

**Výzkum biometrických systémů z hlediska jejich
důvěryhodnosti a integrity: Analýza změn ve
vzorcích chůze**

Research on Biometric Systems in Terms of Their Credibility and
Integrity: Analysis of Gait Patterns Changes

Disertační práce
Doctoral thesis

Studijní obor
Study field

Inženýrská informatika
Engineering Informatics

Autor práce
Author

Ing. et Ing. Kateřina Sulovská, Ph.D.

Školitel
Supervisor

doc. Mgr. Milan Adámek, Ph.D.

Konzultant
Advisor

Ing. Pavel Pokorný, Ph.D.

Zlín, podzim 2018

© Kateřina Sulovská

Vydala **Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně** v edici **Dizertační práce**.

Publikace byla vydána v roce 2018.

Klíčová slova: biometrie, bipedální lokomoce, ANOVA, t-test, Kruskal-Wallisův test, variační koeficient, funkcionální analýza dat, VICON, identifikace, rozpoznávání

Key words: biometrics, bipedal locomotion, ANOVA, t-test, Kruskal-Wallis test, coefficient of variance, functional data analysis, VICON, identification, recognition

Plná verze disertační práce je dostupná v Knihovně UTB ve Zlíně.

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala svému školiteli, doc. Mgr. Milanu Adámkovi, Ph.D., za vše, čemu mě v průběhu doktorského studia naučil, za jeho podnětné připomínky a pomoc. Ráda bych taktéž poděkovala svému konzultantovi, Ing. Pavlu Pokornému, Ph.D. za čas a pomoc při nasměrování mého výzkumu. Poděkování patří také osloveným osobám, které mi pomohly během studia zvoleného problému, finálních úprav experimentálních dat a zejména při zpracování a dohledu nad zpracováním statistické části práce kolegyním z Univerzity Palackého v Olomouci. V neposlední řadě chci poděkovat svým přátelům za podporu a za správně načasovaná rozptýlení.

Největší dík patří mé matce Hance za vše, co pro mě udělala, aby mi mé studium co nejvíce usnadnila, za morální podporu, konstruktivní kritiku a teplé večere.

Na závěr bych ráda poděkovala 21, pro tuto práci anonymním osobám účastnících se měření na systému VICON, bez nichž by tato práce nebyla možná, prof. Janu Poulvi, CSc. za umožnění tento systém použít na jeho pracovišti a Bc. Janu Jadrnému za pomoc při měření v samotné Laboratoři chůze při Dětské nemocnici FN Brno.



RESUMÉ

Biometrické systémy dnes zaujímají výsadní postavení při ochraně majetku, neboť vycházejí z jedinečných charakteristik lidského těla, které jsou stabilními po celý život. Tato práce se zabývá základními východisky pro analýzu chůze určenou pro biometrické systémy. Tento systém ještě v praxi není příliš využíván, ačkoli za sebou má již nejméně jedno důkazní řízení u soudu, kde se s jeho pomocí prokázala vina/nevinna obžalovaných. Pro to, aby mohly být tyto systémy aplikovány do praxe, stejně jako biometrie obličeje, duhovky, sítnice, otisku prstu a dalších, musí být ještě důkladněji prozkoumáno, zda se dynamický stereotyp chůze v průběhu života výrazně neliší u jednoho jedince a naopak zda se opravdu liší každý jeden jednotlivec. Takovéto výzkumy již probíhají, neboť možnosti nasazení takovýchto systémů jsou veliké a výrazně by mohly zajistit vyšší bezpečnost. Ve světě se již několik let zkoumá a vyvíjí i možnost analýzy chůze (identifikace jedince) z běžného video záznamu. 2D i 3D analýza spolu úzce souvisí, a vzhledem k tomu, že v 3D analýze ještě nebyly vyčerpány všechny možnosti zkoumání, může stále podat zajímavá zjištění, které napomohou vývoji algoritmů pro automatizované rozpoznávání. Potenciál lidské chůze jakožto jedné z veřejnosti méně známých biometrických charakteristik je tedy skutečně velký.

Forezní, ale i běžná identifikace však také naráží na problémy jako krádež identity, která je stále častější zejména ve vyspělých státech světa a je tak hrozbou pro všechny osoby, zejména pokud jde o biometrické údaje, které jsou svou povahou přímo spojeny s určitou fyzickou osobou, a jejich nahraditelnost je v určitých případech zcela nemožná. Biometrie tak na jednu stranu může znamenat výhodu (nahrazení karet, hesel, podpisů), na druhou stranu může být i výrazným zásahem do soukromí jedince (krádež identity po plastické operaci,

konec anonymity, sledování pohybu všech fyzických osob, získávání informací o jejich zdravotním stavu z chůze, barvy pleti, atd.).

Dosavadní výsledky výzkumů variability lidské chůze jsou velmi uspokojivé a chůze se tak stává jedním z perspektivních biometrických systémů. Otázkou tak zůstává, zda budou takovéto systémy využitelné ve velkém měřítku, což mají za úkol zjistit právě další a další probíhající výzkumy. Mezi další otázky směřované do budoucnosti je i statistické vyhodnocení získaných dat, které právě poukazuje na vhodnost/nevhodnost biometrie chůze pro masové využití. V současnosti je nejčastěji používána statistická metoda ANOVA.

Náš výzkum se zaměřuje na hodnocení lidské lokomoce, která byla v průběhu měření na 3D systému vystavena několika zvoleným podmínkám, díky čemuž můžeme vyhodnotit spolehlivost a vhodnost dynamického stereotypu chůze pro životaschopný a zejména pak spolehlivý biometrický systém pro komerční praxi. Vzhledem k tomu, že výsledky klasických metod statistické analýzy, jako např. metoda ANOVA, nebyly v případě našich dat uspokojivé, využili jsme metodu pro tento typ dat vhodnější – funkcionální analýzu. Využití funkcionální analýzy dat je v oblasti testování biometrických systémů unikátní a možná i proto velmi často opomíjeno, ačkoliv je pro typ dat generované chůze nejvhodnější metodou. Funkcionální analýza dat může upozornit na zajímavé souvislosti, které není možno jinými statistickými metodami získat. Naše analýzy dokazují tuto vhodnost vysoce uspokojivými, a zejména pak přesnými výsledky testů, které zároveň potvrzují vysokou přesnost měřicího 3D systému.

SUMMARY

Nowadays, biometric systems take privileged position in property protection, as they come from unique characteristics of human body. Characteristics, that remain unchanged throughout the life. This work is focused on basic assumptions for a gait analysis intended for utilization in biometric systems. Although the gait recognition is used in trials to prove or disprove one's guilt, such system, based on gait recognition, is not used widely in praxis. To be able to apply "gait biometrics" into praxis, same as for example the face, retina, iris, fingerprint biometric systems, more deeper testing is needed to evaluate focusing mainly to two issues: whether the dynamic gait stereotype does not change significantly during the human life, and if it is possible to clearly distinguish between individuals. Many ongoing researches study these and other questions to achieve high enough reliability and credibility of the system, which would significantly increase the security of both people and property. The world's teams investigate the possibility to analyse the human gait (individual identification) from a common video recording. The 2D and 3D analysis are closely related. As all of the research options of the 3D analysis have not been worked out, interesting findings can be still found, supporting creation and development of algorithm for fast automated recognition. The potential of human gait, as one of the least known biometric characteristic for the public, is therefore great.

Forensic, as well as common identification has also issues with identity thefts, which is more and more frequent especially in developed countries. This can be a great threat to all persons, mainly if it is about biometric data, which are directly connected to the person and their substitutability is in vast cases absolutely impossible. The biometrics has therefore two sides. On one hand, it can be an

advantage (replacement of cards, codes, signatures), on the other hand it can be a significant interference with the individual's privacy (i.e. identity theft after the plastic surgery, end of anonymity, tracking of all people, obtaining information about health, race).

Up to date results of human gait variability are very satisfying and the gait is becoming one of the perspective biometric system. The issue is, if the systems will be able to operate in large scale. This is the task for researches all over the world. Some of the other questions forwarding to the future is also statistical methodology used to evaluate data, as this is crucial to point out the (in)appropriateness of gait as a mass use biometry. Currently, the most commonly used method is the ANOVA.

Our research focuses on the evaluation of the human locomotion under several different conditions (in a 3D measurements) to be able to test the appropriateness and reliability of gait dynamic stereotype for viable and reliable biometric system in praxis. As the results from the "classical" statistical analyses like ANOVA are not satisfactory in case of our data, we use a methodology more suitable for the character of obtained data – functional analysis. Utilization of functional data analysis is in the field of biometric systems unique and often neglected, although this methodology is one of the most suitable ones for such type of data. The functional data analysis can highlight interesting connections that otherwise are not acquired by other statistical methods. Our analyses prove that the functional data analysis for testing gait trajectories brings very satisfactory, highly accurate results, which also confirms the high accuracy of measurement with the used 3D system.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	11
SEZNAM TABULEK	12
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	13
1 ÚVOD	18
2 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY	21
3 TEORETICKÝ RÁMEC	26
3.1 BIOMETRICKÉ SYSTÉMY ZAMĚŘENÉ NA CHŮZI	26
3.2 ANALÝZA CHŮZE	29
3.3 ZVOLENÉ METODY ŘEŠENÍ	36
3.3.1 Metodika snímání pohybu osob	36
3.3.2 Standardní metody analýzy dat.....	42
3.3.3 Funkcionální analýza.....	47
4 CÍLE PRÁCE	54
5 HLAVNÍ VÝSLEDKY PRÁCE.....	56
5.1 EXPERIMENTÁLNÍ DATASET	56
5.2 ANALÝZA DATASETU POMOCÍ VYBRANÝCH METOD	60
5.2.1 Analýza pomocí standardních statistických metod.....	60
5.2.2 Funkcionální analýza dat	64
5.2.3 Hodnocení výkonnosti metody funkcionální analýzy dat pro identifikační účely.....	71
5.2.4 Diskuze výsledků metody funkcionální analýzy dat.....	75
6 PŘÍNOS PRÁCE PRO VĚDU A PRAXI	78
7 ZÁVĚR.....	80
8 LITERATURA	83
SEZNAM PUBLIKACÍ AUTORA	96
CURRICULUM VITAE AUTORA	101
PŘÍLOHY	102

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1	Možnosti využití 3D systémů s retro-reflexními markery pro snímání pohybových dat	23
Obr. 2	Krokový cyklus	33
Obr. 3	Znázornění jednotlivých fází cyklu.....	34
Obr. 4	Základní roviny snímání pohybu.....	37
Obr. 5	Optické kamery Vicon Bonita a Vicon T-series	38
Obr. 6	Příklad laboratoře chůze využívající systém SMART DX	39
Obr. 7	Model Newington-Helen Hayes pro umístování markerů.....	40
Obr. 8	Ukázka rozmístění jednotlivých kamer v Laboratoři chůze	57
Obr. 9	Příklad umístění retro-reflexních markerů (a EMG sond) na těle probanda	58
Obr. 10	Příklady odlišnosti průběhů trajektorií markeru C7 během chůze tří různých účastníků výzkumu	61
Obr. 11	Příklad funkcionálních středních absolutních odchylek ($fMAD_m$) pro markery R(L)ASI a R(L)HEE pro chůzi v tempu MM.92.....	66
Obr. 12	Ukázka funkcionální střední odchylky u jedinců M6, M7 a M15 u markeru RHEE pro chůzi určenou metronomem.....	69
Obr. 13	Příklady ROC křivek s hodnotou EER pro marker RELB a RWRB za různých typů chůze.....	71

SEZNAM TABULEK

Tab. 1	Základní charakteristické údaje účastníků experimentu	56
Tab. 2	Markery použité v experimentální části	59
Tab. 3	Příklad časových a prostorových parametrů chůze, intra-individuální porovnání, normální chůze	62
Tab. 4	Příklad výsledků párového t-testu odlišností mezi průměrnými hodnotami křivek RANK a LANK	63
Tab. 5	Statisticky významné odlišnosti mezi jednotlivými profily pohybu....	64
Tab. 6	Procentuální vyjádření signifikantně odlišných párů průměrných signatur chůze	65
Tab. 7	Zprůměrované funkcionální střední absolutní odchylky, průměrované přes všechny trajektorie a kompletní cykly chůze	67
Tab. 8	Osoby s nepravidelnými vzorci pohybu.....	70
Tab. 9	Hodnoty FRR, FAR a EER získané hodnocením použitých FDA metod	73

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

<i>symbol</i>	<i>význam</i>
2D	dvoudimenzionální
3D	třídimeznionální
FDA	funkcionální analýza dat
APAS	Ariel Performance Analysis System
ORLAU	Orthotic Research and Locomotion Assessment Unit
EMG	elektromygrafie
FN	fakultní nemocnice
n	počet členů výběrového souboru počet párů výběrového souboru celkový počet pozorování
μ	střední hodnota (základního) souboru měřená hodnota při referenčním vlivu faktoru
\bar{x}	průměr výběrového souboru (výběrový) aritmetický průměr
s^2	rozptyl výběrového souboru
t	testovací kritérium
s	směrodatná odchylka výběrová střední chyba průměru
ANOVA	analýza rozptylu
α, β	vlivy jednotlivých faktorů na měřenou veličinu
$\alpha\beta$	interakce vlivu faktorů
ε	náhodná veličina modelující náhodné chyby experimentu chybový vektor
A, B	faktory
α_i	vliv i -té úrovně faktoru A
β_i	vliv i -té úrovně faktoru B
H_0, H_1	hypotézy
$A (S_A)$	úrovně faktoru A
$B (S_B)$	úrovně faktoru B
S_0	součet čtverců odchylek od celkového průměru
S_R	reziduální rozptyl uvnitř jednotlivých úrovní
T_i	součet hodnot v j -té úrovni faktoru B

Z_i	součet hodnot v i-té úrovni faktoru A
τ_{ij}	interakční člen
x_{ij}	rozptyl
C	konstanta
k	celkový počet skupin
T_i	součet pořadí v i-té skupině
Q	testová statistika
x_i	záznam funkce
α	hladina významnosti
CV	variační koeficient
σ	směrodatná odchylka
i	záznam (jednotlivý) jedinec
n_i	počet párů
t	čas
var	variantní funkce
cov	funkce kovariance
$cov_{X,Y}$	křížová kovarianční funkce
$corr_{X,Y}$	křížová korelační funkce
$\hat{x}(t)$	Fourierova řada
Φ_i	BÁZE Fourierova systému pro periodická data
y	vektor pozorování
β	parametrický vektor váhový vektor
Z	matice definující lineární transformaci z parametru do pozorovacího prostoru
PCA	analýza hlavních komponent
x	datový vektor
$\beta'x$	vnitřní produkt
fANOVA	funkcionální ANOVA
r	replikace
t_j	j-tý % bod cyklu chůze pro i-tý subjekt v r-té replikaci
n_r	počet naměřených hodnot
$m_{ir}(t_j)$	měření výšky veličiny zachycené 3D systémem
h_i	výška markeru
y_{ir}	linární kombinace K známých základových funkcí

$y_{ir}(t_j)$	chybový model
Φ_K	základová funkce B-křivek
$\varepsilon_{ir}(t_j)$	chyby
K	počet základových funkcí
c_{irk}	koeficient minimalizace
$PEN_2(x)$	integrováný čtverec druhé derivace
λ	vyhlazovací parametr
\hat{c}_{irk}	naměřené koeficienty definované minimalizačním kritériem
I	počet skupin
N	počet signatur
$Y_{iR}(t)$	náhodné funkce
T	ohraničený interval funkcí
$\bar{Y}_i(t)$	vzorová skupina středních funkcí
$\bar{Y}_{..}(t)$	velká střední funkce
$SSR(t)$	bodové odchylky mezi subjektem
$SSE(t)$	bodové odchylky v rámci subjektu
F_{max}	maximální hodnota testu
T_F	procento cyklu chůze
p	permutace
$c_{1-\alpha}$	$(1 - \alpha)$ -kvantil empirické distribuční funkce maximálních F -statistických hodnot
F_{max}^n	maximální F -statistická hodnota
BMI	body mass index – index hmotnosti
R(L)TOE	dolní končetina - druhá metatarsální hlavička přechodu přední a střední části chodidla
R(L)KNE	dolní končetina – epicondylus lateralis femoris – boční nadkloubní hrbolek stehenní kosti
R(L)ANK	dolní končetina – malleolus lateralis – zevní kotník
R(L)HEE	dolní končetina – pata
R(L)TIB	dolní končetina – tibiální kost na spodní třetině spodní části strany nohy – holenní kost
R(L)THI	dolní končetina – trochanter major femoris – spodní třetina části stehenního svalu

R(L)ASI	pánev – spina iliaca anterior superior – přední horní trn kyčelní (hmatný, tj. zakončení kyčelního hřebene)
R(L)SHO	horní končetina – akromio-clavikulární kloub – kloubní spojení mezi klíční kostí a lopatkou
R(L)ELB	horní končetina – epicondylus lateralis humeri – okovcová jamka (loketní kloub)
R(L)WRB	horní končetina – processus styloideus ulnae - zápěstní kůstka (malíková hrana)
NG	normální chůze
SM	chůze s hudbou s pomalým pravidelným rytmem v pozadí
FM	chůze s hudbou s rychlým pravidelným rytmem v pozadí
MM	Mälzelův metronom
BPM	beats per minute - údery za minutu
AW	chůze po 5 minutovém cvičení
M	muži
F	ženy
Diff	rozdíl
t	testová statistika
DF	stupně volnosti
p	hladina pravděpodobnosti (p-hodnota)
fMAD	funkce střední absolutní odchylky
FRR	false rejection rate – chybné zamítnutí
FAR	false acceptace rate – chybné přijetí
ROC	receiver operation characteristic
EER	equal error rate – rovnovážný stav FRR a FAR na ROC křivce

1. ÚVOD

Identifikace osob podle jejich fyziologických znaků je stará jako lidstvo samo. Biometrická identifikace/verifikace je využití jedinečných, měřitelných, fyzikálních nebo fyziologických znaků nebo projevů (behaviorální charakteristiky) člověka k jednoznačnému zjištění (identifikaci) nebo ověření (verifikaci) jeho identity. První dochované písemné zmínky o identifikaci osob jsou datovány do starověkého Egypta, kde byly používány i ke „komerční identifikaci“ farmářů a dělníků v povodí řeky Nil. Producenti obilí zde byli identifikováni na základě jejich unikátního vzhledu (jizev, viditelných zranění, charakteristikou pleti, barvou očí, váhou a antropometrickými měřeními) a řádně vyplaceni za prodané zboží státu, případně byly zaznamenány jejich platby za zakoupené zboží (obilí) od státu. Tímto způsobem staří Egypťané předcházeli dvojímu nebo neoprávněnému vyplácení měsíčních mezd, neboť záznamy o vzhledu jedinců byly velmi detailní. Moderní základy biometrických systémů, tak jak je známe dnes, položil francouzský vědec Alphonse Bertillon koncem 19. století svojí antropometrickou metodou. Touto metodou přeměřil, popsal a vyfotografoval každého odsouzeného zločince, který pak mohl být jednoznačně identifikován při dalším zadržení. Tuto metodu po několika málo desetiletích nahradila daktyloskopie. [1–3]

K masivnímu rozvoji biometrických systémů však došlo teprve v posledních čtyřiceti letech. Biometrická identifikace byla vždy nejdříve využívána bezpečnostními a policejně-soudními složkami/aplikacemi. Teprve další rozvoj technologií umožnil využití těchto systémů i pro komerční a civilní sféru. Prudký růst obliby biometrických systémů výrazně podpořila událost z 11. září 2001, kdy

nároky na bezpečnost výrazně stouply a důkladněji chránit své hodnoty začali nejen soukromé firmy, ale i jednotlivci. [1, 4–9]

S výrazným nasazením biometrických systémů (čtečky otisků prstů, dlaní, krevního řečiště, očních duhovek a sítnic, a dalších) v běžném životě, včetně jejich implementace do dohledových a monitorovacích systémů je také více řešena otázka soukromí, bezpečnosti a základních lidských práv. Tyto otázky jsou řešeny samostatně každým státem soustavou národních norem, které bývají do jisté míry přizpůsobeny nárokům a regulacím mezinárodních komunit (např. nařízení Evropské unie). [4, 6, 7, 9]

Pro identifikační účely se používají charakteristiky, které jsou pro každého jedince unikátními a předpokládá se, že jsou časově neměnné. Jsou taktéž využívány poznatky z různých vědních oborů a zaměření, jako jsou lékařství, antropologie, počítačové vidění, robotika, umělá inteligence, matematika, fyzika, biologie. Vytvoření identifikačních metod pro civilní využití (tzn. vytvoření softwaru) je proto nadmíru obtížná záležitost, vzhledem ke složitosti zpracovávaných dat a použitých algoritmů, které musí být kombinovány a dále vyvíjeny k dosažení co nejlepších výsledků. [1–3]

Biometrické systémy jsou využitelné v mnoha aplikacích, mezi něž můžeme zařadit autentizaci spojenou s kreditními kartami, pasy, řidičskými průkazy a ostatními doklady, s přístupem k výpočetním a telekomunikačním systémům. Bezpečnostní systémy založené na biometrii také slouží pro kontrolu a regulaci přístupů osob do objektu a mohou zároveň být i docházkovými aplikacemi pro hraniční, celní a imigrační kontroly, ochranu věznic a dalších objektů s režimovými opatřeními, automatizovanou ochranu vládních objektů, bank, finančních institucí, hotelů a kasin, komerčních a společenských objektů a klubů,

politických, zdravotnických a sociálních zařízení, škol a školek, domova, a najde si samozřejmě i mnoho dalších aplikací. Nesmíme samozřejmě ani opomenout policejně-forenzní a další bezpečnostní aplikace, na které jsou kladeny vyšší nároky než na zařízení pro civilní sféru. [1]

Za biometrické systémy však můžeme považovat i SW zpracovávající obrazové informace z vytvořených záznamů, kdy provádíme např. dálkové pozorování, identifikaci osoby v davu, identifikaci sejmutých otisků prstů, apod. Těmito projekty se zabývají výzkumné týmy po celém světě, jelikož jejich přesnost je stěžejní, a používají je převážně policejně-forenzní a bezpečnostní složky.

Moderní technologie přináší nové možnosti pro identifikaci osob, zejména pak narušitelů. Jak již bylo zmíněno, jednou z možností je využití video nahrávek, resp. jejich analyzování, ke kterému může docházet nejen po samotné činnosti, ale samozřejmě také během ní a i určitý časový úsek před narušením dané scény. Video analýza může být klasifikována jako identifikační analýza, tj. analýza osoby na základě jejich vnějších znaků. V dnešní době je zvýšený zájem nejen o rozpoznávání obličejů pro tyto účely, ale i rozpoznávání osob podle chůze s přihlédnutím i na další znaky jako např. tvar uší zachycený na video záznamu. Takovýchto systémů (nejen kombinovaných biometrických systémů) se do značné míry, zejména v případě rozpoznávání osob podle obličejů, využívá v různých dohledových systémech na letištích, stadionech, kasinech a bankách. V ideálním případě není nežádoucí osoba do prostor ani vpuštěna, případně je monitorována po celou dobu své aktivity na daném místě.

2. SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

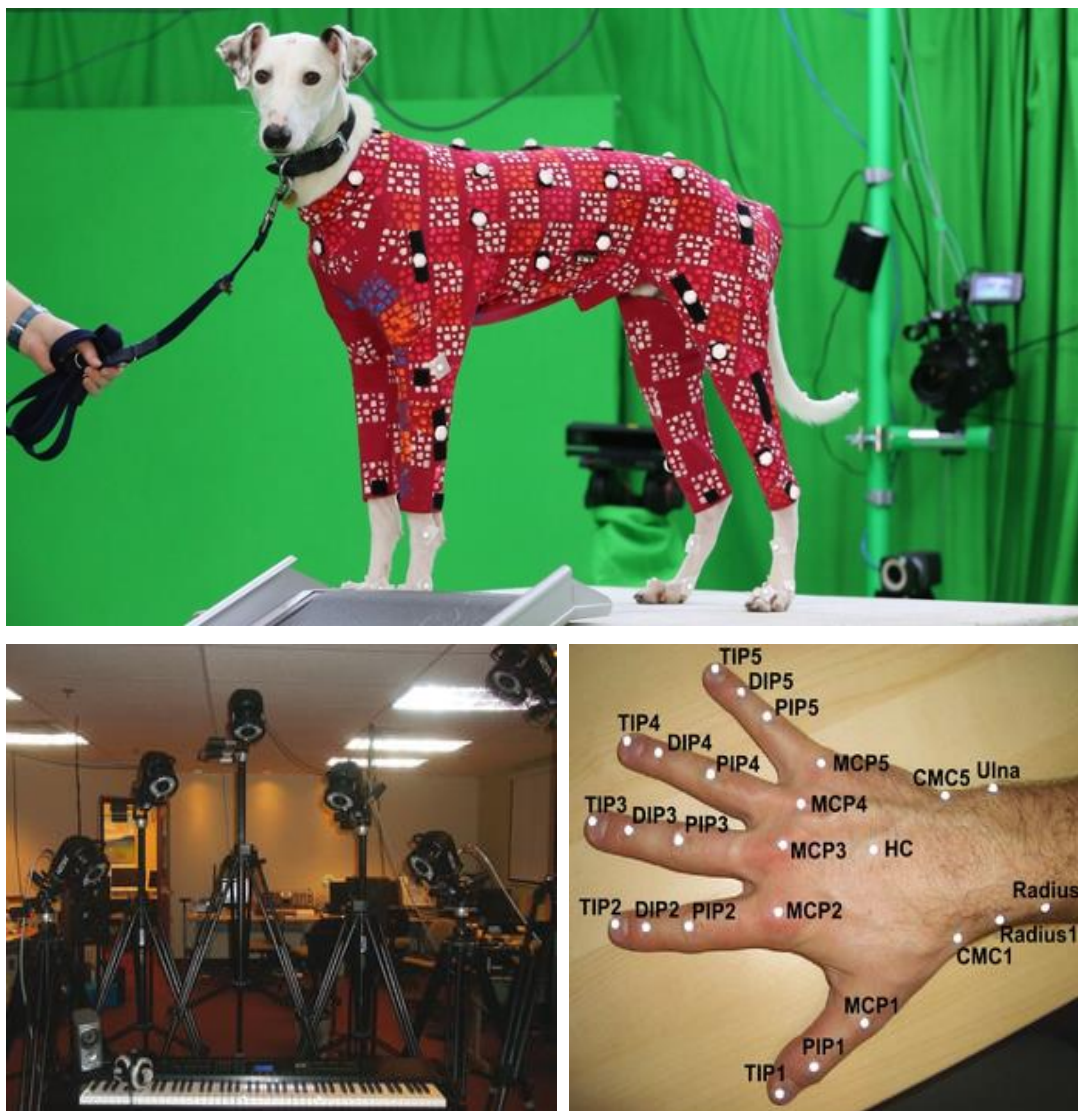
Pohyb lidského těla a jeho analýza (tj. tělesný projev jednotlivce při bipedální lokomoci) patří mezi potencionální biometrické metody využitelné ke komerčnímu nasazení [8, 10–12]. Díky tomuto faktu je lidská chůze důkladně studována mnoha výzkumnými týmy. Bipedální lokomoce, tedy chůze po dvou končetinách, je unikátní pro každého jedince a za ideálních stereotypních podmínek se v průběhu let minimálně mění. Pohyb lidského těla jakožto prostředek k identifikaci používá každý z nás denodenně zejména v případech snížené viditelnosti (např. v tunelech, průchodech, temných chodbách) nebo v případě snížených zrakových schopností, kdy třeba krátkozraké osoby identifikují kolemjdoucí osoby na základě jejich pohybu. Této schopnosti mozku se využívá jako vzoru pro vývoj automatizovaného biometrického systému pro rozpoznávání nebo identifikování osob na základě jejich chůze. V průběhu let se výzkum zaměřil na mnoho krátkodobých projektů zejména z oblasti medicíny (prevence pádů [13], onemocnění pohybového aparátu [14], hodnocení léčby [15] atd.), hry na hudební nástroje [16, 17] veterinární medicíny [18], robotiky [19], využití statických a dynamických znaků [20–24], zábavního průmyslu [25, 26] nebo v oblasti bezpečnosti [10]. Naneštěstí se žádná z těchto studií nevěnovala dlouhodobému sledování komplexního pohybu celého těla na širším vzorku jednotlivců (dataset 1000+ osob) zaměřené speciálně na bezpečnostní aplikace. Nicméně existují menší studie zaměřené na některé vybrané části těla (např. pouze nohy, ramena, chodidla) a menší vzorky jedinců v datasetu (např. 15/105/120 osob), které prezentují validní výsledky. V takovýchto datasetech lze tedy studovat segmenty těla a klouby s využitím analýzy siluety a/nebo trajektorií a víceméně úspěšně rozlišit menší skupiny osob. Přece však existují vědci mající

pochyby o používaných metodách a algoritmech, které jsou dle jejich názoru neadekvátní pro praktické využití při rozpoznávání osob [22, 27–30].

Dnešní výzkum pohybu lidského těla je velmi časově náročný nejen kvůli vývoji nových algoritmů, které odpovídají praktickým úlohám s rozpoznáváním ze záznamů, ale také díky nutnosti správného použití algoritmů současných. K tomu musíme připočítat čas nutný k získání 2D anebo 3D dat (pokud chceme mít data skutečně přesná pro účely výzkumu a vývoje), preprocesingu a postprocesingu dat a samozřejmě analýza získaných dat (statistická) pro účely biometrických srovnání.

Mezi běžné metody využívané pro získávání a studování variability lidské chůze patří snímání běžnou (2D) kamerou, nebo pomocí 3D systému zaznamenávajícího pohyb (tzv. mocap systém) [10, 12, 33–35], a následně jsou využívány rozličné techniky a systémy pro studování takto získaných dat [20-21]. Nejvíce precizní měření jsou získávána prostřednictvím 3D optoelektronických mocap systémů (např. VICON, QUALYSIS, BTS SMART, 3DMA), které poskytují přesnost měření okolo 1 mm pro každý vybraný bod (tj. pro každý marker umístěný na těle studovaného jedince, viz [38]). Takovéto systémy obvykle využívají minimálně čtyř kamer s infračerveným přísvitem, vysoce citlivými sensory a čidly, které jsou schopné mimořádné univerzálnosti při zachycování rychlých a nepředvídatelných pohybů. Společně s použitými algoritmy jsou schopny “vypočítat” celý pohyb (daný retro-reflexními markery na vyznačených segmentech těla) ve 3D. Nejvíce časově náročnou operací analýzy založené na 3D datech je již zmíněný pre- a postprocessing, kde je nutné se zaměřit na důkladnou analýzu každého signálu vznikajícího při chůzi [22-23]. Tyto analýzy jsou extrémně důležité zejména pro

bezpečnostní aplikaci (zvláště pak aplikace forenzní), kde může být správná statistická analýza nezbytná pro další život osoby, jejíž data jsou zkoumána.



Obr. 1 Možnosti využití 3D systémů s retro-reflexními markery pro snímání pohybových dat [16, 32]

Předmětem zkoumání je v případě lidské chůze periodický pohyb celého těla, jež nazýváme dvojkrok, nebo také cyklus chůze (problematika chůze je probrána v kapitole 3.2). Každý z těchto dvojkroků obsahuje unikátní charakteristiky chůze jedince a můžeme tedy hovořit o specifickém podpisu chůze osoby vyjádřeném

trajektoriemi – tj. zobrazené křivkami (trajektorie opisují buď vybrané velké klouby, pokud jde o analýzu z videozáznamu, případně jsou vytvářeny pohybem těla, na němž jsou umístěny markery).

Mezi nejpoužívanější statistické metody, určené ke studiu variability lidské chůze pro účely biometrie, patří MANOVA, ANOVA nebo ANCOVA, Kruskal-Wallisův test, Shapiro-Wilkův test, Kolmogorov-Smirnovův test, Tuckeyho HSD test, výpočet korelačních koeficientů, Euclidovské vzdálenosti, multivariační datová analýza a v neposlední řadě Fourierovy transformace [39–41]. Existuje ovšem i jiný přístup, založený na tzv. funkcionální analýze dat (FDA). Během FDA je každá trajektorie (neboli také signál či signatura) vybraného markeru považovaná za samostatnou entitu [27-28]. Tyto signály jsou periodické, hladké a interagující funkce. Použití takovéto analýzy je vhodné, abychom získali korektní údaje, které povedou k větší stabilitě algoritmů, což je výhodné a vhodné zejména pro bezpečnostní aplikace. Zde je důraz kladen na velkou přesnost a spolehlivost celého automatizovaného systému, s přihlédnutím k možnosti minimalizace záměny signatur mezi jednotlivci v databázi (které mohou být způsobeny normalizací a průměrováním signatur chůze, k němuž dochází i v malých datasetech – např. [39]). Standardně využívané statistické metody nerespektují řádně funkcionální charakter chůze jako takové, a proto mohou být vynechána některá prerekvizitní data, která jsou ale nezbytná pro řádnou analýzu a kvalitní výsledky.

Aplikace nejvíce využívající analýzy lidského pohybu můžeme nalézt, jak již bylo zmíněno, zejména v oblasti medicíny – rehabilitace, řádně nastavená léčba a sledování zdravotního stavu pacienta [7,9,18,29–31]. Tyto aplikace prokázaly výhody použití mocap systémů a jejich pozitivního vlivu na lidský život a zdraví.

Studií, jejichž data jsou použitelná i pro účely výzkumu v oblasti biomechaniky chůze pro bezpečnostní účely [47] není mnoho, avšak existují a zaměřují se na změny ve vzorcích chůze: během menstruačního cyklu [48], vlivem oblečení [49, 50], v závislosti na pohlaví [51–54], věku [55, 56], rase, různých površích (vč. jejich akustiky) [57], rozdílném tempu chůze, po použití rehabilitačních pomůcek, vlivem nemocí, různé obuvi, v důsledku špatného zraku, a mnoha dalších podmínek (např. testování robotů). Pokud hovoříme o bezpečnostních aplikacích, je záměrem nasazení plně automatizovaného systému (založeném na video rozpoznávání/identifikaci) monitorování osob na letištích, v bankách, různých řadách (frontách), stadionech, halách nebo prostor poblíž zabezpečených budov (např. soudy, ministerstva), jelikož tyto mohou být spojeny s funkčním biometrickým systémem (např. rozpoznávání obličejů, rozpoznávání chůze, multimodální systémy). Takovýto komplexní systém pak může sloužit i jako prostředek k přesné forenzní práci, tak i samostatně jako komerční biometrický systém [25,32,33].

V dnešní době je k identifikaci osob podle jejich chůze při testování praktičnosti identifikačních systémů používáno několik metod (např. [34,35]), které jsou založené na video analýze nahrávek, jejichž hlavním úkolem je identifikovat a sledovat pohyb osob bez přímého identifikování samotného jedince. Hlavní otázkou, kterou analytickou metodu použít pro komerční a forenzní aplikace je, zda je systém nebo technika dostatečně přesná, spolehlivá, stálá a poskytuje nesporné výsledky za různých podmínek v čase.

3. TEORETICKÝ RÁMEC

3.1. Biometrické systémy zaměřené na chůzi

Biometrie chůze patří mezi biometrii chování (tj. behaviorální biometrické systémy), která pracuje s osobnostními rysy člověka, kterými jsou například i styl psaní na klávesnici, srdeční rytmus nebo podpis. Metoda rozpoznávání nebo identifikace osoby podle její chůze je metodou bezkontaktní a pro danou osobu není nikterak obtěžující, jelikož je možné ji provádět i z větších vzdáleností.

Historie rozpoznávání vzorců chůze jde ruku v ruce s vývojem zobrazovacích technik, ačkoli se může zdát, že se tímto typem výzkumu vědci zabývají teprve posledních 10 let. Mechanika, ze které rozpoznávání chůze vychází, je vědní obor zabývající se studiem mechanického pohybu objektů a biomechanikou je propojována nejen s bio- obory, ale i s dalšími obory, jejichž aplikační možnosti v reálném životě jsou velice zajímavé a prospěšné, neboť mohou nejen zlepšit optimalizaci procesů, ale i kvalitu života jedinců.

Biometrii chůze je záhodno kombinovat i s dalšími biometrickými systémy, které celkově zvyšují úspěšnost identifikace/verifikace jednotlivce i za proměnlivých podmínek. Tyto multimodální systémy vznikly z důvodů poptávky po lepší možnosti dohledu ve střežených oblastech. Mezi nejvhodnější (a u některých systémů i nejčastější) kombinace biometrik patří rozpoznávání podle:

- chůze (v budoucnosti),
- obličeje,
- uší,
- prstů,
- dlaní,
- duhovek,
- hlasu,
- případně sítnice
- krevní řečiště.

V systému, který takto kombinuje alespoň dva biometrické systémy, se dosahuje větší shody při porovnávání/identifikaci, jelikož je vždy minimálně jedna z nich dobře zaznamatelná a tudíž i analyzovatelná. Multimodální systémy taktéž dokáží vykompenzovat nedokonalosti jednoho systému vysokou přesností systému druhého (v případech, kdy je žádoucí takovýto systém instalovat). Biometrie chůze a tváře je do budoucna pro multimodální systém vhodná zejména proto, že není potřeba kontaktu snímané osoby se zařízením a dá se provádět na dálku. Takovýto systém bude navíc užitečný i v rozpoznávání osob v davech. Biometrie uší je v kombinovaných systémech poměrně novou záležitostí, avšak má své opodstatnění přinejmenším u mužské části populace s krátkými vlasy. I u delších vlasů je však použitelná díky jejich pohybu a částečnému odkrývání tvaru uší během chůze nebo běhu. Multimodální systém založený na těchto třech samostatných biometrických charakteristikách by měl umožnit téměř 99 % včasné zachycení, případně identifikaci osoby. [1]

V současné době je velmi dobře řešena problematika většiny civilních aplikací biometrických systémů. Ačkoli je výzkum zaměřený na tyto systémy velmi pokročilý a jeho dosavadní výsledky jsou velmi uspokojivé a v mnoha případech bylo dosaženo velkých úspěchů, stále se nedá říci, že by všechny systémy byly dokonalé a definitivně vytvořené. Je tak stále možno objevit nové možnosti, přístupy a také postupy, jak tyto systémy zdokonalit, zpřesnit a zrychlit a zajistit tak jejich lepší funkčnost a integritu ve smyslu nemožnosti obejítí/napadení jednotlivých částí systémů (např. detekce živosti u snímání otisku prstu).

Zajímavou skutečností je fakt, že Česká republika či vyspělé státy Evropské unie v zavádění biometrie do praxe výrazně zaostávají oproti na první pohled technologicky mnohem méně vyspělým zemím rozvojovým. Příkladem může být např. Indie (registr obyvatelstva založený na snímání otisků prstů, duhovky a rozpoznávání tváře), Afghánistán, a další státy. V České republice i v Evropě se používají všechny typy biometrických senzorů, samozřejmě v různém

procentuálním zastoupení. Nejčastěji se můžeme setkat se senzory otisků prstů, často také vidíme zařízení založená na rozpoznávání obličejů nebo geometrie ruky. Méně často jsou pak používána zařízení na snímání duhovky či sítnice.

3.2. Analýza chůze

Aplikační potenciál u využití chůze coby identifikační/verifikační metody bylo poprvé zmíněno v roce 1977 Poradou a Karasem, kteří vycházeli z experimentu z roku 1973 provedeném G. Johanssonem [60], který prokázal unikátnost chůze každého jedince a tím i vhodnost použití jakožto biometrickou charakteristiku.

Za praotce biomechaniky je považován Aristoteles a jeho dílo „O částech živých tvorů“. Novodobým otcem biomechaniky je však Galileo Galilei, který položil základ propojení matematiky s přírodními vědami, a na něhož navázali další osobnosti historie jako G. A. Borelli (mechanika svalů), M. Malpighi (krevní oběh), R. Hooke (mechanika kosterních svalů), L. Euler (postup tlakových a proudových vln v cévách), T. Young (mechanika oka), J. E. Purkyně (stavba buněk kostí), J. Poiseuille (měření tlaku krve), H. von Helmholtz (tepelné procesy při kontrakci svalů), E. H. Starling (biologické membrány, činnost srdce), A. Krogh (mikrocirkulace krevní suspenze), A. V. Hill (principy svalové činnosti), Y-Ch. Fung (biodynamika, biomechanika) a z českých vědců např. J. Valenta (biomechanika srdečně-cévního systému).

Pokud se zaměříme přímo na historii biomechaniky lidského pohybu v užším slova smyslu, za první vědecky podložený popis chůze je považován Borelliho výzkum z roku 1692, který popsal polohu těžiště a definoval chůzi jako střídavý přesun opěrných bází vpřed. Dalším důležitým datem je rok 1887, kdy H. W. Goodwin patentoval svou technologii filmu jako média pro zaznamenávání dat a pokračuje dále přes L. A. Bertillona až po rok 1968 a E. H. Fruného, který mezi prvními popsal postup pro získávání souřadnic bodů v reálném čase. Už další rok

byl vytvořen systém APAS (Ariel Performance Analysis System) pro analýzu pohybu. V roce 1971 poté Y. I. Abdel-Aziz a H. M. Karara publikovali metodu specifikující prostorové souřadnice bodu s názvem „Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates“. Za další čtyři roky se objevil první systém pro automatizovanou analýzu pohybu, systém SELSPOT (1975), který obsahoval marker (značku) emitující infračervené světlo. Vzhledem k omezeným možnostem výpočetní techniky však můžeme největší rozmach rozvoje rozpoznávání osob podle chůze zaznamenat až od 90. let. Mezi nejdůležitější milníky ve snímání, vyhodnocování a zaznamenávání pohybu ve 20. století patří:

- Laboratoř analýzy pohybu v klinické praxi (1969) – laboratoř vytvořená D. A. Winterem v Shriners Hospital Winnipeg, Kanada,
- APAS (1969) – video analýza pohybu,
- SELSPOT (1974) – 2D a 3D analýza pohybu, LED diody vyzářující na frekvenci 312,5 Hz jdou zaznamenávány pomocí dvou speciálně upravených kamer,
- ORLAU (1975) – první laboratoř pohybu v Anglii (Orthotic Research and Locomotor Assessment Unit) Gordona Rose, aplikace multidisciplinárního přístupu ke klinickým vyšetřením,
- VICON (1980) – analýza pohybu pomocí systému pasivních reflexních markerů odrážejících infračervené světlo emitované diodami na kamerách, které obklopují snímaný prostor,
- OPTOTRAK (1983) – systém na analýzu pohybu založený na elektromagnetických principech,
- WATSMART (1983) – aktivní systém pro 3D analýzu pohybu,

- Peak Performance (1984),
- 3SPACE Tracker System (1988) – elektromagnetický sledovací systém,
- BTS ELITE (1990) – pasivní systém pro zaznamenávání pohybu těla,
- QUALISYS (1989),
- systém společnosti SKILL Technologies Inc. (1991),
- SIMI Motion systém (1992),
- CODA – systém aktivních markerů (1994),
- a další.

Moderní technologie nám tedy umožňují detailní analýzu jak pohybu samotného, tak analýzu souvisejících proměnných, ale i aplikaci získaných poznatků do praxe - tvorby software pro automatizované rozpoznávání osob (např. z dohledových systémů). Pachatelé trestné činnosti tak mohou být snáze identifikovatelní, případně vůbec nemusí dojít k jejich nezákonné činnosti, pokud by byla bipedální lokomoce nebo její součást stání - statická poloha (tedy posturologie) [61] použita k identifikaci nebo případné verifikaci při vstupu do střežené oblasti.

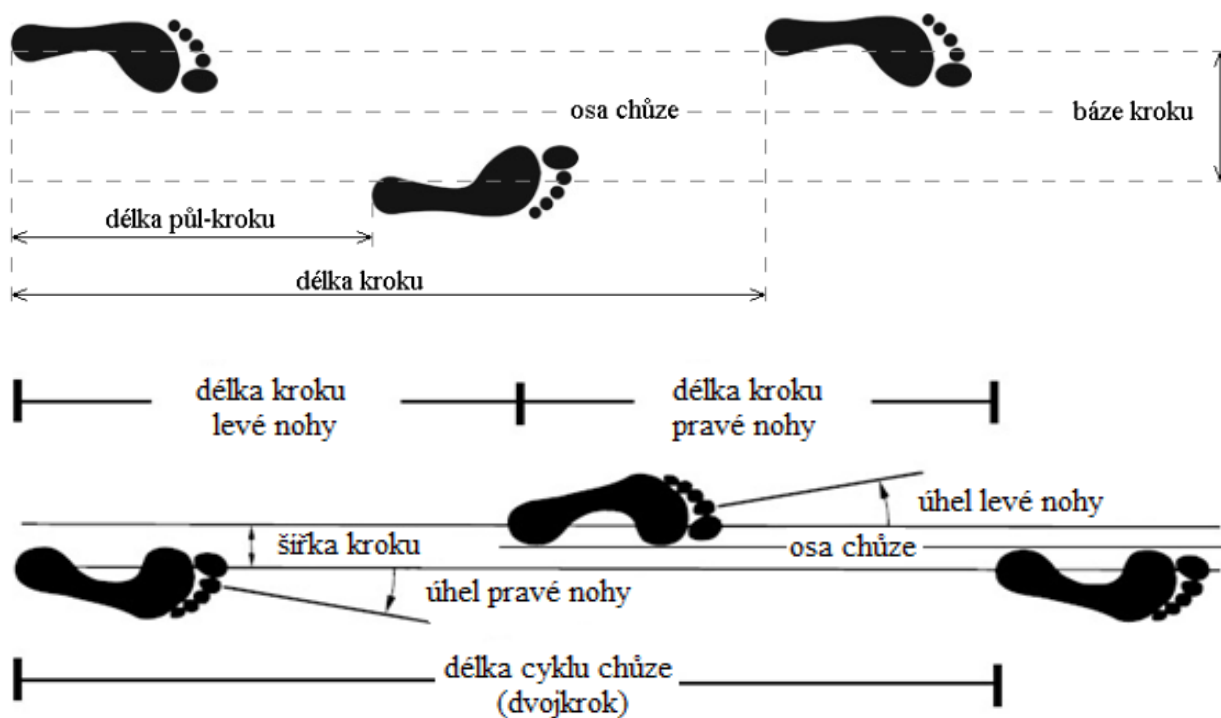
Lokomoce člověka, tedy pohyb ve smyslu změny místa daného jedince, může být rozdělena na dvě základní hlavní skupiny - chůzi přirozenou (quadrupedální a bipedální) a umělou (prováděnou prostřednictvím různých prostředků/pomůcek s využitím různých zdrojů energie) [62]. Pro člověka je typickým znakem právě lokomoce bipedální s jejími formami chůzí, během, skokem, sedem, stojem, různými obraty atd. Člověka však taktéž charakterizuje lokomoce quadrupedální, tj. plazení, šplhání, plavání, lezení, a další. Lidská chůze se vyvíjí až zhruba do věku 7 let jedince, kdy od této věkové hranice se chůze považuje za ustálenou a již zde můžeme pozorovat individuální bipedální charakteristiky [63]. Podle některých autorů [64] roste rychlost chůze s věkem, kadence (tj. množství kroků

na minutu) se naopak s věkem snižuje. Údery patou pozorujeme poprvé u dětí okolo 1,5 roku věku. Rytmus chůze zůstává stabilní od 21 do 80 let, přičemž u osob starších 65 let dochází k omezení pohybu v rovině transversální, frontální i sagitální. Při porovnání mezi pohlavími převládá tendence žen chodit pomaleji a dělat kratší kroky v porovnání s muži. Charakteristiky chůze jsou považovány za stereotypní, avšak v závislosti na pohybové aktivitě se mohou měnit (např. rychlá × pomalá chůze, chůze po rovině × stoupání/klesání) [65]. Dynamický stereotyp chůze je také ovlivnitelný vnitřními (např. nálada, bolest, únava, stres) nebo vnějšími vlivy (např. nesení těžkého břemene, nerovnosti cesty, těhotenství, nadváha, různé patologie).

Základní jednotkou chůze je krokový cyklus neboli dvojkrok. Krokový cyklus se skládá ze dvou základních, neustále se opakujících fází – stojná fáze a švihová fáze. Stojná fáze je statická fáze krokového cyklu, kdy je končetina v kontaktu s podložkou a přenáší hmotnost. Švihová fáze je dynamická fáze, kdy chodidlo není v kontaktu s podložkou a celá hmotnost je přenášena kontralaterální končetinou [66]. Pro potřeby identifikace osob podle chůze je důležitá fáze kroku, kdy obě nohy spočívají na zemi (dvojitá opora) a fáze, kdy tělo spočívá na jedné končetině a druhá osciluje (jednostranná opora). Při analýze lidské chůze dělíme krokový cyklus na následující parametry: prostorově-časové, kinematické a dynamické (kinetické). Některé zdroje [62] uvádějí i čtvrtou kategorii, energetickou.

Pokud chceme analyzovat chůzi, máme k dispozici několik možností, resp. hledisek. Prvním je statokinetické hledisko, kdy se zaměřujeme na pohyb rotační u vybraných segmentů těla v průběhu chůze a to jak závisí na rychlosti, směru chůze a také směru a sklonu podložky. Dalším hlediskem je dynamické, které se zaměřuje na působení svalů (propulzivní a restriktivní) v závislosti na hmotnosti těla a končetin, vykonané práci, zátěže vyvolané břemenem a silových vlivů okolí.

Posledním hlediskem je hledisko patologické, které zkoumá změny ve stereotypu chůze po poraněních, úrazech a chorobách.

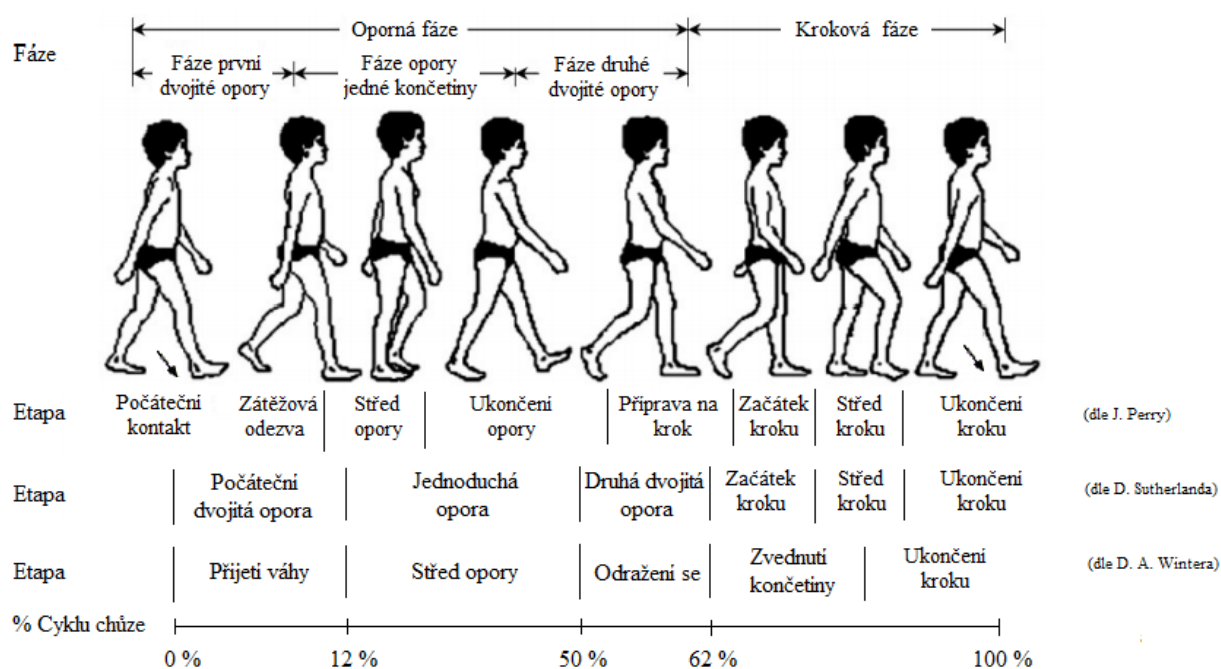


Obr. 2 Krokový cyklus; převzato z [67, 68]

Průměrná rychlost běžné chůze je cca 5 km/h (ekvivalentně 1 - 1,5 m/s) a průměrná délka kroku dosahuje vzdálenosti 40 - 70 cm. U dospělého jedince dosahuje cyklus chůze, který se považuje za funkční jednotku lokomoce 1,3 - 1,6 m [63, 65]. Jednoduchým výpočtem lze odvodit, že jeden půl-krok průměrně rychlé chůze trvá přibližně 0,5 s (celý krokový cyklus tedy 1 s). Pro statisticky spolehlivé porovnání průběhů poloh vybraných kloubů je potřeba zaznamenat alespoň pět krokových cyklů [63]. Experimentálně zjištěná snímkovací frekvence běžné kamery (např. pro vyhotovení kontrolního záznamu a případné další zpracování) musí být alespoň 20 snímků/s, u optoelektronického systému je to 50 - 100 snímků/1 cyklus chůze.

Ukončení opory (30 – 50 %) – moment zvednutí paty od podložky až po dobu, kdy pata druhé končetiny naopak dopadne na podložku, zvětšující se extenze

v bedru a koleni. *Příprava na krok (50 – 60 %)* – opět začíná kontaktem druhé nohy a končí odražením se špičkou. Způsobuje zvětšení plantární flexe kotníku, flexe kolene a zmenšení extenze bedra. Hmotnost těla se začíná přenášet na druhou končetinu. *Střed kroku (70 – 85 %)* – pokračuje od konce začátku kroku až do doby, kdy je kročná končetina před tělem a píšťala směřuje vertikálně. Posun končetiny je ukončen flexí bedra, koleno je v extenzi, noha přechází do dorzální flexe a dále do neutrální polohy. Druhá noha je na konci středu opory. *Ukončení kroku (85 – 100 %)* – píšťala je ve vertikální poloze, fáze končí dotykem paty s podložkou. Posun je ukončen extenzí kolene, zatímco bedro je ve flexi a kotník zůstává v tranzitu od dorzální flexe do neutrální polohy.



Obr. 3 Znárodnění jednotlivých fází cyklu; upraveno dle [65]

Měření na systémech umožňující záznam 3D pohybu, kterým se zabývá další kapitola, můžeme získat následující parametry [65]:

- čas chůze na určité vzdálenosti (chronometr, fotobuňky),
- délku kroku (pravítka, měřicí pásma),

- časové fáze kroku (mikrospínače, speciální elektronika),
- hmotnost těla a výšku,
- síly působící na podložku (silové desky, konzolové nosníky),
- úhly kloubů (elektro-goniometrie),
- lineární zrychlení (měřiče zrychlení),
- úhlovou rychlost (gyroskopy),
- polohu anatomických bodů (ev. markerů) v prostoru (stereo-fotogrammetrické systémy),
- signály svalové aktivity (EMG zařízení).

Zpracováním získaných dat (výpočty) můžeme získat další parametry [65]:

- rychlost a zrychlení,
- relativní časové fáze kroku,
- střed působení tlaku,
- střed hmotnosti,
- úhly orientace anatomických segmentů,
- úhly kloubů,
- všechny lineární a úhlové derivace (rychlosti a zrychlení),
- momenty síly a výkony,
- mechanickou energii.

Následným biomechanickým modelováním, a v určitých případech i částečně odhadem, můžeme získat tyto parametry [65]:

- antropometrické parametry anatomických segmentů (hmotnost, moment setrvačnosti, střed hmotnosti),
- okamžité středy rotací kloubů,

- osy rotací,
- délky svalů, ramena páky,
- sílu svalů,
- sílu působící na vazy a povrchy kloubů.

K základním kinematickým parametrům chůze, které se využívají v bezpečnostních analýzách nebo pro jejich účely, patří definování změny polohy, rychlosti a zrychlení v čase. Změna polohy je základním parametrem, který informuje o přesné poloze značky v prostoru v závislosti na čase. Některé softwary nabízejí také možnost normalizovat jednotlivé křivky cyklů chůze, aby je bylo možno snáze porovnávat (tj. eliminuje se vliv výšky měřeného subjektu a výšky polohy značky).

3.3. Zvolené metody řešení

Tato kapitola slouží jako stručný úvod do základních metod využitých při psaní této práce, které jsou buďto všeobecně přijímané a používané, nebo jsou specifické a byly vyhodnoceny jako metody vhodnější a přesnější (viz. kapitola 3.3.3 Funkcionální analýza).

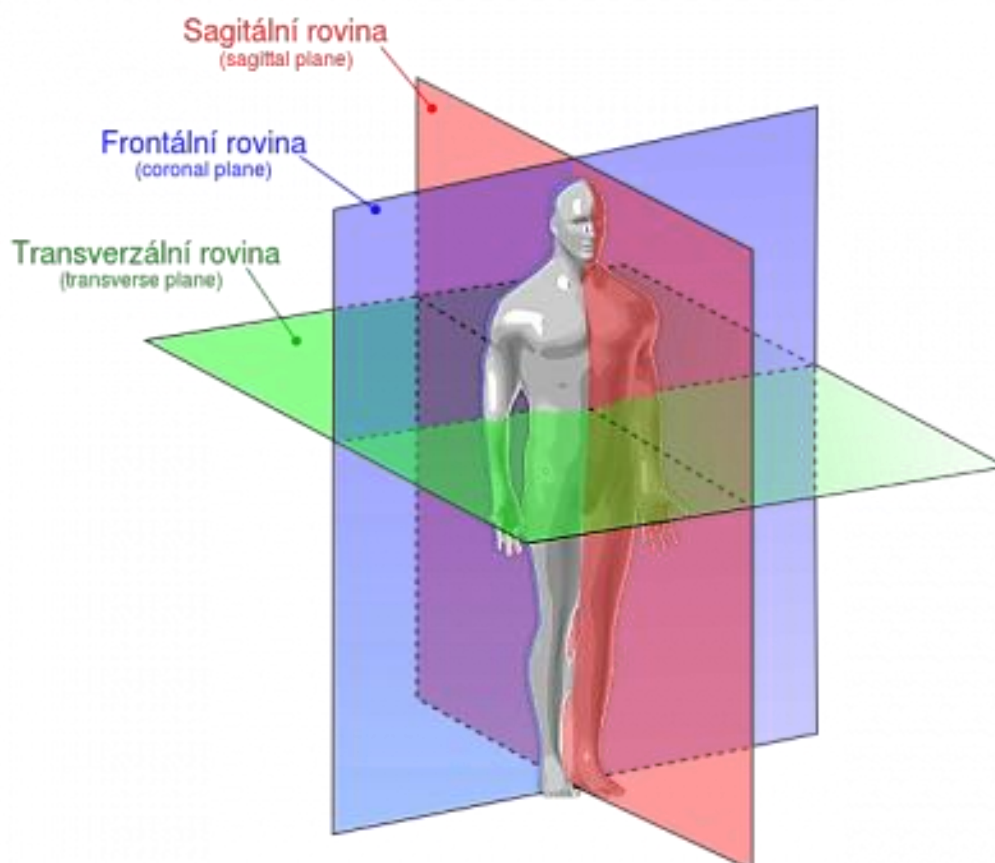
3.3.1. Metodika snímání pohybu osob

Pro biomechanickou analýzu lidského pohybu můžeme v praxi použít několik zařízení. Tato je možno členit na základě principu sběru dat ze senzorů následujícím způsobem [47]:

- optické,
- elektromagnetické,
- elektromechanické.

Pro 3D analýzu pohybu se nejčastěji používá systémů optoelektronických, exoskeletálních mechanismů a metod videozáznamů. Mezi nejpopulárnější metody

však bezesporu patří použití optoelektronických systémů s videozáznamy, tedy metody stereometrické. Zařízení na tomto principu existuje několik - např. systémy s obchodními názvy VICON, ARIEL, OPTOTRAK, BTS SMART a QUALISYS.



Obr. 4 Základní roviny snímání pohybu [69]

Každá část pohybu je snímána ve třech rovinách [69]:

- mediální rovina (střední) – dělí tělo na pravou a levou polovinu (je vlastně jednou z rovin sagitálních),
- sagitální rovina - probíhající zředu dozadu stojícím tělem, dělí je na pravou a levou část, taktéž rovina šípová
- transversální rovina (příčná) - probíhající stojícím tělem paralelně k podložce, dělí tělo na horní a dolní část,

- frontální rovina (čelní) - probíhající stojícím tělem zleva doprava, dělí tělo na přední a zadní část.

V jednotlivých rovinách jsou poté nalepeny jednotlivé značky (markery), definující námi zvolený segment těla. Tyto značky jsou umístovány buď dle ověřených dostupných modelů (a následně snadno označeny v software zařízení), nebo přizpůsobené našim specifickým požadavkům. Abychom mohli lidský pohyb analyzovat, musíme jednotlivé segmenty těla snímat minimálně dvěma kamerami tak, aby bylo možné vypočítat 3D souřadnice těchto segmentů. Pro ulehčení měření se používají již zmíněné speciální markery.



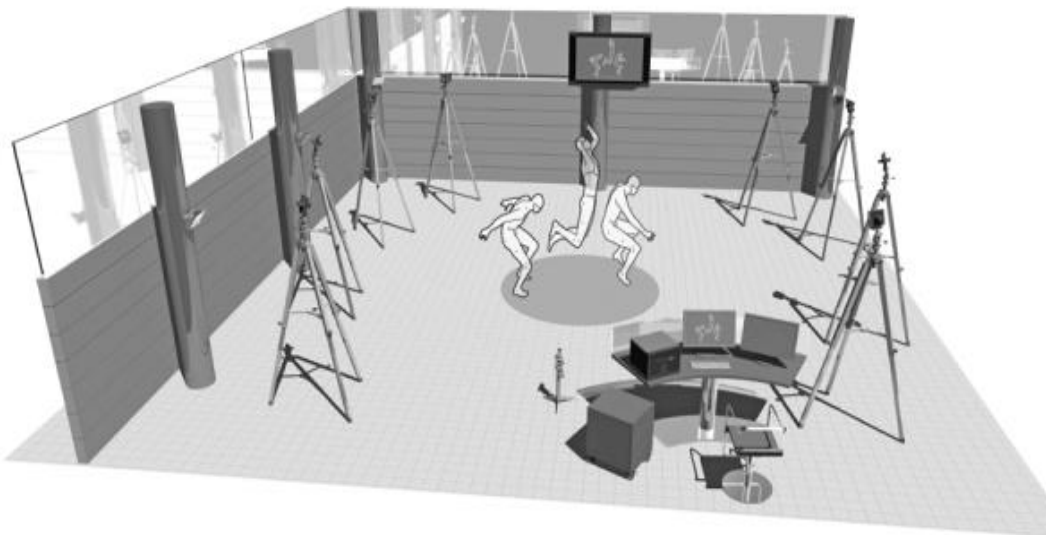
Obr. 5 Optické kamery Vicon Bonita (vlevo) a Vicon T-series (vpravo)
[www.vicon.com]

Nejčastěji se můžeme setkat s retro-reflexními markery (pasivní markery), které velmi dobře odráží infračervené záření kamer a zajišťují tak velmi dobrou viditelnost markerů ve výsledném digitalizovaném záznamu/obrazu. Novější systémy obsahují aktivní markery, které obsahují infračervené LED diody.

Jedním ze systémů, které můžeme označit za velmi dobré je i systém VICON, jež v základní nabídce obsahuje 6 snímacích kamer s rozlišením 640×480 a 240 snímky/s. Zařízení je dodáváno s VICON Nexus, Polygon a BodyBuilder softwarem, který umožňuje jednak správu měření, vyhodnocovací a měřicí software, tak software na úpravu biometrických modelů (předem definované nebo vlastní modely) Software Polygon slouží pro vytváření multimedialních výstupů.

Jelikož jde o optický systém, mezi výhody můžeme zařadit tyto vlastnosti:

- získaná data jsou extrémně přesná (chyba může nastat pouze při nesprávném umístění markerů na tělo),
- můžeme použít libovolné množství markerů (které můžeme libovolně konfigurovat),
- využitím skupin markerů můžeme získat přibližné hodnoty vnitřní kostry,
- nepřekáží nám kabely,
- máme k dispozici větší prostor pro snímání a u některých verzí nejen větší rozlišení, ale i snímací frekvenci.

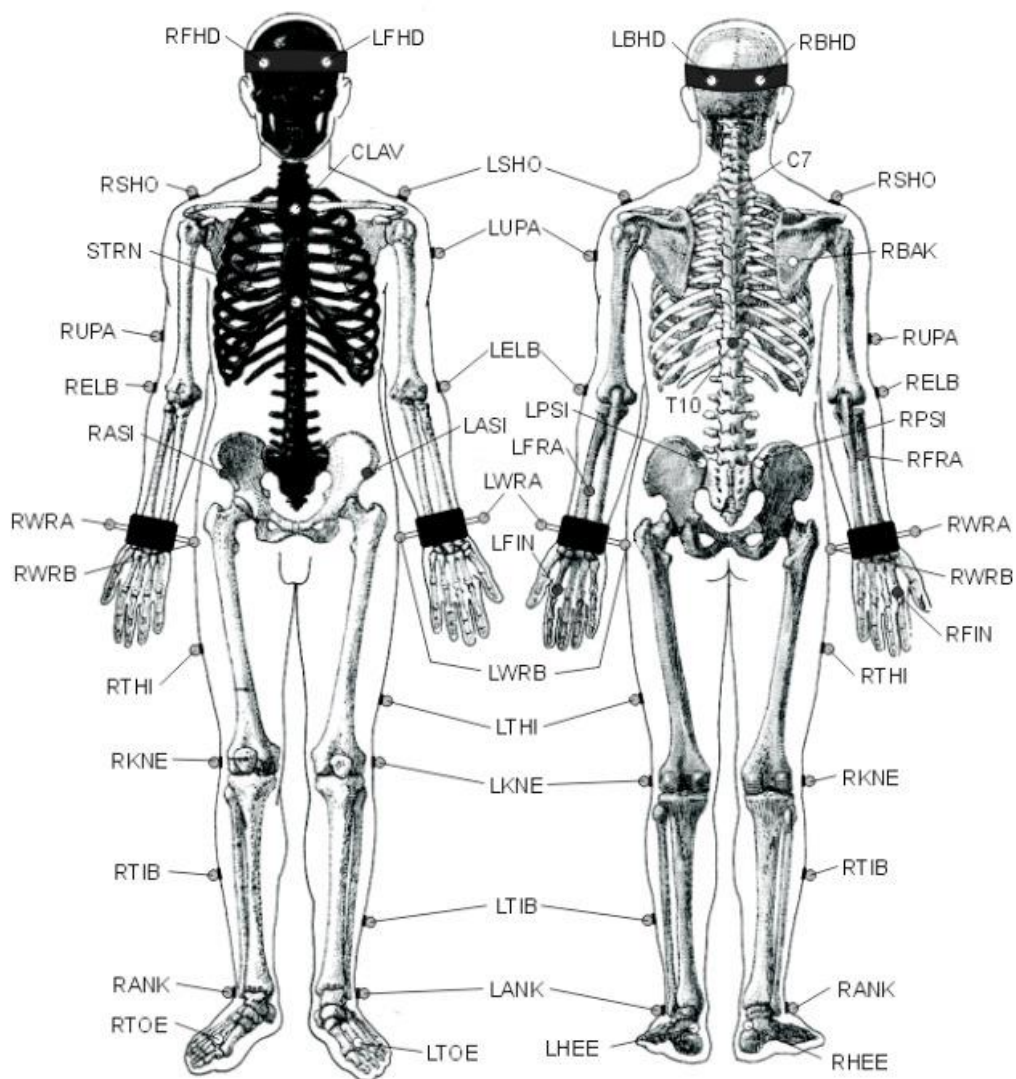


*Obr. 6 Příklad laboratoře chůze využívající systém SMART DX
[www.btsbioengineering.com]*

Na druhou stranu samozřejmě existují i nevýhody:

- rozsáhlé následné zpracování získaných dat,
- nemožnost naprogramování (měřicího a vyhodnocovacího) softwaru dle vlastních požadavků,
- zakryté body nemohou být zachyceny (chybějící část pohybu),

- riziko snížené kvality záznamu, případně bodů objevených se navíc v důsledku nevhodného prostředí (příliš světlá místnost, odrazivé předměty v místnosti)
- a v neposlední řadě cena zařízení, která se u tohoto systému pohybuje od 75 000 € (základní verze).



Obr. 7 Model Newington-Helen Hayes pro umístování markerů [38]

K zařízení se poté dají dále přikoupit silové a tlakové desky (měření kinetických parametrů) a EMG prvky (povrchová elektromyografie), čímž je přístroj dovybaven pro měření charakteristik jak pro účely ve zdravotnictví, tak v ostatních vědních oborech. V současnosti je toto zařízení používáno na Universitě Palackého v Olomouci a ve FN

Brno, Dětské nemocnici, se kterou Fakulta aplikované informatiky nyní spolupracuje na měření vybraných charakteristik.

3.3.1.1. Nároky na probandy

Ačkoli se v některých literárních zdrojích můžeme setkat i s malým počtem probandů (5), je už jen z budoucího hlediska statistického vyhodnocování vhodné pro měření v laboratoři použít minimálně 10 osob, ideálně 25 a více. Nevýhodou vysokého počtu osob je však vysoká časová náročnost zpracování dat ještě před zahájením statistických výpočtů (pokud tuto možnost automaticky nenabízí software a i zde je třeba tuto možnost dobře uvážit z důvodů použitých analytických metod), s čímž je nutno počítat. Pokud hovoříme o rozpoznávání vzorců chůze pro bezpečnostní účely, je vhodné najít probandy bez patologií, zranění nebo posttraumatické historie v jejich muskuloskeletálním systému, pokud to není samotným záměrem měření (např. pro získání kontrastu mezi zdravými vzorci chůze a vzorci po zranění/operaci). Před samotným experimentem musí být každá osoba zvážena a změřena (výška, míry jednotlivých segmentů těla).

Po zvolení počtu osob zúčastňujících se experimentu je nezbytně nutné důkladně promyslet počet výsledných dat (cyklů chůze, průchodů – trialů, zaměření se pouze na dvojkroky nebo více dvojkroků v trialu, atd.), které očekáváme. Minimální počet dvojkroků, které chceme získat je 10 [70]. Vzhledem k tomu, že musíme počítat s možností, že v každém z trialů bude pouze jeden dvojkrok a může dojít k chybě, kdy např. ne všechny markery budou viditelné, případně některé markery nebudou vykresleny vůbec kvůli špatnému došlapu na tlakové desky, měl by být minimální počet trialů chůze alespoň 20 (lépe 30), přičemž by se měl úměrně zvyšovat vůči počtu požadovaných výsledných trialů a zejména pak dvojkroků. Počet markerů je, jak již bylo uvedeno v předešlé kapitole,

libovolný, stejně tak jejich umístění, které se však většinou řídí některým z již zavedených modelů/protokolů (např. Davis, Helen Hayes, Newington, Lamb, Cast, Foot Model). Velikost (průměr) jednotlivých markerů může být od 3 do 25 mm, přičemž v základní sadě jsou většinou markery o průměru 19 mm. Nejmenší markery najdou své uplatnění především ve snímání obličeje, se zvětšujícími se velikostmi sledovaných segmentů těla s ohledem na cíle měření je možno používat větší markery kde je to vhodné. K markerům se dodává speciální lepidlo pro uchycení na oděvu/těle. Zde je však nutno si uvědomit, že většina osob se v laboratoři bude potit více než je obvyklé, a je proto důležité si obstarat a jednotlivé markery lepit ve všech případech vysoce přílnavou lepicí páskou, která bude odolná proti vodě a zároveň nebude odrazivá. Vždy se však řídíme navrženým designem experimentu a zejména pak samotnými cíli experimentu.

Pokud jde o samotné rozložení kamerového systému, je třeba se řídit doporučeným nastavením od výrobce na maximální a minimální vzdálenosti jednotlivých kamer a možný snímaný prostor. Přemístování jednotlivých kamer je třeba dělat uváženě, podle segmentů těla, na které se zaměřujeme, můžeme upravovat jejich výšku a jejich nové rozložení by mělo být vždy rovnoměrné. Pro snímání celých cyklů chůze potřebujeme koridor dlouhý alespoň 8 metrů se silovými deskami umístěnými v jeho středu. Zde je třeba upozornit na nutnost kontaktů chodidel probandů se silovými deskami pro přesné vykreslení jednotlivých křivek markerů, v opačném případě nelze zaručit úspěšné a přesné vykreslení získaných dat.

3.3.2. Standardní metody analýzy dat

3.3.2.1. *T-test*

Studentův *t*-test je nejčastěji používaným parametrickým testem pro testování rozdílu 2 středních hodnot μ , kdy podle statistické významnosti testovaného

rozdílu středních hodnot usuzujeme na účinnost aplikovaného pokusného zásahu ve sledovaném experimentu. Jednovýběrový t -test používáme v experimentálních situacích, kdy známe střední hodnotu μ základního souboru, kterou poté považujeme za konstantu. V experimentu ověřujeme hypotézu, že pokusný výběrový soubor pochází z populace, která má stejnou střední hodnotu jako tato známá konstanta. [74]

$$t = \frac{|\bar{x} - \mu|}{\sqrt{\frac{s^2}{n}}} \quad (1)$$

kde n je počet členů výběrového souboru, \bar{x} označuje průměr výběrového souboru, μ je střední hodnota základního souboru a s^2 značí rozptyl výběrového souboru.

Dvojvýběrový t -test můžeme rozdělit na párový a nepárový t -test. Dvojvýběrový t -test používáme pro hodnocení experimentů, kde neznáme střední hodnotu základního souboru a porovnáváme pouze dva soubory výběrových dat, která jsou představována buď dvěma měřeními provedenými opakovaně u jedné skupiny jedinců, nebo dvěma nezávislými skupinami měření. Pro naše analýzy využijeme i párového t -testu, který porovnává data tvořící spárované variační řady, tzn. data pocházející ze subjektů, které byly podrobeny dvěma měřením. V testu vycházíme z rozdílů naměřených párových hodnot u srovnávaných variačních řad. Testujeme hypotézu, že rozdíl středních hodnot párových měření je nulový. Testovací kritérium t má tvar

$$t = \frac{|\bar{x}|}{\sqrt{\frac{s^2}{n}}} \quad (2)$$

kde n je počet párů výběrového souboru, \bar{x} označuje aritmetický průměr a s směrodatnou odchylku, přičemž s^2 značí rozptyl výběrového souboru. [74, 75]

3.3.2.2. *Analýza rozptylu*

Analýza rozptylu slouží k otestování, zda je možné více výběrových souborů považovat za realizace téže náhodné veličiny. Pokud zkoumáme vliv některých faktorů na experiment, zkoumáme je obvykle při různých hodnotách těchto faktorů při několikerém opakování pokusu s pevně nastavenou úrovní faktoru, kdy se vytvoří soubor, v němž jsou odchylky v naměřené hodnotě způsobeny jednak různými hodnotami faktorů a dále náhodnými chybami. Podstatou ANOVY je rozložit variabilitu souboru dat na příspěvky, které pocházejí od změny úrovně faktorů a které jsou způsobeny náhodnými chybami (tj. testování vzájemného poměru obou příspěvků za předpokladu normálního rozložení náhodných chyb = zjištění zda změna úrovně faktoru ovlivňuje výsledek experimentu více než náhodná chyba). Podle počtu uvažovaných faktorů rozlišujeme analýzu rozptylu jedno-, dvou- a vícefaktorovou, a to s interakcí nebo bez ní. Obecně lze jedno pozorování vyjádřit jako [71]

$$x = \mu + (\alpha + \beta + \dots) + (\alpha\beta + \dots) + \varepsilon \quad (3)$$

kde μ je měřená hodnota při nulovém (referenčním) vlivu faktoru, α , β jsou vlivy jednotlivých faktorů na měřenou veličinu, součiny $\alpha\beta$ představují interakce vlivů faktorů a ε je náhodná veličina modelující náhodné chyby experimentu.

Při dvoufaktorové ANOVĚ se provádí experimenty na různých úrovních dvou faktorů A a B . Kombinace úrovní těchto faktorů tvoří mřížkovou strukturu, jejímž elementem je tzv. buňka. Platí, že buňka $[ij]$ odpovídá i -té úrovni faktoru A a j -té úrovni faktoru B . V každé buňce je obecně n_{ij} opakování. Pokud je v každé buňce pouze jedno opakování, pak platí [72, 73]

$$x = \mu + \alpha_i + \beta_j + \varepsilon_{ij} \quad (4)$$

kde α_i je vliv i -té úrovně faktoru A a β_j je vliv j -té úrovně faktoru B . Hypotézy jsou formulovány následovně: H_0 : efekty úrovní faktorů A a B jsou nevýznamné, H_1 : efekty úrovní faktorů A a B jsou významné.

$$\sum_i \sum_j (x_{ij}^2) - \frac{T^2}{N} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^k (Z_i^2) - \frac{T^2}{N} + \frac{1}{k} \sum_{i=1}^m (T_i^2) - \frac{T^2}{N} + S_R \quad (3)$$

kdy $\frac{1}{m} \sum_{i=1}^k (Z_i^2) - \frac{T^2}{N}$ představuje rozptyl mezi jednotlivými úrovněmi faktoru A (S_A), $\frac{1}{k} \sum_{i=1}^m (T_i^2) - \frac{T^2}{N}$ pak mezi úrovněmi faktoru B (S_B). Význam $\sum_i \sum_j (x_{ij}^2) - \frac{T^2}{N}$ (S_0) a S_R je stejný jako u jednofaktorové ANOVY, tedy S_0 představuje součet čtverců odchylek od celkového průměru a S_R je reziduální rozptyl uvnitř jednotlivých úrovní a vypočte se jako rozdíl $S_0 - S_A$; Z_i označuje součet hodnot v i -té úrovni faktoru A (řádkový součet) a T_i označuje součet hodnot v j -té úrovni faktorů B (sloupcový součet). [72]

Rozptyl může být kromě efektu faktorů A i B ovlivněn i interakčním členem τ_{ij} , který je důsledkem různých kombinací řádkových a sloupcových efektů, tzn. že efekty faktorů A a B nejsou ve svém vlivu na každý výsledek x_{ij} nezávislé. [72]

$$x_{ij} = \mu + \alpha_i + \beta_j + \tau_{ij} + \varepsilon_{ij} \quad (5)$$

Obvykle se užívá Tukeyův model interakce $\tau_{ij} = C \cdot \alpha_i \cdot \beta_j$, kde C je konstanta určovaná jako směrnice přímky v grafu závislosti reziduí na $\alpha_i \cdot \beta_j / \mu$.

3.3.2.3. *Kruskal-Wallisův test*

Tento test je rozšířením Wilcoxonova testu pro porovnávání mediánů více než dvou náhodných výběrů a je alternativou pro jednofaktorovou ANOVU a zobecněním neparametrického Mannova-Whitneyho testu pro více než dvě

srovnávané skupiny. Mezi předpoklady pro jeho použití patří stejné rozdělení souborů (první faktor) a stejné rozptyly souborů. Hypotézy jsou formulovány následovně:

H_0 : mediány všech úrovní faktoru jsou stejné, H_1 : alespoň jeden medián se liší od ostatních

Kruskal-Wallisův test tak netestuje shodu konkrétních parametrů, ale shodu výběrových distribučních funkcí srovnávaných souborů s tím, že klíčovým předpokladem je zde nezávislost pozorovaných hodnot. Hlavní myšlenkou je, že za platnosti H_0 jsou sloučené hodnoty ze všech výběrových souborů tak dobře promíchané, že průměrná pořadí odpovídající jednotlivým souborům podobná. Testová statistika Kruskal-Wallisova testu má tvar [72]

$$Q = \frac{12}{n(n+1)} \sum_{i=1}^k \frac{T_i^2}{n_i} - 3(n+1) \quad (6)$$

kde k je celkový počet skupin, n celkový počet pozorování T_i součet pořadí v i -té skupině, testová statistika Q má za platnosti nulové hypotézy chí-kvadrát rozdělení pravděpodobnosti s parametrem $k - 1$. Nulovou hypotézu H_0 tak zamítáme na hladině významnosti α , když je realizace testové statistiky Q větší než kritická hodnota příslušná hladině významnosti α . Pro malé velikosti souboru je třeba srovnat statistiku Q s tabulkami pro Kruskal-Wallisův test. [73]

3.3.2.4. Variační koeficient

Variační koeficient (CV), tedy relativní směrodatná odchylka, používáme, máme-li vzájemně srovnávat variabilitu dvou nebo více souborů s podstatně odlišnou úrovní hodnot (tj. potřebujeme odstranit vliv obecné úrovně daných hodnot). Variační koeficient je relativní mírou variability a tedy není ovlivněn absolutními hodnotami sledovaného statistického znaku jako směrodatná odchylka a v případě

vyjádření v procentech udává, z kolika procent se podílí směrodatná odchylka na aritmetickém průměru. Při stejné absolutní variabilitě v různých souborech může být naprosto různá relativní variabilita. [75]

$$CV = \frac{\sigma \cdot 100}{\mu} [\%] \quad (7)$$

kde σ je směrodatná odchylka a μ střední hodnota souboru. Pro výběrový soubor použijeme vzorce

$$CV = \frac{s \cdot 100}{\bar{x}} [\%] \quad (8)$$

kde s je výběrová střední chyba průměru a \bar{x} je výběrový aritmetický průměr. [75]

3.3.3. Funkcionální analýza

FDA [42–44, 76–82] je statisticko-analytická metoda poměrně náročná na čas i výpočetní výkon. Samotný popis metody by vydal na samostatnou publikaci, a proto zde bude nastíněno pouze stručně, jakým způsobem byly prováděny některé kroky při analýze dat.

Záznam funkce x_i se může skládat z n_i párů (t_{ij}, y_{ij}) , kde $j = 1, \dots, n_i$ a nachází se samostatně nebo nezávisle pro každé záznam i .

Vzorkovací frekvence nebo rozlišení surových data ukazuje, co je možné získat metodou FDA. Toto je možno zobrazit pomocí křivky funkce, která bývá obvykle měřením velikosti 2. derivace. Čím vyšší je zakřivení, tím lepší je odhad funkce. Dostatečná vzorkovací frekvence pro analýzu dat je cca. 20 hodnot pro jeden cyklus. Příliš vysoká frekvence však může způsobit závažné problémy.

Prvním krokem při FDA metodě je vyhlazování a interpolace dat. Většinou očekáváme výskyt chyb v pozorování, které je třeba odstranit. Z důvodu konverze

dat z diskrétních dat na funkce může zahrnovat vyhlazování k funkci x_i , s hodnotami $x_i(t)$ vypočítanými pro jakoukoli hodnotu argumentu t . K tomuto můžeme použít metodu vyhlazování drsnosti nebo pomocí vyhlazovacích křivek.

Jeden z dalších kroků je zobrazení výsledků analýzy, kdy různé zobrazení dat přináší odlišné zájmové charakteristiky a informace. Jedna z možností je také vykreslení odvozených párů k získání vztahu mezi odvozeninami pomocí exponenciální funkce. Vykreslení 1. a 2. derivace proti hodnotám funkce umožňuje odhalit možnosti demonstrace lineárního vztahu korespondujícího s jednou z těchto diferenciálních rovnic. Vykreslení vyšších derivací vůči nižším je více informativní vzhledem k odchodu od linearit a odhalení efektů, které nemohou být snadno zjištěny z originální funkce.

Klasická sumární statistika pro jednorozměrná (univariantní) data je aplikována stejně pro data funkcionální. Střední hodnota funkce s hodnotami

$$\bar{x}(t) = N^{-1} \sum_{i=1}^N x_i(t) \quad (9)$$

je průměrem funkcí v jednotlivých replikacích. Variantní funkce var je pak

$$var_x(t) = (N - 1)^{-1} \sum_{i=1}^N [x_i(t) - \bar{x}(t)]^2 \quad (10)$$

a funkce standardní odchylky je

$$\sqrt{var_x(t)} \quad (11)$$

Funkce kovariance shrnuje závislost záznamů mezi různými hodnotami argumentů a je vypočtena pro všechny t_1 a t_2

$$cov_x(t_1, t_2) = (N - 1)^{-1} \sum_{i=1}^N \{x_i(t_1) - \bar{x}(t_1)\} \{x_i(t_2) - \bar{x}(t_2)\} \quad (12)$$

Přidružená korelační funkce je

$$corr_x(t_1 - t_2) = \frac{cov_x(t_1, t_2)}{\sqrt{var_x(t_1)var_x(t_2)}} \quad (13)$$

Pokud bychom měli dvojice pozorovaných funkcí (x_i, y_i) , jejich reciproční závislost může být kvantifikována křížovou kovarianční funkcí

$$cov_{X,Y}(t_1, t_2) = (N - 1)^{-1} \sum_{i=1}^N \{x_i(t_1) - \bar{x}(t_1)\} \{y_i(t_2) - \bar{y}(t_2)\} \quad (14)$$

nebo křížovou korelační funkcí

$$corr_{X,Y}(t_1, t_2) = \frac{cov_{X,Y}(t_1, t_2)}{\sqrt{var_X(t_1)var_Y(t_2)}} \quad (15)$$

Fourierův systém bází pro periodická data je zprostředkován Fourierovou řadou

$$\hat{x}(t) = c_0 + c_1 \sin \omega t + c_2 \cos \omega t + c_3 \sin \omega t + c_4 \cos \omega t + \dots \quad (16)$$

definován bázemi $\phi_1(t) = 1$, $\phi_{2r-1}(t) = \sin r \omega t$ a $\phi_{2r}(t) = \cos r \omega t$, kde ω determinuje $2\pi/\omega$.

Funkcionální lineární modely zkoumají způsob, jakým může být variabilita pozorovaných dat vysvětlena jinými známými pozorovanými proměnnými. Všechny mohou být umístěny v rámci obecného lineárního modelu.

$$y = \mathbf{Z}\beta + \epsilon \quad (17)$$

kde y je typicky vektor pozorování, β je parametrický vektor, \mathbf{Z} je matice definující lineární transformaci z parametru do pozorovacího prostoru a ϵ je chybový vektor s odchylkou nula.

Analýza hlavních komponent (PCA) pro funkcionální data začíná kombinováním váhového vektoru β s datovým vektorem x , sloužící k výpočtu vnitřního produktu

$$\beta' x = \sum_j \beta_j x_j \quad (18)$$

Když β a x jsou funkce $\beta(s)$ a $x(s)$, součty přes j jsou nahrazeny integracemi přes s a definují vnitřní produkt

$$\int \beta x = \int \beta(s)x(s)ds \quad (19)$$

S využitím (16) odpovídají hodnoty PCA váze β

$$f_i = \int \beta x_i = \int \beta(s)x_i(s)ds \quad (20)$$

volbou $\xi_1(s)$, je maximalizovaná následující rovnice

$$N^{-1} \sum_i f_{i1}^2 = N^{-1} \sum_i (\int \xi_1 x_i)^2 \quad (21)$$

pod podmínkou omezení kontinuálního analogu jednotkového součtu čtverců

$$\int \xi_1(s)^2 ds = 1 \quad (22)$$

V této práci jsou real-time data brána jako funkce, což znamená, že všechny informace jsou uchovány v datech a nejsou odstraněny z důvodu sumarizace dat do jednotlivých čísel (jako např. průměr, standardní odchylka, atd.). FDA tak využívá celé sekvence individuálních měření jako jedné funkcionální entity. Předpokládá se, že signál chůze je generován podkladovou funkcí, kde diskrétní časově uspořádané měření jednotlivce (získané z kamer vybraného systému) jsou snímky této funkce. Odpovídající srovnání mezi jednotlivými trajektoriemi je vypočítáno pomocí funkcionální jedno-faktorové ANOVY (fANOVA). [43], [79].

Signál markeru pro i -tého jedince a pro r -tou replikaci se vrací jako konečný set hodnot

$$y_{ir}(t_1), y_{ir}(t_2), \dots, y_{ir}(t_{n_r}) \quad (23)$$

kde

$$y_{ir}(t_j) = m_{ir}(t_j) - h_i \quad (23a)$$

Zde $t_j \in T$ označuje j -tý procentní bod cyklu chůze pro i -tý subjekt ($i = 1, \dots, 12$) v r -té replikaci ($r = 1, \dots, 10$), $T = [0 \%, 100 \%]$ označuje rozsah hodnot argumentu, n_r indikuje počet naměřených hodnot pro i -tou osobu v r -té replikaci, $m_{ir}(t_j)$ je měření výšky veličiny zachycené 3D systémem, h_i je výška odpovídající marker u i -té osoby měření od značky (marker) po podlahu. Výška h_i eliminuje vliv výšky subjektu (osoby). Trajektorie markeru (23) je konvertována na funkci y_{ir} , kterou je možno vypočítat pro všechny hodnoty t pomocí vyhlazování. Funkce y_{ir} je definována jako lineární kombinace K známých základových funkcí $\{\Phi_1, \Phi_2, \dots, \Phi_K\}$ a chybový model lze vyjádřit jako

$$y_{ir}(t_j) = \sum_{k=1}^K c_{irk} \Phi_k(t_j) + \varepsilon_{ir}(t_j) \quad (24)$$

kde $i = 1, \dots, 12$; $r = 1, \dots, 10$; $j = 1, \dots, n_r$; jsou použity základové funkce B-křivek Φ_k , kde $k = 1, \dots, K$, a chyby $\varepsilon_{ir}(t_j)$ jsou vzájemně nezávislé s nulovým středem a neznámým konstatním společným rozptylem. Počet základových funkcí K je zvolen na základě postupného výběru proměnných. Vyhlazování surových naměřených nebo diskretních dat je prováděno pomocí penalizovaného přístupu nejmenších čtverců. Koeficienty c_{irk} jsou vybrány k minimalizaci následujícího výrazu

$$\sum_{i=1}^{12} \sum_{r=1}^{10} \sum_{j=1}^{n_r} [y_{ir}(t_j) - \sum_{k=1}^K c_{irk} \Phi_k(t_j)]^2 + \lambda PEN_2(\sum_{k=1}^K c_{irk} \Phi_k(t)) \quad (25)$$

kde $PEN_2(x) = \int [D^2 x(s)]^2 ds$ je integrovaný čtverec druhé derivace a penalizuje zakřivení odhadovaných funkcí. Kompromis mezi tím, jak dobře měření sedí k datům a nedostatkem hladkosti je kontrolován vyhlazovacím parametrem λ , jehož hodnota je zvolena zevšeobecněnou křížovou validací. Výsledné odhadované hladké funkce, které jsou dále analyzovány, jsou:

$$y_{ir}^S(t) = \sum_{k=1}^K \hat{c}_{irk} \Phi_k(t) \quad (26)$$

kde $i = 1, \dots, 12$; $r = 1, \dots, 10$ a \hat{c}_{irk} označuje naměřené koeficienty definované minimalizačním kritériem (25).

Efekt, který mají jednotlivci na trajektorii pohybu danou markerem je zkoumána jednofaktorovou fANOVOU. U jednofaktorové fANOvy, je analyzováno I skupin náhodných funkcí $Y_{iR}(t)$ a $R = 1, \dots, N_i$ definované přes ohraničený interval $T = [a, b]$, které jsou nezávislé vzorky funkce $\mu_i(t)$, $I = 1, \dots, I$. Testovací problém I vzorku pro funkcionální data je test rovnosti středních funkcí, tj. nulové hypotézy ($H_0: \mu_1(t) = \dots = \mu_I(t); t \in T$) proti alternativě, že alespoň dvě střední funkce nejsou stejné. Testovací statistika omnibusového testu je definovaná jako

$$F(t) = \frac{SSR(t)/(I-1)}{SSE(t)/(N-I)} = \frac{\sum_{i=1}^I N_i (\bar{Y}_i(t) - \bar{Y}_..(t))^2 / (I-1)}{\sum_{i=1}^I \sum_{R=1}^{N_i} (Y_{iR}(t) - \bar{Y}_i(t))^2 / (N-I)} \quad (27)$$

kde $N = \sum_{i=1}^I N_i$ je počet signatur pro i -tou osobu, $\bar{Y}_i(t) = \sum_{R=1}^{N_i} Y_{iR}(t) / N_i$ je vzorová skupina střední funkce, $\bar{Y}_..(t) = \sum_{i=1}^I \sum_{R=1}^{N_i} Y_{iR}(t) / N$ je ukázka velké střední funkce $SSR(t)$ a $SSE(t)$ označuje bodové odchylky mezi subjektem, respektive v rámci subjektu. Maximální hodnota $F(t)$ přes T , označená F_{max} , je porovnávána s kritickou hodnotou založenou na permutaci při testování H_0 .

Hodnoty F_{max} jsou vypočteny přes zvolené procenta cyklu chůze $T_F = \{0 \%, 1 \%, \dots, 100 \%\}$ s $N_i = 10$, $I = 1, \dots, 12$, $N = 120$ a $Y_{iR}(t) = y_{ir}^S(t)$. Kritická hodnota výsledného F_{max} testu probíhá následujícím způsobem: indexy ir jsou permutovány $P = 1000$ krát a pro každou permutaci p jsou vypočítány hodnoty $\bar{Y}_i^p(t)$, $\bar{Y}_..^p(t)$ a $F^p(t)$ na 101 ekvilibrovaných procentních bode cyklu chůze a byla určena hodnota $F_{max}^p = \max\{F^p(t): t \in T_F\}$. H_0 je zamítnuta na signifikantní hladině α když $F_{max} > c_{1-\alpha}$, kde $c_{1-\alpha}$ je $(1 - \alpha)$ -kvantil empirické distribuční funkce maximálních F -statistických hodnot $F_{max}^1, F_{max}^2, \dots, F_{max}^{1000}$. Když je H_0 zamítnuta,

funkcionální Scheffého post hoc test může být použit k detekci rozdílu mezi všemi páry středních funkcí. Dvě střední funkce jsou významně odlišné na úrovni významnosti α pokud platí

$$|\bar{Y}_i(t) - \bar{Y}_j(t)| > \{(I - 1)c_{1-\alpha}\}^{1/2} \times \{SSE(t)(N - I)^{-1}(N_i^{-1} + N_j^{-1})\}^{1/2} \quad (28)$$

pro část T .

4. CÍLE PRÁCE

Dizertační práce se zabývá výzkumem biometrických systémů z hlediska jejich důvěryhodnosti a integrity se zaměřením na sledování změn ve vzorcích chůze jedinců a jejich analýzu pomocí vybraných statistických metod včetně souboru metod speciálních, které jsou pro tato data vhodnější, ale v odborné literatuře se pro tento typ dat (a zaměření) nevyužívají. Cílem práce je tedy analyzovat soubor dat, který byl získán použitím vybrané přesné metody snímání pohybu, rozřazený do kategorií nejen podle pohlaví probandů, ale také podle rychlosti chůze, která byla zaznamenávána. Na základě provedených statistických analýz je pak provedeno hodnocení (ne)vhodnosti zvolené metody a zejména stanovení závěrů týkajících se celkové důvěryhodnosti a integrity rozpoznávání chůze, jakožto možného biometrického systému.

Cíle dizertační práce lze stručně rozdělit do několika částí:

- I. Rešerše stávajícího stavu na poli analýzy biomechaniky lidského těla.
- II. Rozpoznávání osob dle chůze:
 - a) s využitím vhodné metody snímání získat data potřebná k analýze pohybu lidského těla,
 - dataset složen z příslušníků obou pohlaví,
 - zajištění konstantních laboratorních podmínek (zejména teploty prostředí a tvaru snímaného koridoru),
 - dataset tvořen bipedální lokomocí probandů s využitím variabilního tempa chůze, případně po krátké zátěži,
 - b) analýza a evaluace vytvořeného datasetu ze získaných dat
 - analýza naměřených dat standardními metodami využívanými v běžné praxi analýzy chůze,
 - analýza naměřených dat pomocí funkcionální analýzy,

- prokázání/zamítnutí předpokladu o vlivu rozličných rychlostí a podmínek chůze na lidskou lokomoci,
- vyhodnocení schopnosti rozlišit individuální páry založené na signaturách chůze,
- vyhodnocení kvality markerů,
- vyhodnocení vhodnosti použitých statistických metod ve výzkumu lidské chůze (verifikace možnosti identifikovat jednotlivce na základě jejich chůze) a doporučení pro další výzkum.

5. HLAVNÍ VÝSLEDKY PRÁCE

5.1. Experimentální dataset

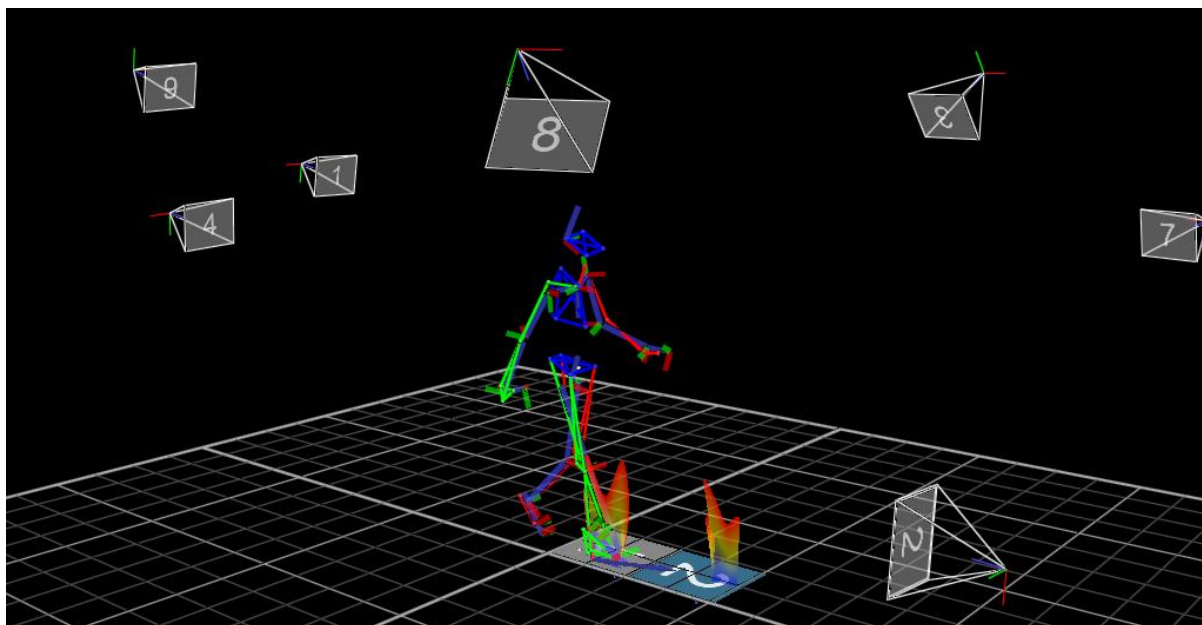
Experimentálního měření (snímání dat) se zúčastnilo celkem 21 osob (14 mužů a 7 žen). Použita byla data všech osob, u nichž bylo možno získat kompletní set veškerých dat (tj. $10 \times$ úplný průchod vyhrazeným koridorem, data všech markerů v sagitální rovině). Díky zvoleným kritériím splnilo kritéria 12 osob (3 ženy a 9 mužů, viz Tab. 1). Všichni účastníci experimentu podepsali informovaný souhlas. Z důvodů známého vlivu oblečení [65], obuvi [83, 84] a zdravotního stavu [14, 53, 55, 56, 85–88] na pohybový projev jedince se měření účastnili pouze zdraví jedinci bez jakýchkoli patologií ovlivňující chůzi a samotné měření probíhalo naboso a v přiléhavých plavkách pro co největší omezení vlivu ošacení na čistotu nasnímaných křivek jednotlivých markerů.

Tab. 1 Základní charakteristické údaje účastníků experimentu (průměr \pm směrodatná odchylka)

	Váha [kg]	Výška [m]	Věk [roky]	BMI
Dataset	71,86 \pm 16,41	1,79 \pm 0,07	23,65 \pm 2,62	22,35 \pm 4,81
Ženy	59,57 \pm 8,39	1,70 \pm 0,02	25,67 \pm 4,53	20,60 \pm 3,09
Muži	75,96 \pm 12,56	1,82 \pm 0,07	22,97 \pm 1,57	22,94 \pm 3,91
Maximum	119,10	193,50	30,05	35,18
Minimum	47,70	161,00	19,43	16,31

Snímání chůze probíhá standardně v laboratorních podmínkách s kontrolovaným prostředím (22 °C), konstantním osvětlením a možností změny světelných podmínek v případě potřeby. V laboratořích Fakultní nemocnice Brno, Dětské nemocnici, Laboratoři chůze, ve které měření probíhalo, je rozmístěno 8 kamer a scéna je osvětlena pomocí infračerveného světla o vlnové délce 780 nm pomocí AlGaAs LED diod. Před zahájením samotného měření je nutné provést kalibraci

systemu pro získání přesných souřadnic všech kamer rozmístěných po délce (7 m) zvoleného koridoru (Obr. 8). Toto bylo prováděno pomocí kalibrační pomůcky tvaru kříže každých pět kompletních měření.



Obr. 8 Ukázka rozmístění jednotlivých kamer v Laboratoři chůze (rozmístění kopíruje uložení „ovál“)

Frekvence snímání scény kamerami optoelektronického systému VICON MX T020 je 120 snímků/s s rozlišením 1600×1280 pixelů, přičemž kamery lze v případě potřeby nastavit až na frekvenci 2000 snímků/s, čehož nebylo pro standardní snímání chůze pro účely tohoto výzkumu zapotřebí. Jednotlivé kamery byly umístěny v různých výškách od 1,4 m do 2,5 m pro přesné zachycení retro-reflexních markerů umístěných na těle dobrovolníků podle modelu Plug-In Gait Full-Body založeném na modelu Newington-Helen Hayes (viz Obr. 9) [89].

Pro všechny analýzy byl vybrán dvojkrok, který patří mezi nejčastěji využívané délky kroku mnoha výzkumnými týmy po celém světě. Jak již bylo zmíněno výše, systém VICON získává data ze tří dimenzí a vzhledem k povaze celého experimentu byla vybrána sagitální rovina a 2D data získaná z této roviny, neboť koresponduje s praktickou, ideální, situací průchodu osoby tunelem (nebo

koridorem) kolmým na kamerový systém, který jej snímá (např. na letištích, stadionech nebo v laboratorních podmínkách) [90].



Obr. 9 Příklad umístění retro-reflexních markerů (a EMG sond) na těle probanda

V rámci experimentu se zaměřením na bezpečnostní účely jsme se zaměřili na následujících 20 markerů (viz Tab. 2) na větších, případně více pohyblivých, částech těla. Tyto markery jsou výsledkem jak našich předběžných analýz, tak analýz provedených jinými výzkumnými týmy (např. [65]) a vykazují největší odlišnosti a zároveň jsou dostatečně popisné pro popis celého těla.

Každý z účastníků experimentu byl testován ve smyslu průchodů kalibrovaným prostorem (alespoň 10 ×), abychom získali relevantní data pro další části práce a k vyjádření se k předpokladu o vlivu typu chůze na celkovou lidskou lokomoci.

Tab. 2 Markery použité v experimentální části (R – pravá, L – levá)

Marker – označení	Poloha na těle
R(L)TOE	Dolní končetina - druhá metatarsální hlavička přechodu přední a střední části chodidla
R(L)KNE	Dolní končetina – epicondylus lateralis femoris – boční nadkloubní hrbolek stehenní kosti
R(L)ANK	Dolní končetina – malleolus lateralis – zevní kotník
R(L)HEE	Dolní končetina – pata
R(L)TIB	Dolní končetina – tibiální kost na spodní třetině spodní části strany nohy – holenní kost
R(L)THI	Dolní končetina – trochanter major femoris – spodní třetina části stehenního svalu
R(L)ASI	Pánev – spina iliaca anterior superior – přední horní trn kyčelní (hmatný, tj. zakončení kyčelního hřebene)
R(L)SHO	Horní končetina – akromio-clavikulární kloub – kloubní spojení mezi klíční kostí a lopatkou
R(L)ELB	Horní končetina – epicondylus lateralis humeri – okovcová jamka (loketní kloub)
R(L)WRB	Horní končetina – processus styloideus ulnae - zápěstní kůstka (malíková hrana)

Byly testovány následující typy chůze:

- běžná chůze probanda (NG),
- chůze s hudbou s pomalým pravidelným rytmem v pozadí (SM),
- chůze s hudbou s rychlým pravidelným rytmem v pozadí (FM),

- přesná chůze podle metronomu (MM¹.92, MM.120, MM.144),
- chůze po 5 minutovém cvičení – hluboký dřep (AW).

Záznamován byl každý jednotlivý průchod osoby koridorem, křivky byly dále v softwaru VICON NEXUS a VICON POLYGON roztrženy, vyhlazeny, vyfiltrovány a ve formě jednotlivých křivek exportovány do formátu csv pro další práci v MS Excel (vybrání jednotlivých dvojkroků, extrakce chybových křivek, časové škálování, příprava dat pro práci ve statistických softwarech). Veškeré standardní statistické výpočty byly provedeny v softwaru STATISTICA firmy StatSoft, výpočty související s funkcionální analýzou dat byly prováděny v programu R s využitím balíčku FDA.

5.2. Analýza datasetu pomocí vybraných metod

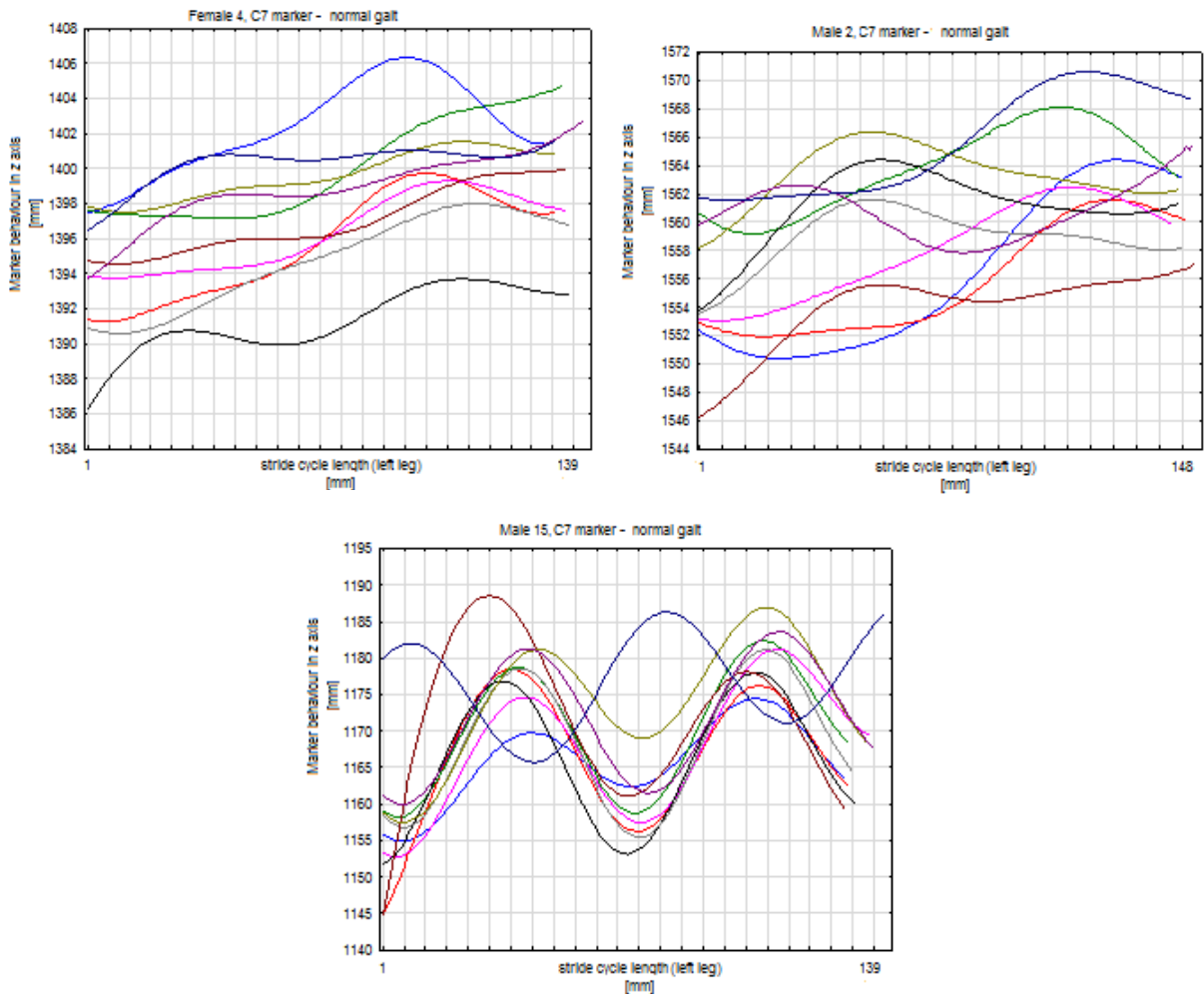
5.2.1. Analýza pomocí standardních statistických metod

K analýze lidské chůze a jejích vzorců jsme použili jak kvantitativní, tak kvalitativní analýzy. Nicméně vzhledem k tomu, že jakákoliv analýza dat chůze je časově velmi namáhavým procesem, zaměřili jsme se pouze na analýzu průměrných křivek v sagitální rovině.

Byla stanovena následující hypotéza:

H_0 : střední hodnoty jsou stejné pro všechny skupiny; H_1 : střední hodnoty se liší pro alespoň jeden pár

¹ Tempo na metronomu je dáno údery za minutu (BPM), označené jako MM (Mälzelův metronom). Hodnoty BPM a MM jsou si rovny.



Obr. 10 Příklady odlišnosti průběhů trajektorií markeru C7 během chůze tří různých účastníků výzkumu (zprava F2, M2, M15)

Pro každý se subjektů účastníci se experimentu bylo vytvořeno 8 jednoduchých tabulek s výsledky 10 měření pro každou z variabilních podmínek, pro které byly vypočítány proměnné *rychlost chůze*, *frekvence chůze* a *variační koeficient (CV)*. Hodnota p byla vypočítána pomocí t-testu s intervalem spolehlivosti 95 %. p hodnota byla velmi nízká v případech intra-individuálního porovnávání, což značí, že pro každých 10 měření byly hodnoty statisticky signifikantně odlišné a tím upozornila na variabilitu měření pro každý měření parametr a každou snímanou osobu.

Základní popisná statistika (viz Tab. 3) byla dále použita pro inter-individuální testování. Tato analýza ukázala největší odlišnosti v parametrech zejména u hodnot šířky kroku, délky kroku a rychlosti chůze. Vzhledem k tomu, že takovéto porovnání je velmi zjednodušené a hodnoty CV se pohybovaly okolo 9,65 %, nebylo možno zobrazit přesné odlišnosti jednotlivců během jejich vzájemného srovnání.

Tab. 3 Příklad časových a prostorových parametrů chůze (proband F1), intra-individuální porovnání, normální chůze

Subject	F1	Side	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Mean	SD	CV
Stride cycle length [m]		left	1.38	1.25	1.13	1.14	1.25	1.27	1.18	1.29	1.37	1.4	1.27	0.09	7.3
		right	1.19	1.15	1.2	1.23	1.25	1.19	1.2	1.17	1.24	1.15	1.2	0.03	2.68
Stride cycle time [s]		left	1.15	1.5	0.94	0.95	1.5	1.6	0.98	1.7	1.14	1.17	1.5	0.08	7.3
		right	0.99	0.96	1	1.3	1.4	1	1	0.98	1.4	0.96	1	0.03	2.68
Walking speed [m/s]		left	1.31	1.2	1.8	1.9	1.2	1.21	1.12	1.23	1.3	1.34	1.21	0.09	7.3
		right	1.19	1.16	1.2	1.23	1.25	1.2	1.2	1.18	1.24	1.16	1.2	0.03	2.68
Walking rate [no. of steps/min]		left	52.33	57.42	63.83	63.16	57.42	56.69	61.22	55.99	52.63	51.28	57.2	4.21	7.36
		right	60.5	62.39	60	58.44	57.6	60.3	60	61.33	57.97	62.39	60.09	1.61	2.67
Half-step length [m]		left	0.64	0.62	0.66	0.69	0.67	0.63	0.62	0.63	0.63	0.64	0.64	0.05	8.2
		right	0.75	0.62	0.61	0.63	0.65	0.68	0.64	0.61	0.65	0.54	0.64	0.05	8.2
Step width [m]		left	0.34	0.53	0.34	0.59	0.52	0.5	1.7	0.87	0.79	0.69	0.63	0.22	35.37
		right	0.59	0.39	0.31	0.23	0.44	0.4	0.42	0.68	0.42	1.11	0.5	0.24	47.04

V další části našeho výzkumu jsme se zaměřili na analýzu zvolených markerů. Data byla testována pomocí dvoufaktorové ANOVY s interakcemi na hladině významnosti $\alpha = 0,05$; výsledky ukázaly významné interakce a částečné efekty v 92 % vybraných markerů mimo markerů LHEE a LELB. Tuckeyho HSD test (představující metodu párového porovnání pro křížení) ukázal, že 88 % markerů u všech pohlaví probandů je podobných přinejmenším pro dvě zvolené podmínky za chůze a celých 12 markerů vyšlo jako shodné pro jak muže, tak ženy, a to za různých podmínek (viz Tab. 4)

Stejný test použitý pouze pro jednotlivé typy chůze bez ohledu na pohlaví vyhodnotil statisticky významné odlišnosti mezi jednotlivými profily pohybu, viz Tab. 5.

Tab. 4 Příklad výsledků párového t-testu odlišnosti mezi průměrnými hodnotami křivek RANK a LANK

		F1	F2	F3	F4	M2	M9	M10	M12
Diff t DF p	Normal gait	-0,44	1,08	4,70	-0,82	-12,67	-5,04	-3,04	-12,19
		-0,11	2,22	3,50	-0,40	-18,50	-2,81	-3,13	-4,26
		122	141	132	134	147	131	140	131
		<i>0,91</i>	0,03	0,00	<i>0,67</i>	0,00	0,01	0,00	0,00
Diff t DF p	MM. 60	-4,02	1,03	1,03	-6,93	-19,12	-2,89	-1,28	-12,54
		-2,18	0,45	0,86	-2,46	-75,34	-8,30	-1,50	-30,80
		214	120	125	116	245	125	128	122
		0,03	<i>0,65</i>	<i>0,39</i>	0,02	0,00	0,00	<i>0,14</i>	0,00
Diff t DF p	After workout	-1,12	1,66	1,50	-1,15	-14,41	-4,04	-2,40	-8,41
		-0,26	2,03	2,91	-0,55	-14,14	-5,86	-1,05	-4,03
		117	135	129	121	133	127	136	123
		<i>0,79</i>	<i>0,44</i>	0,00	<i>0,58</i>	<i>0,10</i>	0,00	0,00	0,00

T-testu bylo také využito pro evaluaci markerů na levé a pravé straně lidského těla každé osoby a podmínky experimentu. Rozdíl mezi průměrnými středními hodnotami poukázal na dostatečnou odlišnost mezi levými a pravými markery, což znamená nemožnost použití pouze jedné sady markerů z jedné poloviny těla pro účely rozpoznávání. Nemůže být také doporučena záměnnost mezi levou a pravou stranou těla jakožto řešení problému s nedostatečnými znaky při identifikaci pomocí pohybu. Tyto odlišnosti mohou být naopak použity pro zlepšení samotného identifikačního procesu, jakožto individuální specifika projevu chůze, ale také pro detekci nedostatků v muskuloskeletálním systému lidského těla (tj. medicínská analýza).

Tab. 5 Statisticky významné odlišnosti mezi jednotlivými profily pohybu

Srovnávané profily chůze	% statisticky významných rozdílů ze všech případů
Normální chůze a chůze s pomalou hudbou v pozadí	20
Normální chůze a MM.144	20
Normální chůze a MM.60	32
Normální chůze a chůze po zátěži	32
Normální chůze a MM.92	40
Normální chůze a MM.120	44
Normální chůze a chůze s rychlou hudbou v pozadí	48

Vzhledem k výsledkům zejména dvoufaktorové ANOVY bylo pro zpřesnění výsledků přistoupeno k nasazení funkcionální analýzy dat, která je pro náš typ dat vhodnější než klasické statistické metody všeobecně využívané pro analýzu chůze.

5.2.2. Funkcionální analýza dat

Signifikantní odlišnost (na hladině $\alpha = 0,05$) průměrných křivek všech jedinců byla indikována přes celý set (množinu) T_F (vyznačená procenta cyklu chůze) pro všechny markery a pro všechny zkoumané rychlosti chůze a podmínky při chůzi. K detekování, které páry průměrných křivek jsou signifikantně odlišné (na hladině významnosti $\alpha = 0,05$), byla použita Schoffého funkcionální procedura. Celkem $(12 \times 11) / 2$ ukazuje, že je v datasetu 66 možných protikladných průměrných křivek analyzovatelných pro dané rychlosti a podmínky (viz Tab. 6). Všechny markery se pro všechny podmínky chůze signifikantně odlišují ve vysokém procentu individuálních párů (více než 72 %, tj. nejméně 48 z 66 párů bylo rozlišeno). Markery R(L)ELB a LSHO vyšly jako nejlepší markery s nejvyšším počtem signifikantně odlišných individuálních párů, zatímco

nejhorších výsledků dosahovaly markery na dolní části těla – R(L)HEE, LANK a RKNEE.

Tab. 6 Procentuální vyjádření signifikantně odlišných párů průměrných signatur chůze (Φ – průměr)

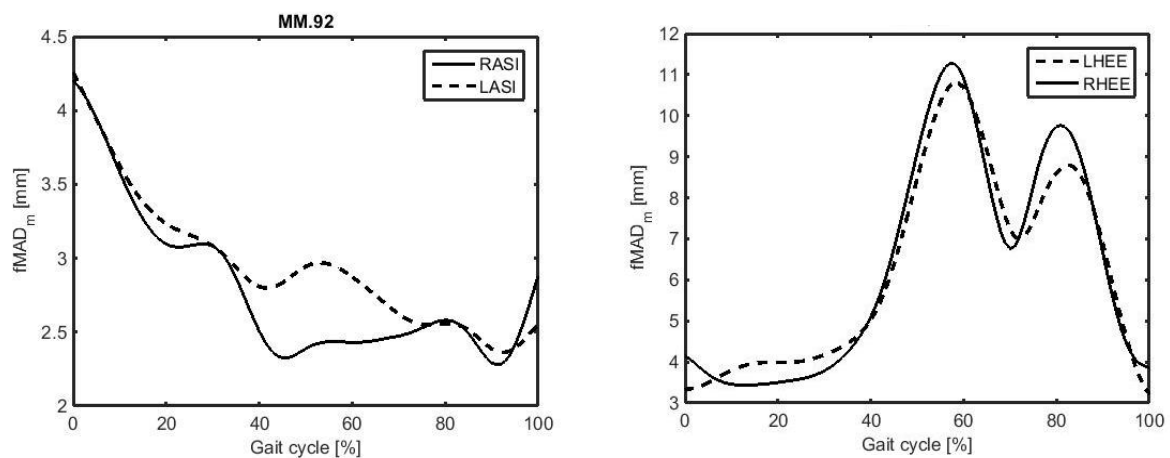
	NG	SM	FM	MM. 92	MM. 120	MM. 144	AW	Φ
LANK	81,82	80,30	89,39	87,88	89,39	80,30	78,79	83,98
LASI	92,42	80,30	92,42	96,97	92,42	96,97	92,42	91,99
LELB	98,48	98,48	96,97	95,45	92,42	93,94	92,42	95,45
LHEE	84,85	78,79	77,27	80,30	87,88	90,91	83,33	83,33
LKNE	90,91	89,39	95,45	93,94	90,91	90,91	86,36	91,12
LSHO	95,45	96,97	95,45	98,48	96,97	100,00	95,45	96,97
LTHI	89,39	93,94	95,45	93,94	96,97	93,94	87,88	93,07
LTIB	87,88	87,88	87,88	98,48	89,39	89,39	81,82	88,96
LTOE	93,94	90,91	93,94	92,42	95,45	96,97	90,91	93,51
LWRB	96,97	92,42	92,42	98,48	89,39	83,33	90,91	91,99
RANK	83,33	90,91	93,94	87,88	90,91	92,42	80,30	88,53
RASI	86,36	89,39	92,42	96,97	93,94	90,91	95,45	92,21
RELB	95,45	98,48	100,00	100,00	96,97	95,45	87,88	96,32
RHEE	83,33	86,36	86,36	77,27	89,39	80,30	77,27	82,90
RKNE	78,79	80,30	78,79	87,88	87,88	87,88	84,85	83,77
RSHO	92,42	90,91	93,94	95,45	93,94	92,42	86,36	92,21
RTHI	95,45	92,42	89,39	93,94	93,94	95,45	90,91	93,07
RTIB	87,88	84,85	92,42	86,36	93,94	78,79	92,42	88,09
RTOE	93,94	95,45	89,39	93,94	92,42	95,45	96,97	93,94
RWRB	93,94	95,45	93,94	98,48	98,48	72,73	89,39	91,77
Φ	90,15	89,69	91,36	92,72	92,65	89,92	88,10	-

Rozlišení některých markerů bylo vysoce závislé na rychlosti chůze, případně dalších podmínkách při chůzi – např. marker RWRB vykazuje vysokou úspěšnost rozlišení (98 % párů) při chůzi do rytmu metronomu (MM.92 a MM120), nicméně jen 72 % párů bylo rozlišeno pro rychlost MM.144. Celkově se dá označit rychlost MM.92 a MM.120 jako neoptimálnější rychlost chůze pro nejvyšší počet signifikantně odlišných párů jednotlivců.

Kvalita jednotlivých markerů byla dále vyšetřována z hlediska variability trajektorií, což bylo prováděno pomocí funkcionálních středních absolutních odchylek (fMAD) z průměrných trajektorií (zprůměrovaných přes celou křivku pro daný marker, typ chůze a podmínky):

$$fMAD_m(t_l) = (12 \cdot 10)^{-1} \sum_{i=1}^{12} \sum_{r=1}^{10} |y_{ir}^S(t_l) - \bar{Y}_i(t_l)| \quad (36)$$

kde $t_l \in T_F$.



Obr. 11 Příklad funkcionálních středních absolutních odchylek ($fMAD_m$) pro markery R(L)ASI (vlevo) a R(L)HEE (vpravo) pro chůzi v tempu MM.92

Funkce $fMAD_m$ pro markery R(L)ASI a R(L)HEE pro chůzi v tempu MM.92 je zobrazena na Obr. 11, kde můžeme vidět, že různé markery za stejných podmínek vedou k rozdílným funkcím $fMAD_m$. Nejvyšší hodnoty funkcí $fMAD_m$ pro R(L)ASI signatury se objevuje v průběhu 0 – 30 % cyklu chůze, zatímco marker

R(L)HEE v oblasti 50 – 90 % cyklu chůze. Průměrná funkce $fMAD_m$, tedy $fMAD_m$ zprůměrovaná přes všechny části cyklu chůze, je pro marker R(L)HEE více než dvojnásobná oproti marker R(L)ASI (Tab. 7)

Tab. 7 Zprůměrované funkcionální střední absolutní odchylky, průměrované přes všechny trajektorie a kompletní cykly chůze (v mm) (Φ – průměr)

	NG	SM	FM	MM.92	MM.120	MM.144	AW	Φ
LANK	4,95	5,05	4,67	5,26	5,04	8,11	5,88	5,57
LASI	2,63	2,89	2,80	3,09	2,90	3,03	2,52	2,84
LELB	4,46	4,65	4,40	4,18	5,55	5,83	8,11	5,31
LHEE	5,16	5,91	5,66	6,49	5,94	8,45	7,63	6,46
LKNE	3,13	3,34	2,94	3,01	3,43	3,89	3,39	3,30
LSHO	3,36	3,65	3,41	3,10	3,75	3,50	4,64	3,63
LTHI	3,30	3,47	3,25	3,17	3,69	4,16	3,57	3,52
LTIB	4,47	4,69	4,68	4,68	4,82	6,22	5,82	5,05
LTOE	3,27	3,39	3,34	3,51	3,16	4,02	3,83	3,50
LWRB	8,76	8,54	8,50	8,02	10,26	15,45	12,82	10,34
RANK	5,29	5,53	4,35	5,12	5,41	8,29	5,96	5,71
RASI	2,57	2,80	2,41	3,05	3,21	3,10	2,62	2,82
RELB	5,02	4,98	4,52	5,30	4,76	5,36	8,20	5,45
RHEE	6,59	6,86	5,48	7,29	6,59	8,84	6,46	6,87
RKNE	2,89	3,24	2,94	3,03	3,51	3,45	3,37	3,20
RSHO	3,53	3,37	3,80	3,82	4,69	3,84	4,98	4,00
RTHI	2,88	3,35	3,03	3,12	3,62	4,60	3,52	3,45
RTIB	4,72	5,05	3,68	4,39	4,91	6,25	5,11	4,87
RTOE	3,64	3,42	3,75	3,27	3,61	4,37	3,58	3,66
RWRB	7,09	6,67	6,77	6,23	6,04	10,36	10,42	7,65
Φ	4,39	4,54	4,22	4,46	4,74	6,06	5,62	-

Jak můžeme vidět v Tab. 7, jsou nejméně variabilními signaturami markery R(L)ASI a R(L)KNE s průměrnou funkcí $fMAD_m$ okolo hodnoty 3 mm pro všechny testované typy chůzí. Odchytky většiny signatur markerů jsou v rozsahu hodnot 3 – 5 mm. Největší variabilitu trajektorií vykázal zápěstní marker R(L)WRB s průměrnou funkcí $fMAD_m$ lišící se mezi hodnotami 6 – 15,45 mm v závislosti na typu chůze. Výsledky pro chůze NG, SM, FM, MM.92 a MM.120 jsou porovnatelné s průměrnými hodnotami zprůměrovaných funkcí $fMAD_m$ (s hodnotou 4,5 mm).

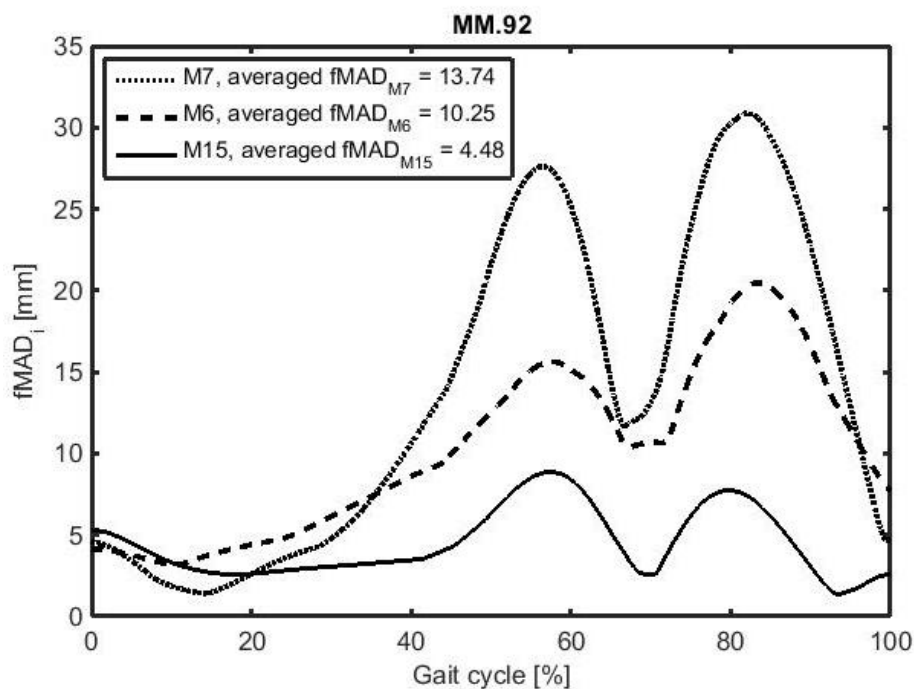
Ačkoli žádný z probandů nevedl žádný problém muskulo-skeletálního systému, který by mohl ovlivňovat vzorce chůze (např. skolióza), můžeme si povšimnout drobných rozdílů ve výsledcích z markerů na levé a pravé části těla (Tab. 6 – Tab. 8, Obr. 11). Tyto výsledky naznačují běžnou medicínskou praxi – drobnou asymetrii lidského těla způsobenou růstem. I zdravý jedinec tak může vykazovat větší odchytky a nepravidelné vzorce pohybu. Jedince lze považovat za osobu s nepravidelným vzorcem pohybu, pokud je nerovnost

$$|y_{ir}^S(t_l) - \bar{Y}_i(t_l)| > 3fMAD_m(t_l) \quad (37)$$

splněna alespoň jednou pro jedno $t_l \in T_F$ ve více než pěti trajektoriích (Tab. 8).

Téměř všichni účastníci experimentu mají pravidelný vzor pohybu nebo se jejich nepravidelný vzorec objevil pouze v několika kombinacích markerů a jen u některých ze zvolených podmínek chůze. Nicméně se vyskytla jedna anomálie, kdy u účastníka M7 došlo k mnohonásobným nepravidelnostem ve vzorcích u většího počtu markerů u všech typů chůze, vyjma pohybových vzorců po zátěži (AW). Variabilita signatur jednotlivců může být analyzována prostřednictvím průměrů vzorku $fMAD_i$ (zprůměrovaných přes všechny signatury daného jedince a marker, typ chůze a její podmínky).

$$fMAD_i(t_l) = 10^{-1} \sum_{r=1}^{10} |y_{ir}^S(t_l) - \bar{Y}_i(t_l)|, t_l \in T_F. \quad (38)$$



Obr. 12 Ukázka funkcionální střední odchylky u jedinců M6, M7 a M15 u markeru RHEE pro chůzi určenou metronem (MM.92)

Na Obr. 12 můžeme vidět příklad funkce $fMAD_i$ markeru RHEE a jeho trajektorií pro osoby M7 (která byla identifikována jako osoba s nepravidelnými vzorci pohybu u 7 trajektorií/signatur), M6 a M15 (bez nepravidelných vzorců pohybu u 4, respektive žádného signálu) při daném tempu chůze MM.92. Pro osobu M15 je funkce $fMAD_i$ velmi úzká a stabilní, zatímco u osoby M7 její hodnoty fluktuují a jsou viditelně vyšší v určitých fázích cyklu chůze (cca. 55 % a 85 % cyklu dvojkroku).

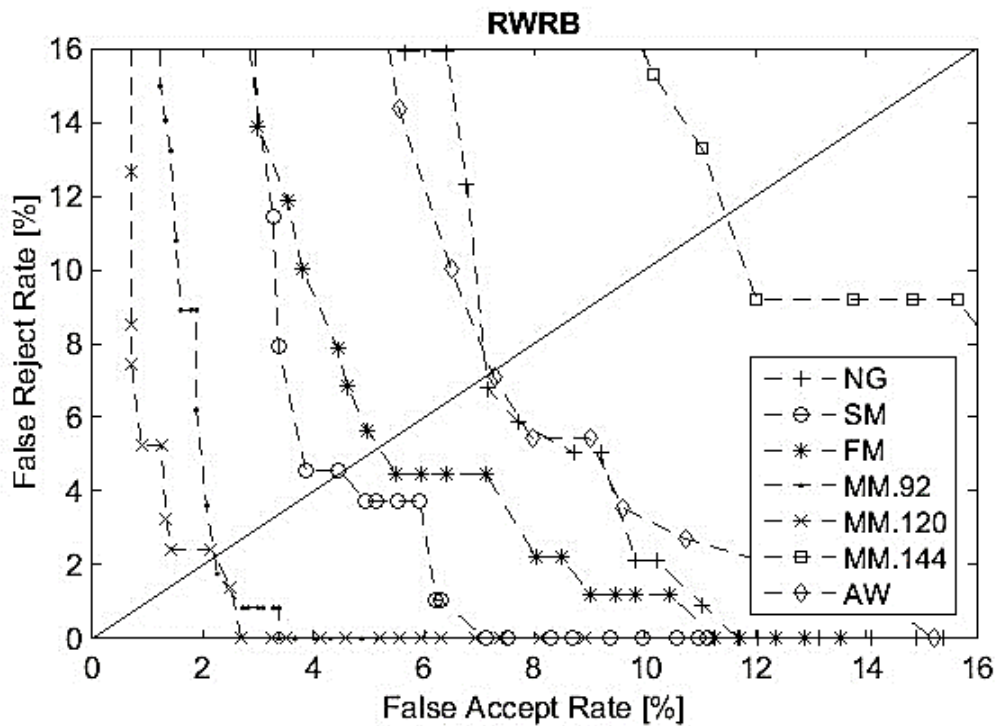
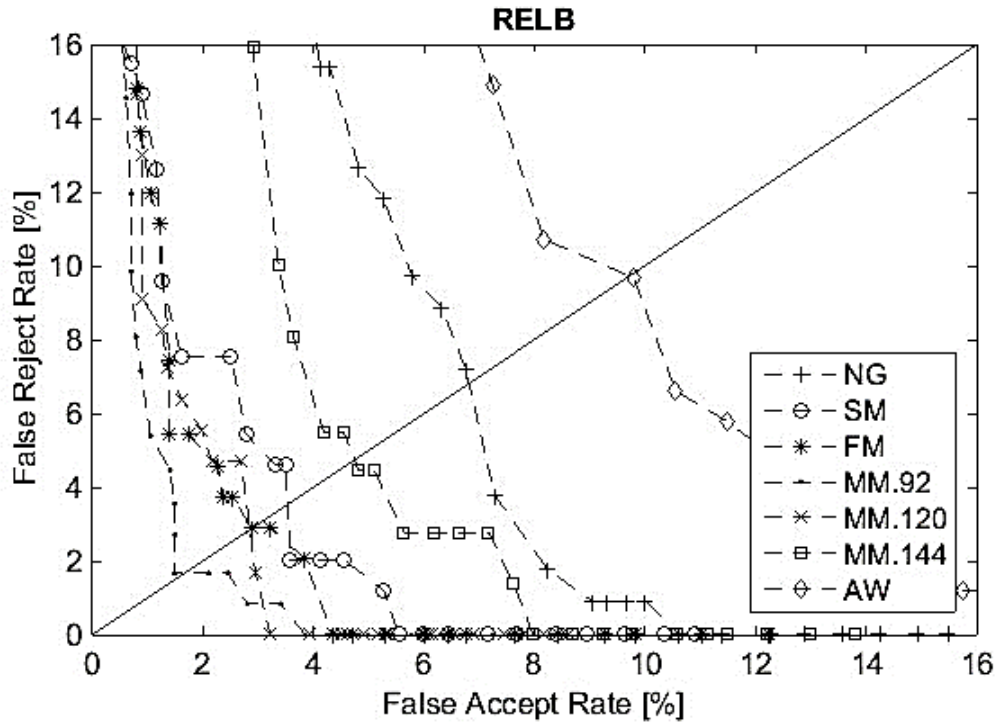
Tab. 8 Osoby s nepravidelnými vzorci pohybu (funkcionální absolutní odchylka vzorku je více než trojnásobná oproti funkcionální střední absolutní odchylce vzorku alespoň jednou u více než 5 trajektorií)

	NG	SM	FM	MM.92	MM.120	MM.144	AW
LANK	F6	M2	-	M7	-	M7	M11
LASI	M7,M6	-	M6	M7	-	-	-
LELB	M7	-	-	M7	F6	-	-
LHEE	-	-	-	-	-	-	M11
LKNE	-	-	-	M6	-	M7	M11
LSHO	M7	M6	-	M7	-	-	-
LTHI	-	-	-	-	-	-	-
LTIB	-	-	-	-	-	M7	M11
LTOE	-	M11	M9	M6	M6	-	-
LWRB	M12	M7,M6	F6	M7	M7, F6	M7	-
RANK	M7	M7	M7	M7	M7	M7	-
RASI	M7,M6	M7, F6	M6	M7	M7, M6	M6	-
RELB	M12	M7	M7	M7	M7	M12	-
RHEE	M7	M7	M7	M9, M7, F4	M7,M14	M7,M11	-
RKNE	-	F6	-	-	-	M6	-
RSHO	-	M7	-	M7	M12	-	-
RTHI	-	-	-	-	M6	M7	-
RTIB	M7	M7,M9	-	M7	M7, F6	M7	-
RTOE	-	M7,M6	M7,M6	M7,M6	M2	M12	M6,M2
RWRB	M12	F6	-	M12	-	M7,M12	-

5.2.3. Hodnocení výkonnosti metody funkcionální analýzy dat pro identifikační účely (1:1)

Jelikož cílem biometrického systému (a jednotlivých metod) je pokud možno bezchybně garantovat práva autorizovaných osob prostřednictvím spolehlivé detekce a odmítnutí práv neautorizovaných osob, byly zavedeny metrické parametry určující spolehlivost daného systému. Ideální aplikace nemá chyby, tj. 100 % jednotlivců je rozpoznáno, hodnoty FRR a FAR neexistují, čemuž se následně přizpůsobuje i ROC křivka, která vizualizuje jejich vztah. Hodnota EER, určující rovnovážný stav FRR a FAR na ROC křivce, je taktéž využívána jako výkonostní metrika pro porovnání výkonnosti systému (čím blíže se křivka nachází směrem k počátku, tím menší je chybovost systému – tedy čím níže je EER, tím lepší je výkonnost dané metodiky).

Hodnoty FRR a FAR byly vyhodnoceny pomocí nerovnosti (37), kde dochází k mnohonásobné změně funkce $fMAD_m$. Celkem tak bylo testováno 120 trajektorií chůze pro každý marker a každý typ chůze. Signatura chůze byla považována za odlišnou od zvoleného vzoru, pokud k nerovnosti došlo alespoň v jednom bodě cyklu chůze. V Tab. 9 jsou vypočteny hodnoty FRR a FAR odpovídající standardní hodnotě citlivosti, společně se znázorněním EER. Výsledky jsou velmi uspokojující a konzistentní s těmi získanými pomocí Fanovy. Můžeme si také povšimnout, že hodnoty FRR, FAR a EER fluktuují u různých marků a jednotlivých typech chůze. Markery jako R(L)ELB a LSHO vykazují velmi dobré poměry hodnot pro většinu typů chůze (hodnoty FRR/FAR/EER menší než 1,5/5/5 %). Vliv typů chůze (respektive podmínek pro a za chůze) byly detailně prostudovány pomocí ROC křivek (demonstrováno viz Obr. 13).



Obr. 13 Příklady ROC křivek s hodnotou EER pro marker RELB (nahore) a RWRB (dole) za různých typů chůze.

Tab. 9 Hodnoty FRR, FAR a EER (%) získané hodnocením použitých FDA metod

		NG	SM	FM	MM.92	MM.120	MM.144	AW
LANK	FRR	0	3,63	1,19	4,56	0,83	6,97	3,99
	FAR	16,81	11,95	8,56	11,84	11,29	14,16	16,65
	EER	10,55	9,36	6,54	9,50	8,33	12,03	11,44
LASI	FRR	0	3,61	1,76	0	0	1,04	0
	FAR	16,66	18,13	10,91	6,50	8,95	7,85	9,59
	EER	9,80	13,25	7,63	3,62	6,58	5,99	6,20
LELB	FRR	0,83	1,67	0	0	0,83	1,97	1,04
	FAR	3,65	3,95	2,84	3,69	7,08	8,26	12,32
	EER	3,49	3,52	2,12	2,95	5,36	5,47	7,69
LHEE	FRR	3,73	3,78	7,15	4,46	1,85	2,38	5,29
	FAR	9,25	14,86	11,17	15,90	10,32	11,55	13,57
	EER	7,19	10,39	9,19	11,77	7,40	8,39	10,25
LKNE	FRR	0	5,01	0,83	0	1,76	3,84	2,31
	FAR	11,71	7,62	6,97	10,27	9,89	6,04	11,41
	EER	8,80	7,01	5,18	5,47	7,17	5,51	8,40
LSHO	FRR	1,19	4,47	2,31	0	0	0	0
	FAR	5,75	3,81	6,19	4,14	3,70	4,18	11,20
	EER	4,04	4,44	5,54	3,11	3,14	3,21	6,42
LTHI	FRR	2,86	0	2,71	2,59	2,08	0,83	3,52
	FAR	7,19	6,95	5,66	7,70	6,30	9,57	9,15
	EER	6,33	4,87	5,20	5,69	4,40	6,02	6,53
LTIB	FRR	0,83	2,11	1,04	0	0	4,56	3,30
	FAR	11,71	10,32	12,56	7,64	11,60	9,79	11,56
	EER	8,36	8,17	8,17	5,40	6,69	7,28	8,73
LTOE	FRR	1,04	0	4,08	0,92	1,04	1,04	4,79
	FAR	7,74	9,65	6,56	8,35	8,26	7,13	8,25
	EER	6,56	5,72	5,75	5,94	5,89	4,79	7,09
LWRB	FRR	0,93	0	1,76	5,60	0	9,45	2,59
	FAR	7,96	9,899	9,75	4,84	15,97	7,06	11,28
	EER	6,77	6,65	7,14	5,99	12,46	9,45	9,09

RANK	FRR	5,58	1,19	1,67	1,04	4,05	6,38	14,89
	FAR	11,35	15,05	6,73	11,83	9,28	8,24	7,67
	EER	9,25	9,05	5,62	8,67	7,20	7,70	12,31
RASI	FRR	1,04	5,42	2,92	0	2,23	0,93	1,97
	FAR	17,14	9,51	9,26	8,47	11,39	12,03	8,35
	EER	10,16	8,72	7,29	5,96	8,59	8,15	6,94
RELB	FRR	0,93	0	0	1,67	0	0	2,02
	FAR	9,03	5,54	4,35	1,49	3,22	7,97	14,89
	EER	6,81	3,53	2,92	1,67	2,85	4,74	9,72
RHEE	FRR	6,05	2,89	3,63	7,43	0	4,71	0,93
	FAR	13,29	13,70	5,38	15,21	10,38	9,35	20,06
	EER	10,83	8,59	5,15	12,05	6,91	7,87	11,62
RKNE	FRR	2,86	0,83	1,04	3,30	1,97	2,71	6,46
	FAR	13,46	17,84	18,80	13,04	12,16	10,63	13,22
	EER	9,64	9,72	11,27	8,86	8,94	7,71	11,95
RSHO	FRR	1,39	1,39	0,83	1,04	1,67	0	2,95
	FAR	10,48	10,59	7,33	7,72	6,94	13,18	13,11
	EER	8,52	6,97	5,71	6,32	5,77	8,49	9,46
RTHI	FRR	2,23	1,04	2,23	0	0	3,58	1,19
	FAR	2,58	5,66	11,62	7,22	8,69	10,01	9,20
	EER	2,56	5,17	7,51	4,30	6,67	7,74	6,93
RTIB	FRR	5,82	1,97	2,02	0,93	0	4,89	1,04
	FAR	8,88	11,33	6,51	9,19	8,20	18,13	10,25
	EER	7,83	8,08	5,75	6,77	6,33	13,98	7,60
RTOE	FRR	2,38	0,92	2,50	0	2,22	0	0
	FAR	7,42	4,62	6,67	4,37	7,53	7,60	5,72
	EER	6,36	3,94	5,51	3,34	6,53	4,64	4,06
RWRB	FRR	0	0	4,46	0	0	9,18	3,54
	FAR	11,69	7,11	5,51	3,37	2,69	12,01	9,60
	EER	7,13	4,50	5,18	2,21	2,22	11,47	7,23

Hodnoty FRR a FAR mohou být v některých případech (tedy u některých markerů) vyšší než je přijatelné pro komerční (tj. civilní) biometrické aplikace jak si můžeme povšimnout v Tab. 9. Na druhé straně vypočítané hodnoty ukazují vhodnost systému založeného na biometrii chůze (s využitím FDA) pro forenzní aplikace (hodnoty FAR jsou okolo 7,5 % a vyšší a hodnoty FRR jsou velmi nízké), nebo pro komerční verifikační systém pro bezpečnostní kontroly ve vysoce střežených budovách (hodnoty FRR jsou 7,5 % nebo vyšší a hodnoty FAR mají velmi nízké hodnoty, viz. Obr. 13). Obdobně nám křivka ROC může pomoci stanovit správný set markerů (nebo větších částí těla pro rozpoznávání z video záznamů) pro specifické biometrické aplikace v závislosti na předpokládané rychlosti a stylu chůze, díky čemuž dojde k eliminaci negativních jevů a přispění k větší přesnosti takového systému.

5.2.4. Diskuze výsledků metody funkcionální analýzy dat

Získané výsledky jsou statisticky významné z hlediska použité metodologie a výsledky ukazují řádnou identifikaci a odlišení jednotlivých účastníků experimentu. Nejdůležitějšími markery jsou markery nacházející se na velkých kloubech. Dohromady s ostatními markery na vybraných částech těla vytváří přesný obraz lidského pohybu a poskytují výborný vhled do celkové kinetiky pohybu lidského těla. Využitý přístup dále zahrnuje do vybraného modelu výškovou rozdílnost jednotlivých osob, čímž bylo zabráněno nežádoucímu zkreslení způsobeného právě výškou, jako je tomu u klasických statistických metod [21]. Díky tomu FDA metodologie poskytuje přesné a spolehlivé výsledky tolik potřebné pro bezpečnostní aplikace (např. biometrie). Hodnocení výkonu metodologie ukázalo velmi dobrou použitelnost pro mnoho potencionálních aplikací, např. standardní kontrola vstupu (porovnávání 1:1) nebo individuální sledování podezřelých osob v bankách nebo na letištích (porovnávání 1:N). Metodologie FDA jsou také použitelné v real-time aplikacích, kde je osoba

pozorována a nahrávána monitorovacím systémem bez aplikovaných markerů a dochází tak k video rozpoznávání nebo identifikaci. Z toho hlediska se FDA ukázala jako metodou vysoce vhodnou pro rozpoznávání osob podle jejich pohybového projevu a je příslibem pro velmi přesné analýzy takovýchto druhů dat.

Hlavní úlohou pro využití této skupiny metod jsou samozřejmě bezpečnostní aplikace (např. biometrie) a jejich spolehlivost, důvěryhodnost a zranitelnost. Mezi jedny ze základních problémů, se kterými se v takovémto výzkumu můžeme setkat, patří vliv různých proměnlivých podmínek na samotný zkoumaný projev. V našem případě jsme se zaměřili na opomíjený vliv různých podmínek chůze (ať už tempa nebo možných druhotných vlivů), které samotnou chůzi mohou ve větší či menší míře ovlivnit (tedy např. jak konstantní nebo chaotický je samotný projev chůze jedince v různých podmínkách a následně jak tyto změny ovlivňují schopnost zařízení rozlišit mezi jednotlivci). Doposud se studie zaměřovaly pouze na vliv oděvů [49] nebo obuvi [13, 83, 84] na samotný proces identifikace, ale zcela chybí studie zabývající se rozličnými rychlostmi chůze. Jak ukazují naše výsledky, největší rozdíly vykazuje horní polovina těla (tj. ramena a lokty) z důvodů jejich dynamického pohybu během chůze, zatímco dolní polovina těla (tj. kolena a kotníky) je více konstantní co do opisované trajektorie jednotlivých segmentů, jelikož zde není příliš mnoho prostoru pro pohyb.

Jednotlivé typy chůze byly vybrány jakožto zástupci nejčastějších typů/rychlostí chůze. Kontrolovaný pohyb pomocí udaného tempa metronomem pro pohyb jak nejpomalejší (tempo vycházkové), tak i extrémně rychlý (tempo blížící se běhu) ukázal variabilitu pohybu lidského těla při chůzi a zároveň byl nejlépe srovnatelný v rámci celého vzorku dat. Největších změn v signaturách chůze můžeme pozorovat u tempa velmi rychlého a velmi pomalého. V těchto dvou případech se trajektorie chůze významně u každého jedince odliší. Ideální rychlost pro rozlišení

jednotlivců je, na základě našich výsledků, tempo udané metronomem označené jako MM.92 a MM.120. Novinkou ve výzkumu chůze také bylo zkoumání vlivu zátěže na chůzi a její vzorce – toho bylo dosaženo po jednoduchém, ale velmi efektivním 5 minutovém cviku – hlubokém dřepu – který pak měl i viditelný vliv na chůzi, jež po dosažení 5 minut ihned následovala a byla potvrzena i výsledky uvedenými v předchozích kapitolách. Dalším vlivem, jež jsme zahrnuli do výzkumu, byl vliv hudby na chůzi probanda. Byla vybrána pomalá hudba navozující relaxační atmosféru a jako její protiváha byla zvolena hudba budící a rychlejšího tempa. K tomuto kroku jsme se rozhodli po uvědomění si, že velká většina osob pochodující na volných prostranstvích, ale i ve vnitřních prostorech, poslouchá hudbu, která na samotný projev chůze může mít nemalý vliv. Výsledky ukázaly, že dochází k drobným změnám projevu chůze u některých jedinců, přičemž zejména u hudby rychlejší bylo zcela viditelné jasné přizpůsobení se stylu chůze rytmu hudby, což mělo po statistické stránce nemalý vliv na celkový pohyb. Zajímavostí také je, že styl chůze v tempu rychlé hudby je velmi podobný normálnímu stylu chůze dobrovolníků.

Velkou výzvou pro budoucí vývoj je vytvoření experimentu s minimálně 250 osobami v datasetu, kdy by mohla být provedena velmi přesná analýza vhodnosti chůze jako biometrické metody. Ačkoli se zdá, že každý jedinec má svou vlastní charakteristickou chůzi, variabilita signatur chůze v tak velké databázi by mohla být méně přesná, mohlo by se objevovat více chyb snižující přesnost a řádné rozpoznání jednotlivých osob. Tato možnost by proto měla být dále prověřena právě pomocí FDA metodologie, která může prokázat jak svou efektivnost, tak výhodnost pro tyto typy dat. V současnosti, jak je patrné i z našich výsledků experimentů, je metoda vhodná pouze pro menší biometrické aplikace (rozpoznávání/identifikace) s porovnáváním 1:1.

6. PŘÍNOS PRÁCE PRO VĚDU A PRAXI

Cílem této práce byly dva hlavní pilíře – úspěšný sběr dat dle nastavených parametrů experimentu a následná analýza a vyhodnocení získaných dat. Mezi hlavní přínosy první části celé práce, sběru dat, lze nepochybně zařadit modifikovaný požadavek na samotný experiment snímání chůze pomocí systému retro-reflexních markerů a specializovaného kamerového systému. Na tomto místě je třeba uvést, že na základě našich vlastních měření, a i z důvodů statistických, je třeba skutečně zajistit dataset tvořený nejméně 21 osobami, u nichž budeme mít všechna požadovaná data vybraných markerů. V praxi to tak znamená zajištění koridoru, který bude mít minimálně 8 metrů délku, přičemž v ideálním případě je silová deska, která pomáhá alokovat jednotlivé markery, blíže ke středu tohoto koridoru. Dalším požadavkem, který se ukázal jako stěžejní na základě provedených experimentů, je zvýšení počtu průchodů sledovanou oblastí, a to nejméně na 30 průchodů při požadavku 7 kompletních. Toto číslo je samozřejmě nutno lineárně navyšovat podle počtu cílových průchodů. Posledním požadavkem, který není uváděn v žádné odborné práci, je požadavek na zajištění kvalitního lepidla na nalepení markerů na holé tělo, neboť při vyšší potivosti dobrovolníka činí fixace dodávaným prostředkem vážnější problémy a pokud samotný experiment přímo neznemožní, výrazně prodlouží čas potřebný k nasnímání celého pohybu. Z důvodů použití takovýchto dat i pro bezpečnostní účely doporučujeme v budoucnosti nasnímat i nově přidané markery do existujícího modelu (extra marker ve středu čela a po jednom v místě tragusu (případně ušního lalůčku), které by mohly pomoci popsat samotný pohyb hlavy jedince a doplnit např. specifické znaky při chůzi.

Přínos druhé části praktické části práce spočívá zejména ve vyhodnocení získaných dat. Ačkoliv byla získaná data velmi přesná, pomocí standardních

analytických (statistických) metod jsme nebyli schopni některé markery bezpečně přiřadit k danému jedinci a v některých případech docházelo i k záměnám dat mezi jednotlivci. S těmi potížemi jsme se nikde v dostupných materiálech z jiných výzkumných pracovišť nesečkali, a proto jsme byli nuceni použít sofistikovanější a vhodnější metodu pro typ dat, se kterým jsme pracovali. Funcionální analýza je velmi náročná metoda, která se pro tento typ dat překvapivě v praxi nepoužívá, ačkoli je právě pro ně vysoce vhodnou metodou, a proto je hlavním přínosem této práce právě její využití. Jak můžeme vidět z výsledků, nedošlo k záměnám markerů mezi sebou, ani mezi osobami, markery byly řádně přiřazeny té které osobě na rozdíl od metod klasických. Metodu je samozřejmě zapotřebí otestovat na větším datasetu, zda se její úspěšnost potvrdí i pro velké aplikace, avšak její potenciál pro budoucí použití pro tento druh analýz je nejsporný a velký. Využitím metodiky funkcionalní analýzy by tak lidský pohyb (bipedální lokomoce) a jeho biometrie mohl být brzy uveden do komerční praxe nebo znatelně vylepšit a zpřesnit (s využitím nových technologií) současné aplikace mimo komerční sektor.

7. ZÁVĚR

Prezentovaná dizertační práci si položila za cíl analyzovat biometrické systémy zabývající se behaviorálními charakteristikami, tedy zaměřené na lidský pohyb - bipedální lokomoci - a to zejména s přihlédnutím k důvěryhodnosti a integritě takovýchto systémů a celé použité technologie. Dizertační práce se ve své experimentální části zaměřila především na dva hlavní body: 1) získání relevantních a vysoce přesných dat pořízených z laboratorního snímání chůze, 2) důkladná analýza takto získaných dat pomocí statistických metod. Důvěryhodnost a integritu systémů, které by mohly být založeny na bipedálním pohybu, jsme ověřovali prostřednictvím statistických metod obecně používaných, ale i těch méně obvyklých pro tento typ dat. Samozřejmě, že prostré zaměření na jednoduchou chůzi by pro účely našeho experimentu nebyly dostatečné, z toho důvodu bylo zvoleno několik typů chůze lišících se svým tempem (rychlostí). Pro usnadnění práce s rozsáhlými datasey byla zvolena z 3D záznamu chůze pouze sagitální rovina, která nejen že výrazně snížila časovou náročnost celého analytického procesu, ale zároveň odpovídá směru snímání chůze v běžných laboratorních (nebo sledovaných venkovních) podmínkách bez retro-reflexních markerů, speciálního kamerového systému a softwaru. Ačkoliv některé z dostupných provedených výzkumů jinými týmy obsahují databáze i s více než 100 účastníky [40-41], tyto jsou zaměřeny pouze na určité části těla a neobsahují bohužel data celého těla každého probanda. Proto je i tato studie s menším počtem účastníků hodnotná, neboť popisuje celkový pohyb těla a dokáže tak odpovědět na některé z otázek, jež byly ze začátku experimentů položeny.

Z výše uvedených důvodů je tedy výzkum zaměřen na vhodnost zvolených metod analýzy k hodnocení lidského pohybu (tj. bipedální lokomoce neboli vzpřímené chůze), který byl záměrně ovlivněn různými rychlostmi a podmínkami chůze. Pro

řádné studium těchto vlivů byla, po ne zcela uspokojivém vyhodnocení získaných dat standardními metodami, zvolena metodika funkcionální analýzy dat, kterážto byla pro daný typ dat vyhodnocena jako nejvhodnější.

Výsledky, jež jsme získali zejména pomocí funkcionální analýzy dat, odpovídaly našim předpokladům – všechny markery (za všech podmínek) signifikantně rozlišily vysoké procento individuálních párů a jejich kvalita je silně odvislá od podmínek panujících při snímání chůze (kvalita markerů je charakterizována variabilitou signatur těchto markerů). Jako nejvíce vhodným tempem chůze pro další analýzy je chůze do rytmu metronomu (MM.92, MM120), která koresponduje s nejvyšším průměrným počtem signifikantně odlišných párů jednotlivců a také variabilitou markerů (a jejich signatur). Nejméně variabilní trajektorie potom můžeme nalézt u markerů přichycených na dolních končetinách (R(L)ASI a R(L)KNE) s průměrnou funkcionální absolutní průměrnou odchylkou 3 mm v porovnání s 4,8 mm pro všechny markery. Největší variability při pohybu těla dosahovaly trajektorie zápěstí, kde při pohybu dochází k největším výchylkám, jež jsou viditelné i běžným pohledem. Metodologie funkcionální analýzy dat také poskytuje podporu při otázkách (lehké) asymetrie lidského těla, vznikající buď již při samotném růstu jedince, nebo během pohybu. Ačkoliv v průběhu našich experimentů nedocházelo k velkým výkyvům a většina dobrovolníků vykazovala relativně symetrický pohyb, ačkoliv u některých byly zaznamenány asymetrie ve stavbě těla.

Analýza výkonu funkcionální analýzy dat pro evaluaci biomechaniky lidského pohybu ukazuje na slibnou metodologii, která může poskytnout velmi přesné výsledky na poli aplikací pro reálný svět. Tato metoda může řádně rozlišit mezi jednotlivými markery a jednotlivci, resp. jejich křivkami. Může tak být dobrou metodou nejen pro lékaře pro určování asymetrii v pohybovém projevu a samotné stavbě těla, ale může také přispět k odhalování zdravotních problémů (a lépe

upozornit např. na možnou problematiku pádů u starších osob). Nejen z tohoto důvodu je nutné pokračovat ve výzkumu lidského pohybu, v našem případě primárně pro forenzní účely a jejich aplikace v komerční praxi, kde je ale zapotřebí dalšího testování, abychom byli schopni systém nastavit tak, aby byl maximálně přesný, spolehlivý a imunní vůči některým projevům lidského těla (asymetrický pohyb, disproporce těla, změny v tempu chůze v závislosti na okolních podmínkách nebo nemoci). Díky nasazení funkcionální analýzy dat pro vyhodnocování vzorců chůze můžeme výrazně zpřesnit celé hodnocení a omezit např. zaměnitelnost markerů jednotlivých osob. Přesto všechno je však třeba metodiku dále testovat (zejména na velkých datasetech), neboť v současnosti je vhodná pouze pro malé aplikace s porovnáváním 1:1, kde vykazuje vysokou přesnost, jak ukázaly naše experimenty.

LITERATURA

- [1] RAK, Roman, Vašek MATYÁŠ a Zdeněk ŘÍHA. *Biometrie a identita člověka ve forenzních a komerčních aplikacích*. B.m.: Grada, 2008. ISBN 8024723654.
- [2] STAN Z. LI a ANIL K. JAIN, ed. *Handbook of Face Recognition*. London: Springer, 2011. ISBN 9780857299314.
- [3] KOVÁČ, Petr a Kateřina SULOVSKÁ. Biometrical Systems and Their Usage in IT and Data Protection. In: Roman JAŠEK, ed. *Mezinárodní konference Internet, bezpečnost a konkurenceschopnost organizací: Řízení procesů a využití moderních terminálových technologií*. Zlín, Czech Republic: Tomas Bata University in Zlín, Faculty of Applied Informatics, 2010, s. 232–240. ISBN 978-83-61645-16-0.
- [4] CORCORAN, P. M. Biometrics and Consumer Electronics: A Brave New World or the Road to Dystopia? *IEEE Consumer Electronics Magazine*. 2013, 2(2), 22–33. ISSN 2162-2248.
- [5] SULOVSKÁ, Kateřina a Petr KOVÁČ. Security Policy in a Small Company based on the Biometric Systems. In: Roman JAŠEK, ed. *Mezinárodní konference Internet, bezpečnost a konkurenceschopnost organizací: Řízení procesů a využití moderních terminálových technologií*. Zlín, Czech Republic: Tomas Bata University in Zlín, Faculty of Applied Informatics, 2010, s. 363–375. ISBN 978-83-61645-16-0.
- [6] UNIVERSTIY OF KENT a UK BIOMETRICS INSTITUTE. *Perspectives on identity, identity protection and biometrics among young people* [online]. 2010. [cit. 2018-02-27] Dostupné z: http://www.eda.kent.ac.uk/material/pdf_docs/Identity.pdf

- [7] AMOORE, Louise. Biometric borders: Governing mobilities in the war on terror. *Political Geography*. 2006, **25**(3), 336–351. ISSN 09626298.
- [8] JAIN, Anil K. a Ajay KUMAR. Biometric Recognition: An Overview. *Second Generation Biometrics: The Ethical, Legal and Social Context*. 2012, 49–79. ISSN 1875-0044.
- [9] PEPPER, Michael A. Biometrics - A Perspective and a Case Study. *New Zealand Security* [online]. 2002, 1–5 [cit. 2018-02-21]. Dostupné z: <http://www.mapdsecurity.com/pdf/pub01.pdf>
- [10] IOANNIDIS, Dimosthenis, Dimitrios TZOVARAS, Ioannis G. DAMOUSIS, Savvas ARGYROPOULOS a Konstantinos MOUSTAKAS. Gait recognition using compact feature extraction transforms and depth information. *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*. 2007, **2**(3), 623–630. ISSN 1556-6013.
- [11] SIMON, Sheldon R. Quantification of human motion: Gait analysis - Benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*. 2004, **37**(12), 1869–1880. ISSN 00219290.
- [12] NOWLAN, Michael Fitzgerald. *Human Identification via Gait Recognition Using Accelerometer Gyro Forces* [online]. 2009 [cit. 2018-02-20]. Dostupné z: <http://diyhpl.us/~bryan/papers2/paperbot/f6d49c0a2cbbfeb2453e4f18167ccd2b.pdf>
- [13] MOHAMMED, Samer, Allou SAMÉ, Latifa OUKHELLOU, Kyoungchul KONG, Weiguang HUO a Yacine AMIRAT. Recognition of gait cycle phases using wearable sensors. *Robotics and Autonomous Systems*. 2016, **75**, 50–59. ISSN 09218890.
- [14] BONNET, Cédric T., Arnaud DELVAL a Luc DEFEBVRE. Parkinson's Disease-Related Impairments in Body Movement, Coordination and

Postural Control Mechanisms When Performing 80° Lateral Gaze Shifts. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2015, **23**(5), 849–56. ISSN 1558-0210.

- [15] ROSENBAUM, Dieter, Felipe MACRI, Fernando Silva LUPSELO a Osvaldo Cristiano PREIS. Gait and function as tools for the assessment of fracture repair - The role of movement analysis for the assessment of fracture healing. *Injury*. 2014, **45**(SUPPL. 2), S39–S43. ISSN 18790267.
- [16] GOEBL, Werner a Caroline PALMER. Temporal Control and Hand Movement Efficiency in Skilled Music Performance. *PLoS ONE*. 2013, **8**(1), e50901. ISSN 1932-6203.
- [17] GOEBL, Werner a Caroline PALMER. Tactile feedback and timing accuracy in piano performance. *Experimental Brain Research*. 2008, **186**, 471–479. ISSN 0014-4819.
- [18] BARREY, E. Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *The Veterinary Journal*. 1999, **157**(1), 7–22. ISSN 1090-0233.
- [19] WANG, Liyu, Utku CULHA a Fumiya IIDA. A dragline-forming mobile robot inspired by spiders. *Bioinspiration & biomimetics*. 2014, **9**(1), 16006. ISSN 1748-3190.
- [20] ALAWAR, Hamad M, Hassan UGAIL, Mumtaz KAMALA a David CONNAH. The Bradford Multi-Modal Gait Database: Gateway to Using Static Measurements to Create a Dynamic Gait Signature. *British Journal of Applied Science & Technology*. 2016, **14**(1). ISSN 2231-0843.
- [21] ALAWAR, Hamad M, Hassan UGAIL, Mumtaz KAMALA a David CONNAH. *The relationship between 2D static features and 2D dynamic features used in gait recognition*. In: Proceedings SPIE Vol. 8712,

Biometric and Surveillance Technology for Human and Activity Identification X. 2013, 871201.

- [22] WANG, Liang, Tan TIENIU, Huazhong NING a Weiming HU. Silhouette Analysis-Based Gait Recognition for Human Identification. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*. Vol. 25, No. 12. ISSN 0162-8828.
- [23] CARVALHO, Pedro, Telmo OLIVEIRA, Lucian CIOBANU, Filipe GASPAS, · LUÍS, F TEIXEIRA, Rafael BASTOS, Jaime S CARDOSO, Miguel S DIAS, Luís CÔRTE-REAL, P CARVALHO, T OLIVEIRA, · L CIOBANU, J S CARDOSO, · L CÔRTE-REAL, F GASPAS, L F TEIXEIRA, R BASTOS a M S DIAS. Analysis of object description methods in a video object tracking environment. *Machine Vision and Applications*. 2013, **24**(6), 1146–1165. ISSN 0932-8092.
- [24] LOCONSOLE, Claudio, Catarina Runa MIRANDA, Gustavo AUGUSTO, Antonio FRISOLI a Verónica ORVALHO. Real-Time Emotion Recognition: a Novel Method for Geometrical Facial Features Extraction. In: *Computer Vision Theory and Applications* [online]. Lisbon, Portugal: IEEE, 2014, s. 8. [cit. 2018-02-27]. Dostupné z: http://www.portointeractivecenter.org/site/wp-content/uploads/Real-Time-Emotion-Recognition_a-Novel-Method-for-Geometrical-Facial-Features-Extraction1.pdf
- [25] CAMERA CENTRE COORDINATOR. Motion Capture of Dogs with Bath Cats and Dogs Home - Camera. *Centre for the Analysis of Motion, Entertainment Research and Applications Blog* [online]. 2018 [cit. 2018-02-27]. Dostupné z: <https://www.camera.ac.uk/motion-capture-dogs-bath-cats-dogs-home/>
- [26] LOCONSOLE, Claudio, Nuno BARBOSA, Antonio FRISOLI a Verónica COSTA ORVALHO. A new marker-less 3D Kinect-based system for facial

anthropometric measurements. *Lecture Notes in Computer Science*. 2012, Vol. 7378 (Articulated Motion and Deformable Objects), 124-133. ISBN 978-3-642-31566-4.

- [27] HOFMANN, Martin, Shamik SURAL a Gerhard RIGOLL. Gait Recognition in the Presence of Occlusion: A New Dataset and Baseline Algorithms. In *WSCG 2011 Communication Papers*. 2011, February, Plzen. ISBN 978-8-086-94382-4.
- [28] MAKIHARA, Yasushi, Darko S MATOVSKI, Mark S NIXON, John N CARTER a Yasushi YAGI. Gait Recognition: Databases, Representations, and Applications. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*. June, 2015. ISBN 9780471346081.
- [29] BALÁŽIA, Michal. *Human Gait Recognition Based on Body Component Trajectories* [online]. B.m., 2013 [cit. 2016-11-25]. Masaryk University. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/256078/fi_m/thesis.pdf
- [30] DECANN, Brian, Arun ROSS a Jeremy DAWSON. Investigating gait recognition in the short-wave infrared (SWIR) spectrum: dataset and challenges. In: *Proceedings SPIE Vol. 8712, Biometric and Surveillance Technology fo Human and Activity Identification X*. 2013, s. 87120J–87120J–16.
- [31] JUST, Vicky. Walk like a dog. *Science Node* [online]. 2017, 6 [cit. 2018-02-27]. Dostupné z: <https://sciencenode.org/feature/walk-like-a-dog.php>
- [32] ANIMATION BOSS. Exodus: Gods And Kings; VFX Breakdown. *Animation Boss* [online]. 2014 [cit. 2018-02-27]. Dostupné z: <http://www.animation-boss.com/Exodus-Gods-And-Kings-VFX.html>
- [33] WOLTRING, Herman J. a E. B. MARSOLAIS. Optoelectric (Selspot) Gait Measurement in Two- and Three-Dimensional Space - a Preliminary

Report. *Bulletin of Prosthetics Research*. 1980, **17**(2), 46–52. ISSN 0007506X.

- [34] JABERZADEH, Shapour, S. SCUTTER a M. ZOGHI. Accuracy of an electromagnetic tracking device for measuring hip joint kinematics during gait: effects of metallic total hip replacement prosthesis, source-sensor distance and sensor orientation. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*. 2005, **28**(3), 184–189. ISSN 01589938.
- [35] TZOVARAS, Dimitrios. Activity Recognition: Gait Analysis and Recognition. In: *Centre of Research and Technology - Hellas Informatics and Telematics Institute* [online]. Themi, Thessaloniki. 2009. [cit. 2018-02-27]. Dostupné z: http://www.iti.gr/iti/files/document/seminars/Activity_recognition_final.pdf
- [36] CLAYTON, Hilary M. a Henk C. SCHAMHARDT. Measurement Techniques for Gait analysis. *Equine locomotion*. 2003, 55–76. ISBN 9780702052934
- [37] BOYD, Jeffery E. a James J. LITTLE. Biometric gait recognition. *Advanced Studies in Biometrics*. 2005, (July), 19–42. ISBN 978-3-540-28638-7.
- [38] WINTERS, R. Michael, Alexandre SAVARD, Vincent VERFAILLE a Marcelo M. WANDERLEY. A Sonification Tool for the Analysis of Large Databases of Expressive Gesture. *The International Journal of Multimedia & Its Application (IJMA)*. 2012, **4**(6), 13–26. ISSN 0975-5578 (Online); 0975-5934 (Print).
- [39] SULOVSKA, Katerina, Silvie BELASKOVA a Milan ADAMEK. Gait Patterns for Crime Fighting: Statistical Evaluation. In: Douglas BURGESS, Gari OWEN, Roberto ZAMBONI, Francois KAJZAR a Attila A. SZEP, ed. *Proceedings of SPIE, Optics and Photonics for Counterterrorism, Crime*

Fighting and Defence IX; and Optical Materials and Biomaterials in Security and Defence Systems Technology X. B.m.: SPIE, 2013, s. UNSP 89010G-UNSP 89010G. ISSN 0277-786X; 978-0-8194-9770-3.

- [40] STUBERG, Wayne A., Vicki L. COLERICK, Daniel J. BLANKE a Wendy BRUCE. Comparison of a clinical gait analysis method using videography and temporal-distance measures using 16-mm cinematography. *Physical Therapy*. 1988, **68**(8), 1221–1225. ISSN 0031-9023.
- [41] ZHENG, Shuai, Junge ZHANG, Kaiqi HUANG, Ran HE a Tieniu TAN. Robust view transformation model for gait recognition. In: *Proceedings - International Conference on Image Processing, ICIP*. 2011, s. 2073–2076. ISBN 9781457713033.
- [42] COFFEY, N., A. J. HARRISON, O. A. DONOGHUE a K. HAYES. Common functional principal components analysis: a new approach to analyzing human movement data. *Human movement science*. 2011, **30**(6), 1144–66. ISSN 1872-7646.
- [43] RAMSAY, James O. a Bernard W. SILVERMAN. *Functional Data Analysis*. Springer S. New York, New York: Springer Science+Business Media, 2005. ISBN 9780387775005.
- [44] BAKER, Richard. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2006, **3**(4), 10. ISSN 1743-0003.
- [45] SEMINATI, Elena, Francesca NARDELLO, Paola ZAMPARO, Luca P. ARDIGO, Niccolo FACCIOLI a Alberto E. MINETTI. Anatomically Asymmetrical Runners Move More Asymmetrically at the Same Metabolic Cost. *PLoS ONE*. 2013, **8**(9), 8. ISSN 1932-6203.
- [46] BEKEY, G.A., Chi-Wu CHI-WU CHANG, J. PERRY a M.M. HOFFER. Pattern recognition of multiple EMG signals applied to the description of

human gait. *Proceedings of the IEEE*. 1977, **65**(5), 674–681. ISSN 0018-9219.

- [47] PERALES, F. J. *Human Motion Analysis & Synthesis using Computer Vision and Graphics Techniques. State of Art and Applications*. [online]. 2002 [cit. 2018-02-27]. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.90.6176&rep=rep1&type=pdf>
- [48] CLARK, Ross A., Simon BARTOLD a Adam L. BRYANT. Tibial acceleration variability during consecutive gait cycles is influenced by the menstrual cycle. *Clinical Biomechanics*. 2010, **25**(6), 557–562 [vid. 2018-01-01]. ISSN 02680033.
- [49] HOSSAIN, Md Altab, Yasushi MAKIHARA, Junqiu WANG a Yasushi YAGI. Clothing-invariant gait identification using part-based clothing categorization and adaptive weight control. *Pattern Recognition*. 2010. **43**(6), 2281–2291. ISSN 0031-3203.
- [50] ZHOU, Xiaoli a Bir BHANU. Feature fusion of side face and gait for video-based human identification. *Pattern Recognition*. 2008, **41**(3), 778–795. ISSN 00313203.
- [51] ABADI, Fariba Hossein, Tajul Ariffin MUHAMAD a Norlena SALAMUDDIN. Energy Expenditure through Walking: Meta Analysis on Gender and Age. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*. 2010, **7**, 512–52. ISSN: 1877-0428.
- [52] ZHANG, Zhaoxiang, Maodi HU a Yunhong WANG. A survey of advances in biometric gait recognition. *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*. 2011, 7098 LNCS, 150–158. ISSN 03029743.

- [53] BOYER, Katherine A., Gary S. BEAUPRE a Thomas P. ANDRIACCHI. Gender differences exist in the hip joint moments of healthy older walkers. *Journal of Biomechanics*. 2008, **41**(16), 3360–3365. ISSN 0021-9290.
- [54] MAJERNIK, Jaroslav. Normative Human Gait Databases. *Statistics Research Letters*. 2013, **2**(3), 69–74. ISSN Online: 2325-7059.
- [55] IOSA, Marco, Augusto FUSCO, Giovanni MORONE a Stefano PAOLUCCI. Development and decline of upright gait stability. *Frontiers in aging neuroscience*. 2014, **6**, 14. ISSN 1663-4365.
- [56] HELBOSTAD, Jorunn L., Beatrix VEREIJKEN, Karin HESSEBERG a Olav SLETVOLD. Altered vision destabilizes gait in older persons. *Gait & Posture*. 2009, **30**(2), 233–238. ISSN 09666362.
- [57] HOFMANN, Martin, Jürgen GEIGER, Sebastian BACHMANN, Björn SCHULLER a Gerhard RIGOLL. The TUM Gait from Audio, Image and Depth (GAID) database: Multimodal recognition of subjects and traits. *Journal of Visual Communication and Image Representation*. 2014, **25**(1), 195–206. ISSN 10473203.
- [58] SEELY, Richard D. *On a three-dimensional gait recognition system by*. United Kingdom, July 2010. University of Southampton. Doctoral Thesis. [Online].[cit. 2018-01-20]. Dostupné z: <http://www.richardseely.com/thesis.pdf>
- [59] GAVRILA, D M. The Visual Analysis of Human Movement: A Survey. *Computer Vision and Image Understanding*. 1999, **73**(1), 82–98. ISSN: 1077-3142.
- [60] JOHANSSON, Gunnar. Visual perception of biological motion and a model for its analysis. *Perception & Psychophysics*. 1973, **14**(2), 201–211. ISSN 0031-5117.
- [61] STRAUS, J. a J. NOVÁK. *Je možné identifikovat osobu podle pohybového*

projevu lokomoce? 2. díl. Praha, CZ: Policejní akademie, 2006.

- [62] KOLEKTIV AUTORŮ FTVS CUNI. Biomechanika. *Kompendium Patobiomechanika a Patokinesiologie* [online]. 2018 [cit. 2018-02-27]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/index.php>
- [63] HORÁK, Karel a Miloslav RICHTER. Segmentace obrazu pro identifikaci osob pomocí bipedální lokomoce. In: *Technical Computing Prague*. 2009, s. 1–10. Elektronický sborník.
- [64] BAKER, Richard. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2006, 3(4), 1–10. ISSN: 1743-0003.
- [65] DOLNÁ, Zlatica. *Analýza variability parametrov chôdze a možnosti jej využitia v biometrike*. B.m., 2010. Technická univerzita v Košiciach. Dizertační práce.
- [66] PERRY, Jacquelin. a Judith M. BURNFIELD. *Gait analysis : normal and pathological function*. second. New Jersey: Slack Incorporated, 2010. ISBN 9781556427664.
- [67] WHITTLE, Michael. *Gait analysis : an introduction*. B.m.: Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 9780702039225.
- [68] LEVINE, David, Jim RICHARDS a Michael W. WHITTLE, ed. *Whittle's gait analysis*. Fifth. B.m.: Churchill Livingstone Elsevier, 2012. ISBN 978-0-7020-4265-2.
- [69] MASARYKOVA UNIVERZITA, ICS. Kurz: Somatologie orientace na lidském těle. *Moodle Masarykova univerzita* [online]. [cit. 2018-02-27]. Dostupné z: <http://moodle.ics.muni.cz/moodle-site/course/view.php?id=280>
- [70] ŠIMŠÍK, Dušan, Viktor PORADA a ET.AL. Analýza pohybu člověka při identifikácii osôb v kriminalistike. In: *Edícia vedeckej a odbornej literatúry*.

Košice, SK. 2008.

- [71] OTYEPKA, Michal, Pavel BANÁŠ a Eva OTYEPKOVÁ. Základy zpracování dat. In: Intranet UPOL [online]. Olomouc. 2007 [cit. 2018-03-05]. Dostupné z: http://multiedu.tul.cz/~jiri.rozkovec/ST1/ST1_materialy/UPOL_ST1_2.pdf
- [72] MILDE, David. Analýza rozptylu. In: Intranet UPOL [online]. Olomouc. 2011 [cit. 2018-03-05]. Dostupné z: <http://ach.upol.cz/user-files/intranet/09-anova-2011-1319197847.pdf>
- [73] ZAR, Jerrold H. *Biostatistical analysis*. 5th vyd. B.m.: Prentice Hall/Pearson, 2010. ISBN 9780131008465.
- [74] BEDÁŇOVÁ, Iveta. Biostatistika. *Fakulta veterinární hygieny a ekologie, Veterinární a farmaceutická univerzita Brno* [online]. 2007 [cit. 2018-03-06]. Dostupné z: <https://cit.vfu.cz/statpotr/potr.htm>
- [75] BEDÁŇOVÁ, Iveta a Vladimír VEČEREK. *Základy statistiky pro studující veterinární medicíny a farmacie* [online]. Brno, CZ: Veterinární a farmaceutická univerzita Brno, 2007 [cit. 2016-10-24]. Dostupné z: <https://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Skripta.pdf>
- [76] RAMSAY, J. O. a B. W. SILVERMAN. Functional data analysis. *International Encyclopedia of the Social & Behavioral Sciences*. 2001, (Falkner 1960), 5822–5828. ISBN: 978-0-08-097086-8.
- [77] FRIEDMAN, Jason. Functional data analysis (FDA) What is functional data analysis (FDA). 2010, (November) [Online]. [cit 2015-11-17]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/presentation/9249/18634a87638b533638142cea603b1694269a.pdf>
- [78] WANG, Jane-Ling, Jeng-Min CHIOU a Hans-Georg MUELLER. Review

of Functional Data Analysis [online]. 2015 [cit. 2016-10-24]. 1–47.
Dostupné z: <http://arxiv.org/abs/1507.05135>

- [79] RAMSAY, James, Giles HOOKER a Spencer GRAVES. *Functional Data Analysis with R and MATLAB*. New York, NY: Springer New York, 2009. Use R. ISBN 978-0-387-98184-0.
- [80] FEBRERO-BANDE, Manuel a Manuel OVIEDO DE LA FUENTE. Statistical computing in functional data analysis: the R package fda. *usc. Journal of Statistical Software*. 2012, **51**(4), 1–28. ISSN 1548-7660.
- [81] AUTON, Tim. *Applied Functional Data Analysis: Methods and Case Studies*. NYC: Springer-Verlag New York, 2002. ISBN 0-387-95414-7.
- [82] RAMSAY, J. O., Hadley WICKHAM a Spencer GRAVES. *Package 'fda'* [online]. 2015 [cit. 2016-10-24]. Dostupné z: <http://www.functionaldata.org>
- [83] KANZLER, Christoph M., Jens BARTH, Alexander RAMPP, Heiko SCHLARB, Franz ROTT, Jochen KLUCKEN a Bjoern M. ESKOFIER. Inertial sensor based and shoe size independent gait analysis including heel and toe clearance estimation. In: *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. B.m.: IEEE, 2015, s. 5424–5427. ISBN 978-1-4244-9271-8.
- [84] DOI, Takehiko, Ryota YAMAGUCHI, Tsuyoshi ASAI, Minoru KOMATSU, Daisuke MAKIURA, Masanori SHIMAMURA, Soichiro HIRATA, Hiroshi ANDO a Masahiro KUROSAKA. The effects of shoe fit on gait in community-dwelling older adults. *Gait & Posture*. 2010, **32**(2), 274–278. ISSN 0966-6362.
- [85] ŠVEHLÍK, Martin, Ernst Bernhard ZWICK, Gerhardt STEINWENDER, Tanja KRAUS a Wolfgang E. LINHART. Přístrojová analýza chůze u pacientů s dětskou mozkovou obrnou. *Neurologie pro praxi*. 2011, **12**(4),

230–233. ISSN 1803-5280.

- [86] ŠVEHLÍK, Martin. *Gait Analysis in Cerebral Palsy Experimental surgery*. B.m., 2010. Univerzita Karlova. Dizertační práce.
- [87] PHINYOMARK, Angkoon, Sean OSIS, Blayne A. HETTINGA a Reed FERBER. Kinematic gait patterns in healthy runners: A hierarchical cluster analysis. *Journal of Biomechanics*. 2015, **48**(14), 3897–3904. ISSN 18732380.
- [88] BERTANI, a, a CAPPELLO, M G BENEDETTI, L SIMONCINI a F CATANI. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 1999, **14**(7), 484–493. ISSN 0268-0033.
- [89] KIRTLEY, Chris. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. 1st vyd. B.m.: Churchill Livingstone, 2003. ISBN 978-0-0443-10009-3.
- [90] BOULGOURIS, Nikolaos V., Dimitrios HATZINAKOS a Konstantinos N. PLATANIOTIS. Gait Recognition: A challenging signal processing technology for biometric identification. *IEEE Signal Processing Magazine*. 2005, **22**(6), 78–90. ISSN 1053-5888.
- [91] ZHENG, Shuai, Junge ZHANG, Kaiqi HUANG, Ran HE a Tieniu TAN. Robust View Transformation Model For Gait Recognition. In *18th IEEE International Conference on Image Processing*. 2011, Belgie. ISSN 1522-4880.
- [92] VERA-RODRIGUEZ, Ruben, John S.D. MASON, Julian FIERREZ a Javier ORTEGA-GARCIA. Comparative Analysis and Fusion of Spatiotemporal Information for Footstep Recognition. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 2013, **35**(4), 823–834. ISSN 0162-8828.

SEZNAM PUBLIKACÍ AUTORA

Impaktované časopisy:

Sulovská, Kateřina, Fišerová, Eva, Chvosteková, Martina, a Adámek, Milan. Appropriateness of Gait Analysis for Biometrics: Initial Study Using FDA Method. *Measurement* 105 (2017), 1 – 10, ISSN: 0263-2241, doi:10.1016/j.measurement.2017.03.042

Časopisy v databázi SCOPUS, česká recenzovaná periodika:

Sulovská, Kateřina; Adámek, Milan. Výzkum biometrických systémů založených na rozpoznávání lidské chůze. *Jemná mechanika a optika*, 2014, roč. 59, č. 10, s. 273-276. ISSN 0447-6441

Sulovská, Kateřina, Bělašková, Silvie a Milan, Adámek. Gait patterns for crime fighting: statistical evaluation. In *Proc. SPIE 8901, Optics and Photonics for Counterterrorism, Crime Fighting and Defence IX; and Optical Materials and Biomaterials in Security and Defence Systems Technology X*, 89010G (October 16, 2013); doi:10.1117/12.2033323

Sulovská, Kateřina a Adámek, Milan. Teorie emisní bezpečnosti. In *Bezpečnostní teorie a praxe*, 3/2012, str. 103 - 116, ISSN 1801-8211

Kapitola v odborné knize:

Sulovská K. Perspektivní technologie identifikačních systémů. In Lukáš, Luděk. *Bezpečnostní technologie systémy a management IV*. Zlín: VeRBuM, 2014, s. 80-96, ISBN

Sulovska, K[ateřina] (2012). *Face Recognition Systems - Reliability and Credibility*. In *DAAAM International Scientific Book 2012*, hard cover, ISBN

978-3-901509-86-5, ISSN 1726-9687, Editor: B. Katalinic, Publisher DAAAM International Vienna, Vienna 2012

Pokorný, Zdeněk, Koutník, Jiří a Sulovská, Kateřina: Ochranné prostředky v profesní obraně. In Lukáš, Luděk et al.: Bezpečnostní technologie, systémy a management II.: Teorie a praxe ochrany majetku a fyzické bezpečnosti. Lukáš, L. (ed.), 1. vyd., 386 str., str. 199 - 217, Zlín: Radim Bačuvčík - VeRBuM, 2012, ISBN 978-80-87500-19-47

Účast na mezinárodních konferencích:

Chvosteková, Martina; Fišerová, Eva; Sulovská, Kateřina. Identification of an individual by functional analysisng of human gait. In Hlavačka, František; Lobotková, Jana. 7th International Posture Symposium. Bratislava: Slovenská akademie věd, 2015, s. 50. ISBN 978-80-971699-2-3

Sulovská K. On Different Approaches to Human Body Movement Analysis. In Proceedings of the 2014 International conference on Applied Mathematics, Computational Science and Engineering, 13. – 15. 9. 2014, Varna, Bulgaria, p. 264 – 274, ISSN: 2227-4588

Pospíšilík, Martin, Adámek, Milan a Sulovská, Kateřina. Comparing Manually Measured Anthropometrical Points of Human Faces with Fully Computerized Ones. In Proceedings of XX IMEKO World Congress, Metrology for Green Growth, 9. - 14. 9. 2012 BEXCO, Busan, Republic of Korea

Sulovska, Katerina a Kovac, Petr. Research on face recognition systems in term of their reliability and credibility (2011). In Annals of DAAAM for 2011 & Proceedings of the 22nd International DAAAM Symposium, ISSN 1726-9679, ISBN 978-3-901509-83-4, 23-26th November 2011, pp 0909-0910, Editor Katalinic, Branko. Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2011

Sulovska, Katerina a Neckar, Pavel. Evaluating the approaches to the basic face recognition software (2011). In Annals of DAAAM for 2011 & Proceedings of the 22nd International DAAAM Symposium, ISSN 1726-9679, ISBN 978-3-901509-83-4, 23-26th November 2011, pp 0907-0908, Editor Katalinic, Branko. Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2011

Sulovska, Katerina. Analyzing the image of the face (2011). In Annals of DAAAM for 2011 & Proceedings of the 22nd International DAAAM Symposium, ISSN 1726-9679, ISBN 978-3-901509-83-4, 23-26th November 2011, pp 0911-0912, Editor Katalinic, Branko. Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2011

Sulovská, Kateřina. Methods of machine cognition of human faces. In 7th Annual International Bata Conference for Ph.D. Students and Young Researchers, April 12, 2011, Tomas Bata University in Zlín, Faculty of Management and Economics, ISBN 978-80-7454-013-4

Kováč, Petr, Sulovská, Kateřina a Adámek, Milan. Evaluation of biometric systems for fingerprint scanning in terms of their reliability and endurance. In Proceedings of the International Scientific Conference on MMK 2010, International Masaryk Conference for PH.D. Students and Young Researchers, 6. - 10. 12. 2010, Hradec Králové, The Czech Republic, pp. 630 - 635, ISBN 978-80-86703-41-1, ETTN 042-10-1003-11-4

Sulovska, Katerina a Adamek, Milan. Research on Biometrical Systems: An Overview (2010). In Annals of DAAAM for 2010 & Proceedings of the 21st International DAAAM Symposium, ISBN 978-3-901509-73-5, ISSN 1726-9679, pp 0732, Editor Katalinic, Branko. Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2010

Sulovská, Kateřina, Adámek, Milan a Jašek, Roman. Identification of an individual via gait recognition as a tool for protection of assets. In Knowledge for Economic Use 2010, Olomouc, Univerzita Palackého v Olomouci, Filozofická fakulta, s. 128 - 137, ISBN 978-80-904477-5-2

Kováč, Petr a Sulovská, Kateřina. Biometrical systems and their usage in IT and data protection. In XII. Ročník mezinárodní konference Internet, bezpečnost a konkurenceschopnost organizací: Řízení procesů a využití moderních terminálových technologií, Kraków – Zlín: EAS, Tomas Bata University, Zlín, 2009, s. 232 - 240, ISBN 978-83-61645-16-0

Odborné/recenzované časopisy:

Sulovská, Kateřina. Biometrické systémy zaměřené na rozpoznávání tváře, jejich spolehlivost a základní metody pro jejich tvorbu. In iDB Journal, ročník V, 2/2015, str. 24 – 29, ISSN 1338-3337

Sulovská, Kateřina. Biometric Systems in the Czech Republic: Friends or foes? IEEE Consumer Electronics Magazine, Vol. 3, Issue 3, 2014, p. 62 – 69, doi: 10.1109/MCE.2014.2317915, ISSN: 2162-2248

Sulovská, Kateřina, Bělašková, Silvie a Adámek, Milan. Study of Face Recognition Using Statistical Analysis. In International Journal of Video & Image Processing and Network Security (IJVIPNS-IJENS), Vol 13, No. 01, pgs. 15 – 20, ISSN: 2077-1207 (Online) 2227-2755 (Print)

Výzkumné zprávy:

Sulovská, Kateřina. Forezní laboratoř. Závěrečná zpráva investičního projektu UTB FAI1A/2016

Sulovská, Kateřina. Využití forenzních věd pro identifikační účely. Závěrečná zpráva projektu IGA/FAI/2014/001

Sulovská, Kateřina. Kriminalistická identifikace osob na základě bipedální lokomoce. Závěrečná zpráva projektu IGA/FAI/2013/001

Sulovská, Kateřina. Biomechanická analýza lidského pohybu s využitím systému retroreflexních bodů. Závěrečná zpráva projektu IGA/FAI/2012/016

Kováč, Petr a Sulovská, Kateřina. Výzkum biometrických systému z hlediska jejich odolnosti, spolehlivosti, důvěryhodnosti a integrity. Dílčí závěrečná zpráva (2010) a závěrečná zpráva (2011) projektu IGA/43/FAI/10/D

Vedení bakalářských a diplomových závěrečných prací:

Vedení 13 bakalářských a 13 diplomových prací.

CURRICULUM VITAE AUTORA

Osobní informace			
		Jméno	Kateřina Sulovská
		Datum narození	12. listopad 1984
		Stav	Svobodná
Kontakt	Adresa		Beckovská 2687, 760 01 Zlín
	Telefon		+420 732 960 228
	e-mail		sulovska@utb.cz
Vzdělání			
2009 – současnost	Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta aplikované informatiky, Inženýrská informatika (Ph.D)		
2011 – 2016	Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Technologie makromolekulárních látek (Ph.D.)		
2009 – 2011	Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta technologická, Řízení technologických rizik (Ing.)		
2004 – 2009	Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta aplikované informatiky, Bezpečnostní systémy, technologie a management (Ing.)		
2000 – 2004	Střední průmyslová škola Zlín, Ekonomické lyceum		
Jazykové znalosti			
Čeština (rodilý mluvčí)	Angličtina (C2)	Němčina (A2)	Francouzština (A1)
Vědecko-výzkumná činnost			
CZ.01.1.02/0.0/0.0/15_015/0004580	Platforma INFOS		
FAI1A/2016	Forenzní laboratoř (hlavní řešitel)		
RVO/CebiaTech/002 RVO/CEBIA/2017/003	Technické vědy pro bezpečnou společnost (spoluřešitel)		
Výzkum a stanovení funkčnosti systému fyzické ochrany a vývoj jeho optimální konfigurace ve vztahu k analýze rizik pro stanovená aktiva (spoluřešitel)			
IGA/FAI/2014/001	Využití forenzních věd pro identifikační účely (hlavní řešitel)		
CZ.1.05/2.1.00/03.0089	Regionální výzkumné centrum CEBIA-Tech (spoluřešitel)		
IGA/FAI/2013/001	Kriminalistická identifikace osob na základě bipedální lokomoce (hlavní řešitel)		
IGA/FAI/2012/016	Biomechanická analýza lidského pohybu s využitím systému retroreflexních bodů (hlavní řešitel)		
IGA/73/FAI/10/D	Výzkum biometrických systému z hlediska jejich odolnosti, spolehlivosti, důvěryhodnosti a integrity (spoluřešitel)		

PŘÍLOHY

Příloha A: Informovaný souhlas - vzor

PŘÍLOHA A: INFORMOVANÝ SOUHLAS – VZOR

Informovaný souhlas

Biomechanická analýza lidského pohybu s využitím systému retro-reflexních bodů
(IGA/FAI/2012/016)

Biomechanická analýza lidského pohybu s využitím systému SMART a její aplikace
v profesní obraně (IGA/FAI/2012/012)

Jméno:	Datum narození:
Trvalé bydliště:	No.

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoli přerušit či odstoupit. Moje účast na studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti jakémukoli použití výsledků této studie, vč. fotografického a video materiálu.
7. Porozuměl(a) jsem účelu a postupu měření/vyšetření a měl(a) jsem možnost klást doplňující otázky, které mi byly zodpovězeny. Na základě poskytnutých informací a po vlastním zvážení souhlasím s provedením měření.

Datum:

.....
Podpis účastníka (zákonného zástupce, ev. svědka)

Datum:

.....
Podpis osoby zastupující studie

Kateřina Sulovská

**Výzkum biometrických systémů z hlediska jejich
důvěryhodnosti a integrity: Analýza změn ve vzorcích
chůze**

Research on Biometric Systems in Terms of Their Credibility and Integrity:
Analysis of Gait Patterns Changes

Disertační práce

Vydala Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně,
nám. T. G. Masaryka 5555, 760 01 Zlín.

Sazba: Kateřina Sulovská

Publikace neprošla jazykovou ani redakční úpravou.

Rok vydání: 2018