARSEN, P. K., LYNNERUP, N., HENRIKSEN, M., ALKJAER, T. a SIMONSEN, E. B. Gait Recognition Using Joint Moments, Joint Angles, and Segment Angles. *Journal of Forensic Biomechanics*. 2010, roč. 1.
- LEARDINI, A., CHIARI, L., DELLA CROCE, U. a CAPPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and Posture*. 2005, roč. 21, č. 2, s. 212-225.
- LEWIT, K. *Manipulační léčba*. Praha: Sdělovací technika, 2003. ISBN 80-86645-04-5.
- MAGYAR, O., ILLYES, A., KNOLL, Z., KISS, R. M. Effect of medical meniscectomy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2008, č. 16, s. 427-433.
- MCGINLEY, J. L., BAKER, R., WOLFE, R. a MORRIS, M. E. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait*. 2008, roč. 29, č. 3, s. 360-369.
- MILLS, P. M. a BARRETT, R. S. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. Biomechanics-Dynamics Group, School of Physiotherapy and Exercise Science, Griffith University, Gold Coast, Australia, 2001.

- NIXON, M. S., CARTNER, J. N., HUANG, P. S., CUNADO, D. a STEVANGE, S. V. Automatic gait recognition. In: *Proceedings IEEE Colloquium Motion Analysis and Tracking*. 2002.
- PAUCH, Z. Analýza parkinsonské chůze jako východisko pro reedukaci lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1997, č. 3, s. 103-105.
- PEPPE, A., CHIAVALON, C., PASQUALETTI, P., CROVATO, D. a CALTAGIRONE, C. Does gait analysis quantify motor rehabilitation efficacy in Parkinson's disease patients?. *Gait Posture*. 2007, č. 26, s. 452-462.
- PERRY, J. The mechanics of walking: a clinical interpretation. *Phys Ther*. 1967, roč. 47, č. 9, s. 777-801.
- PERRY, J. a BONTRAGER, E. Development of a gait analyzer for clinical use. *Trans Orthop*. 1977, č. 2, s. 48.
- Pohybový systém, jeho struktura a chování. *Katedra biomechaniky FTVS UK* [online]. Praha [cit. 2012-02-11]. Dostupné z:
<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/pohyb.php>
- PORADA, V. *Kriminalistika*. Praha: VŠ SNB, 1981.
- PORADA, V. a ŠIMŠÍK, D. *Kriminalistické, forenzní a právní souvislosti identifikace osob podle funkčních a dynamických znaků*. Karlovy Vary: Vysoká škola Karlovy Vary, o.p.s., 2010. ISBN 978-80-87236-02-4.
- Qualisys Track Manager. *Qualisys* [online]. 2011 [cit. 2012-01-08]. Dostupné z:
<http://www.qualisys.com/products/software/qtm/>
- RAK, R., MATYÁŠ, V. a ŘÍHA, Z. *Biometrie a identita člověka ve forenzních a komerčních aplikacích*. Praha: Grada Publishing, 2008. ISBN 978-80-247-2365-5.
- SELIGER, V. a kol. *Fyziologie tělesných cvičení*. Praha: SPN, 1974, s. 215.
- SCHWABOVÁ, J., ZAHÁLKA, F., ZEDKA, M., KOMÁREK, V., NOVÁKOVÁ, M., MALÝ, T., HRÁSKÝ, P., VYHNÁLEK, M. a ZUMROVÁ, A. Objektivizace poruch lokomoce a rovnováhy u pacientů s neurologickým onemocněním. *Pohybové ústrojí*. 2008, roč. 15, 3+4, s. 218-225.

- SIEGEL, K. L., KEPPLER, T. M. a STANHOPE, S. J. A case study of gait compensation for hip muscle weakness in idiopathic inflammatory myopathy. *Clin. Biomech.* 2007, č. 22, s. 319-326.
- SMIDT, G. L. *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone Inc., 1990.
- STEVENAGE, S. V., NIXON, M. S. a VINCE, K. Visual analysis of gait as a cue to identity. *Applied Cognitive Psychology*. 1999, roč. 13, č. 6, s. 513-526.
- STRAUS, J. *Biomechanické metody identifikace osob*. Praha: Policejní akademie ČR, 1996.
- STRAUS, J. Aplikace biomechaniky v kriminalistice. *Česká kinantropologie*. 1999, roč. 3, č. 2, s. 77-87.
- STRAUS, J. *Kriminalistické stopy s biomechanickým obsahem (odrážející funkční a dynamické vlastnosti a návyky působícího objektu)*. Praha: Policejní akademie ČR, 2001.
- STRAUS, J. Zkušenosti ze znalecké praxe ve forenzní biomechanice. *Ministerstvo vnitra České republiky: Katedra kriminalistiky Policejní akademie ČR Praha* [online]. 2008 [cit. 2012-02-11]. Dostupné z: <http://www.mvcr.cz/clanek/zkusenosti-ze-znalecke-praxe-ve-forezni-biomechanice.aspx>
- STRAUS, J. Zakopnutí a pády ze stoje pohledem forenzní biomechaniky. *Pohybové ústrojí*. 2010, 3+4, s. 262-269.
- STRAUS, J. a DANKO, F. Reakční čas na náhodný podnět vyžadující komplexní motorickou odezvu. *Pohybové ústrojí*. 2009, roč. 16, 1+2, s. 52-63.
- STRAUS, J. a JONÁK, J. Je možné identifikovat osobu podle pohybového projevu lokomoce? *Policejní teorie a praxe*. 2005, č. 3.
- STRAUS, J. a JONÁK, J. *Kriminalistická a technická analýza bipedální lokomoce*. Praha: Policejní akademie ČR, 2007.
- STRAUS, J. a PORADA, V. *Systém kriminalistických stop*. Praha: Policejní akademie ČR, 2006.
- SUTHERLAND, D. H. a HAGY, J. L. Measurement of gait movements from motion picture film. *J Bone Joint Surg.* 1972, č. 54A, s. 787-797.

- 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.
- ŠČUREK, R. *Biometrické metody identifikace osob v bezpečnostní praxi*. Ostrava: VŠB TU, 2008.
- ŠVEHLÍK, M., ZWICK, E. B., STEINWENDER, G., KRAUS, T. a LINHART, W. E. Přístrojová analýza chůze u pacientů s dětskou mozkovou obrnou. *Neurologie pro praxi*. 2011, roč. 12, č. 4, s. 230-233.
- TOŠNEROVÁ, V., SOUKUP, T., JÍLEK, M. a MARTINÍK, K. Analýza stoje a chůze: současnost, perspektivy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, č. 1, s. 9-10.
- 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. ISBN 80-7254-837-9.
- WALKENBACH, J. *Excel 2007 Bible*. Indianapolis: Wiley Publishing, Inc., 2007. ISBN 978-0-470-04403-2.
- WINTER, D. A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum. Move. Sci.* 1984, č. 3, s. 51-76.
- ZAATAR, A., VAŘEKA, I. a MARTINÍK, K. Lateralita a směrovost chůze. *Rehabilitácia*. 2006, roč. 43, č. 3, s. 131-135.
- ZENI, J. A. a HIGGINSON, J. S. Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed?. *Clinical Biomechanics*. 2009, roč. 24, č. 4, s. 372-378.
- ZENI, J. A., RICHARDS, J. G. a HIGGINSON, J. S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture*. 2008, roč. 27, č. 4, s. 710-714.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Souhlas etické komise

Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu

PŘÍLOHA 1: SOUHLAS ETICKÉ KOMISE

PŘÍLOHA 2: VZOR INFORMOVANÉHO SOUHLASU

Informovaný souhlas s provedením experimentu

Vážená paní, vážený pane,

dovoluji si Vás oslovit za účelem účasti ve výzkumu, který bude součástí diplomové práce na Fakultě tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze pod vedením Ing. Miloslava Vilímka, PhD.

Základem této práce bude vyšetřování kinematických a rozměrových parametrů člověka pomocí systému Qualisys, tyto parametry budou navzájem porovnávány.

Doba jednoho sledování se bude pohybovat kolem 30 minut, a to během jedné návštěvy. Vyšetření bude spočívat v dvanácti ukázkách chůze ve spodním prádle a v oblečení před kamerou.

Jedná se o metodu neinvazivní, během které nedochází k nepříjemným pocitům ani k bolesti a nehrozí žádné riziko.

Způsob testování nepřináší žádná větší rizika, úkony jsou relativně jednoduché.

Ubezpečujeme Vás, že získané záběry ani výsledné hodnoty nebudou zneužity k jinému účelu a Vaše osobní data nebudou zveřejněna.

Svým podpisem stvrzujete, že jste byl informován o postupech měření a souhlasíte s účastí na projektu.

V Praze dne

Jméno:

Podpis: