

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



**ANALÝZA VARIABILITY POHYBU COP PRI CHÔDZI
VO VZŤAHU K RIZIKU PÁDU**

Diplomová práca
(magisterská)

Autor: Bc. Denisa Bugalová, fyzioterapia
Vedúci práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Olomouc 2016

Meno a priezvisko autora: Bc. Denisa Bugalová

Názov diplomovej práce: Analýza variability pohybu COP vo vzťahu k riziku pádu

Pracovisko: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedúci diplomovej práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Rok obhajoby diplomovej práce: 2016

Abstrakt

Cieľom tejto diplomovej práce je analýza variability pôsobiska reakčnej sily podložky (COP – center of pressure) pri chôdzi a jej vzťah k riziku pádu u seniorov. V teoretickej časti práce sme sa venovali riadeniu chôdze, biomechanike a kineziológii chôdze. Taktiež popisujeme svalovú aktivitu v priebehu krokového cyklu a kinematiku kĺbov dolných končatín v priebehu krokového cyklu. V druhej polovici práce sa venujeme analýze variability pohybu COP pri chôdzi vo vzťahu k riziku pádu. Vstupná analýza probandov pozostávala z anamnestického rozhovoru, vyšetrenia stoja, chôdze a vstávania zo sedu, z aplikácie vybraných dotazníkových metód (ABC – Activities specific Balance Confidence scale, FES – Falls Efficacy Scale) a z merania COP pomocou silových plošín Kistler. Následných šesť mesiacov boli probandi pravidelne kontrovaní a monitorovali sme počet, príčinu a zdravotné následky zaznamenaných pádov. Do výskumu bolo zaradených 125 probandov (101 žien, 24 mužov) vo veku $70 \pm 6,5$ rokov. Pre zaznamenanie COP pri chôdzi sme použili silové plošiny Kistler. Pre spracovanie a analýzu sme využili softwarové programy Vicon Nexus a Vicon Polygon. Vo výsledkoch nám vyšiel pozitívny jeden parameter medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich, v rámci definovanej rýchlosti chôdze vo fáze preswing v mediolaterálnom smere.

Kľúčové slová: chôdza, analýza chôdze, pády, senior, COP, silové plošiny, Kistler

Súhlasím so zapožičiavaním diplomovej práce v rámci knižníc UPOL.

Name and surname of the author: Bc. Denisa Bugalová

Title of the diploma thesis: Analysis of the variability of movement of COP related to the risk of falls

Workplace: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Mentor of diploma thesis: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Year of the diploma thesis defence: 2016

Abstract

The aim of this diploma thesis is to analyse the variability of the COP (center of pressure) while walking and its relation to the risk of falls in older adults. The theoretical part of the thesis is dedicated to the management of walking, biomechanics and kinesiology of walking. We also describe the muscle activity in the process of the step cycle and the kinematics of the joints of the lower limbs in the process of the step cycle. In the second half of the thesis we analyse the variability of the movement of COP while walking in relation to the risk of falls. The entry analysis of the probands consisted of the anamnestic questionnaire, the examination of standing, walking, and rising from sitting, the application of the selected questionnaire methods (ABC – Activities – specific Balance Confidence scale, FES – Falls Efficacy Scale) and the measurement of COP (center of pressure) through force plates Kistler. During the following six months the probands were regularly checked and we monitored the number, the cause and the health effects of the recorded falls. 125 probands (101 women, 24 men) aged $70 \pm 6,5$ were part of the research group. Force plates Kistler were used to record the COP while walking. Software programmes Vicon Nexus and Vicon Polygon were used to process and analyse the data. Between the groups of those who fell and those who didn't one parameter resulted positive within the defined walking speed in the PSw phase in mediolateral direction.

Key words: walking, analysis of walking, falls, senior, COP, force plates, Kistler

I agree with the diploma thesis being lended by the UPOL library.

Prehlasujem, že som diplomovú prácu vypracovala sama pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph. D. a uviedla všetky použité literárne zdroje.

V Olomouci dňa 30.6.2016

Táto práca bola súčasťou výskumného grantu GACR č. 15 – 13980S.

Ďakujem Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph. D. za cenné rady a pripomienky a rovnako aj za trpezlivosť a ochotu pri spracovávaní diplomovej práce. Taktiež ďakujem aj Ing. Jánovi Štrbovi, Ph. D. za ochotu, pripomienky a rady k štylistike a jazyku.

Obsah

Abstrakt	2
Abstract	3
ÚVOD	8
2 PREHLAD PROBLEMATIKY	9
2.1. Definícia chôdze	9
2.2. Riadenie chôdze	10
2.3. Základné biomechanické predpoklady (vnútorné podmienky) pre prevedenie chôdze. ...	10
2.4. Kineziológia chôdze	12
2.5. Svalová aktivita v priebehu krokového cyklu	13
2.6. Kinematika kĺbov dolných končatín v priebehu krokového cyklu	15
2.6.1. Členkový kĺb	15
2.6.2. Kolenný kĺb	16
2.6.3. Bedrový kĺb	17
2.6.4. Panva	18
2.7. Prenos zaťaženia v priebehu stojnej fáze	20
2.8. Center of Pressure	20
2.8.1. Meranie center of pressure (COP)	21
2.9. Silové plošiny	21
2.10. Poruchy rovnováhy	21
2.10.1. Poruchy rovnováhy u seniorov	22
3 CIELE A HYPOTÉZY	24
3.1. Cieľ	24
3.3. Hypotézy	24
4 METODIKA VÝSKUMU	25
4.1. Charakteristika a veľkosť súboru	25
4.2. Charakteristika použitých vyšetrovacích zariadení a výskumných metód	26
4.3. Priebeh merania	27
4.4. Spracovanie výsledkov	28
5 VÝSLEDKY	30
5.1. Prirodzená rýchlosť chôdze	31
5.4. Vyjadrenie k hypotézam H01, H02, H3	43
5.5. Vyhodnotenie dotazníkov	44

6 DISKUSIA	45
7 ZÁVER.....	48
8 SÚHRN	49
8 SUMMARY	50
Referenčný zoznam	51
Zoznam obrázkov	56
Zoznam tabuliek.....	57
Prílohy	58

ÚVOD

Chôdza je hlavným motorickým prejavom človeka. Slúži na premiestňovanie z miesta na miesto ale rovnako má aj psycho – sociálny charakter. Charakteristickým pre ľudskú chôdzu je rytmické striedanie pohybových fáz. Akákoľvek porucha chôdze môže mať dopad na celkovú kvalitu života jedinca. Okrem samotného centrálného motorického riadenia sa na kvalite lokomócie prejavuje aj stabilita a schopnosť adaptácie na meniace sa vonkajšie podmienky. Tie sa s narastajúcim vekom znižujú a preto pozorujeme u seniorov väčšie riziko pádov. Kanga a Dingwell (2008) v istej americkej štúdii podávajú, za pomoci SFIM (Seniors Falls Investigation Methodology), presvedčivý dôkaz, že príčiny pádov u seniorov sú systémové a vyvíjajú sa v priebehu času. Iné zahraničné štúdie zase skúmajú vplyv stability k riziku pádov. Aby sme mohli chôdzu kvantifikovať a popísať musíme mať k dispozícii príslušné objektívne metódy. Vďaka nim získavame základné údaje, na základe ktorých môžeme vykonávať korektúry vykonaného krokového cyklu (Janura & Zahálka, 2004). Vychádzajúc z týchto poznatkov usudzujeme, že problematika chôdze a pádov, hlavne u seniorov je závislá na mnohých vnútorných či vonkajších aspektoch. My sme sa rozhodli pre vzájomné porovnanie a zhodnotenie vplyvu variability pohybu COP pri chôdzi na pády u probandov v seniorskom veku.

2 PREHLAD PROBLEMATIKY

2.1. Definícia chôdze

Chôdza je jeden z druhov lokomócie, čo je pohyb z miesta na miesto (Gage, 1991). Podľa Véleho (1997) a Perry (1992) je chôdza individuálny, zautomatizovaný, zložitý úkon, ktorý je ovplyvňovaný subkortikálne ale aj z periférie. Hybnosť sa vyvíja už vo vnútromaternicovom štádiu života (Ambler, 2006). Vďaka priekopníckej práci Aristotela (384-322 p.n.l.), Borela (1608-1679), Mareyho (1830-1904), Sherringtona (1857-1952) a Bernsteina (1896-1996) vieme, že pohyb je obmedzený možnosťami fyzikálnych zákonov (Enoka, 2015).

Chôdza je základný lokomočný stereotyp vybudovaný v ontogeneze na fylogeneticky fixovaných princípoch charakteristických pre každého jedinca. Jedná sa o komplexnú pohybovú funkciu, v ktorej sa môžu prejaviť poruchy pohybového aparátu alebo nervovej sústavy (Kolář, 2009). Dôležitý je hlavne vzor tretieho mesiaca, kedy je dieťa schopné napriamit' trup a zacentrovať koreňové kĺby končatín (Vařeka & Dvořák, 1999).

Obece je chôdza definovaná ako pohyb vzpriameného tela dopredu, vykonávaný rytmickým striedaním oboch dolných končatín (Gross, Fetto, Rosen, 2005). Lokomócia slúži na presun tela z miesta na miesto. Tento pohyb môže prebiehať plazením, lezením, plížením, bipedálnou chôdzou v teréne, behom alebo rôznymi inými komplexnými pohybmi napríklad (napr.) pri športe, tanci a rôznych hrách. Základným typom lokomócie je chôdza slúžiaca k sebaobsluhy alebo vykonávaniu zamestnania.

Variabilita kinematických parametrov pri chôdzi nám umožňuje rozdeliť vyšetrovaných jedincov či už do vekových kategórií alebo na jedincov trpiacich a netrpiacich pádmi (Hausdorff et al. 1997; Barak et al. 2006; Miyoshi et al. 2011, Kang, Dingwell 2008a, Grabiner et al. 2001). Na variabilite chôdze môže mať určitý podiel aj psychický stav a kardiovaskulárne zmeny (Janura et al., 2009).

Bezpečná chôdza je možná iba pri zaistenej stabilizácii vzpriamenej polohy tela pri statickej i dynamickej činnosti. Na stabilitu chôdze a pády v bežnom dennom živote má taktiež vplyv variabilita chôdze (Barak et al., 2006). Za predpokladu pevnej opory v mieste kontaktu s opornou bázou na zemi tak, aby mohla pôsobiť reakčná sila vznikajúca gravitáciou a propulznou svalovou silou, je centrálny nervový systém (CNS) schopný zaistiť túto

stabilizáciu svalovým aparátom. Je preto ale potrebné prilnutie dolných končatín k opornej báze. Udržanie polohy i pohybu pri lokomícii zaisťujú antigravitačné svaly. Propulzná sila produkovaná svalmi odrazovej končatiny zdvíha trup šikmo nahor a vpred a švihová končatina bráni pádu podporovanému gravitáciou pri posune ťažiska vpred, vyvolaným odrazovou končatinou (Véle, 2006).

2.2. Riadenie chôdze

Véle (2006) popisuje riadenie ľudskej motoriky ako „účelové organizovanie aktivity pohybovej sústavy k dosiahnutiu zamýšľaného cieľa“. Riadenie genetiky je dané geneticky (posturálny globálny vzor je daný fylogeneticky a je totožný vo všetkých generáciách), učením sa, prípadne skúsenosťami v priebehu života (obecný motorický program) (Neumanová a kol., 2015). Z pohľadu neurofyziológie je ľudská lokomícia riadená pomerne autonómnou činnosťou miechových generátorov rytmu, ktoré označujeme ako „low level central pattern generators“. Ich aktivita je modulovaná reflexnými faktormi, ktorými sú proprioreceptívne a exteroceptívne informácie (Mayer, 2000). Pri pohyboch cielených a úmyselných sa na riadení motoriky podieľajú prakticky všetky oddiely CNS ako jeden celok (Trojan et al., 2005). Na podklade meniacich sa informácii z periférnych receptorov a CNS je udržiavaný svalový tonus, ktorý je nevyhnutný pre akýkoľvek pohyb (Šmejkal, 1995).

2.3. Základné biomechanické predpoklady (vnútorné podmienky) pre prevedenie chôdze.

Prevedenie chôdze je variabilné a odzrkadľuje aktuálne fyzické možnosti a externé podmienky. I keď existujú rôzne, i keď niekedy veľmi odlišné varianty prevedenia chôdze, musia byť v každej z týchto variant, splnené základné požiadavky, ktoré sa vzťahujú k riadiacemu a pohybovému systému človeka (Bronstein, Brandt and Woollacott, 1996). Sú nimi rovnováha, ako schopnosť zaujať vertikálnu posturu a udržiavanie balancu a pohyb, ako schopnosť zahájiť a udržať rytmický krokový mechanizmus. Pre uskutočnenie chôdze sú podľa Whittla (2007) nevyhnutné 4 základné podmienky :

- udržanie vzpriamenej a stabilnej postury,
- striedavá opora oboma dolnými končatinami pre prenos hmotnosti tela,

- koordinovaný pohyb dolných končatín v švihovej fáze pre možnosť plynulého kontaktu chodidla s podložkou,
- prítomnosť odpovedajúcej (svalovej) sily pre pohyb tela vpred.

Pre Inmana, Ralstona a Todda (2006) sú zas dôležitými požiadavkami pre chôdzu nepretržité pôsobenie reakčnej sily a periodický pohyb dolných končatín smerom vpred. Pri množstve variant chôdze je potrebné si zadať ako vyzerá fyziologické prevedenie. Gage (1991) popisuje 5 hlavných charakteristík, ktoré väčšinou nie sú prítomné pri patologickej chôdzi. Sú nimi :

- dynamická stabilita v stoji (narušovaná uložením ťažiska vysoko nad opornú bázu a opakovanými zmenami polohy segmentov tela),
- vytvorenie podmienok pre prevedenie a ukončenie odvalu chodidla umožňujúcich zahájenie švihovej fáze,
- primeraná dĺžka švihovej fáze,
- odpovedajúca dĺžka kroku,
- udržanie dynamiky pohybu v priebehu krokového cyklu.

Pre splnenie vyššie uvedených požiadaviek musí byť splnené množstvo vnútorných predpokladov, ako je dostatočný svalový tonus, svalová sila, prítomnosť intaktného kostného tkaniva, funkčné kĺby, ktoré umožňujú požadovaný rozsah pohybu, možnosť spätnej väzby (zrak, vestibulárny aparát, senzomotorický systém) a tak ďalej. Nesplnenie niektorej z týchto podmienok sa prejaví v spôsobe chôdze. Fyziologický vzor prechádza na vzor patologický, chôdza sa stáva energeticky náročnejšia a tým je pre mnohých jedincov náročnou úlohou. Vzhľadom k tomu, že prevedenie chôdze nie je záležitosť jedného systému, ale integrovanou funkciou niekoľkých podsystemov v rámci pohybového systému človeka, dochádza k týmto zmenám už pri zhoršení funkcie niektorého z týchto podsystemov (Neumannová a kol., 2015).

2.4. Kineziológia chôdze

Správne prevedená chôdza vzniká nie len správnym zapojením vrodených reflexov, ale z veľkej časti sa jedná aj o vzniknutý proces na základe učenia (Valmassy, 1996). Aby sme boli schopní sústrediť sa na konkrétny jav a prípadnú patológiu pri chôdzi, je potrebné popísať rozdelenie chôdze do niekoľkých fáz. Najjednoduchšie delenie, z hľadiska celého krokového cyklu, je rozdelenie na jednooporovú a dvojoporovú fázu a rozdelenie na stojnú a švihovú fázu. Véle (2006) rozlišuje tieto hlavné fázy:

1. *švihová fáza* – noha nie je v kontakte s podložkou,
2. *oporná fáza* – noha je v kontakte s podložkou,
3. *fáza dvojitej opory* – odvíjanie špičky stojnej nohy a kontakt päty švihovej nohy (obe nohy sú v kontakte s podložkou).

Viacero autorov používa podrobnejšiu analýzu krokového cyklu, prípadne odlišné názvoslovie. Príkladom sú napr. Vaughan (1992) a Trew (1997). Delenie krokového cyklu podľa Vaughana (1992):

1. *úder päty* – „heel strike“,
2. *kontakt nohy* – „foot flat“,
3. *stred stojnej fázy* – „midstance“,
4. *odvinutie päty* – „heel off“,
5. *odraz palca* – „toe off“,
6. *zrýchlenie* – „acceleration“,
7. *stred švihovej fázy* – „midswing“,
8. *spomalenie* – „deceleration“.

Delenie krokového cyklu podľa Walla et al. (1987) a Whittlea (2007):

1. *počiatočný kontakt* – „initial contact“ (IC),
2. *odvinutie palca druhej nohy* – „opposite toe off“,
3. *odvinutie päty* – „heel strike“,
4. *počiatočný kontakt druhej nohy* – „opposite IC“,
5. *odraz palca* – „toe off“,
6. *chodidlá na rovnakej úrovni* – „feet adjacent“,
7. *vertikálne postavenie tíbie* – „tibia vertical“.

Oporná fáza začínajúca „initial contact“ a končí fázou „toe off“ je ďalej rozdelená (Whittle, 2007):

1. *postupné zaťažovanie* – „loading response“,

2. medzistoj - „mid-stance“,
3. konečná fáza stoja – „terminal stance“,
4. predšvih „pre-swing“

Švihová fáza, ktorá začína „toe off“ a končí „initial contact“, sa ďalej delí na:

1. počiatok švihu – „initial swing“,
2. medzišvih – „mid-swing“,
3. konečná fáza švihu – „terminal swing“.

Dobu trvania jedného krokového cyklu môžeme rozdeliť na čas stojnej a švihovej fázy. Počas stojnej fázy jednej končatiny súčasne prebieha na druhej dolnej končatine fáza švihová.

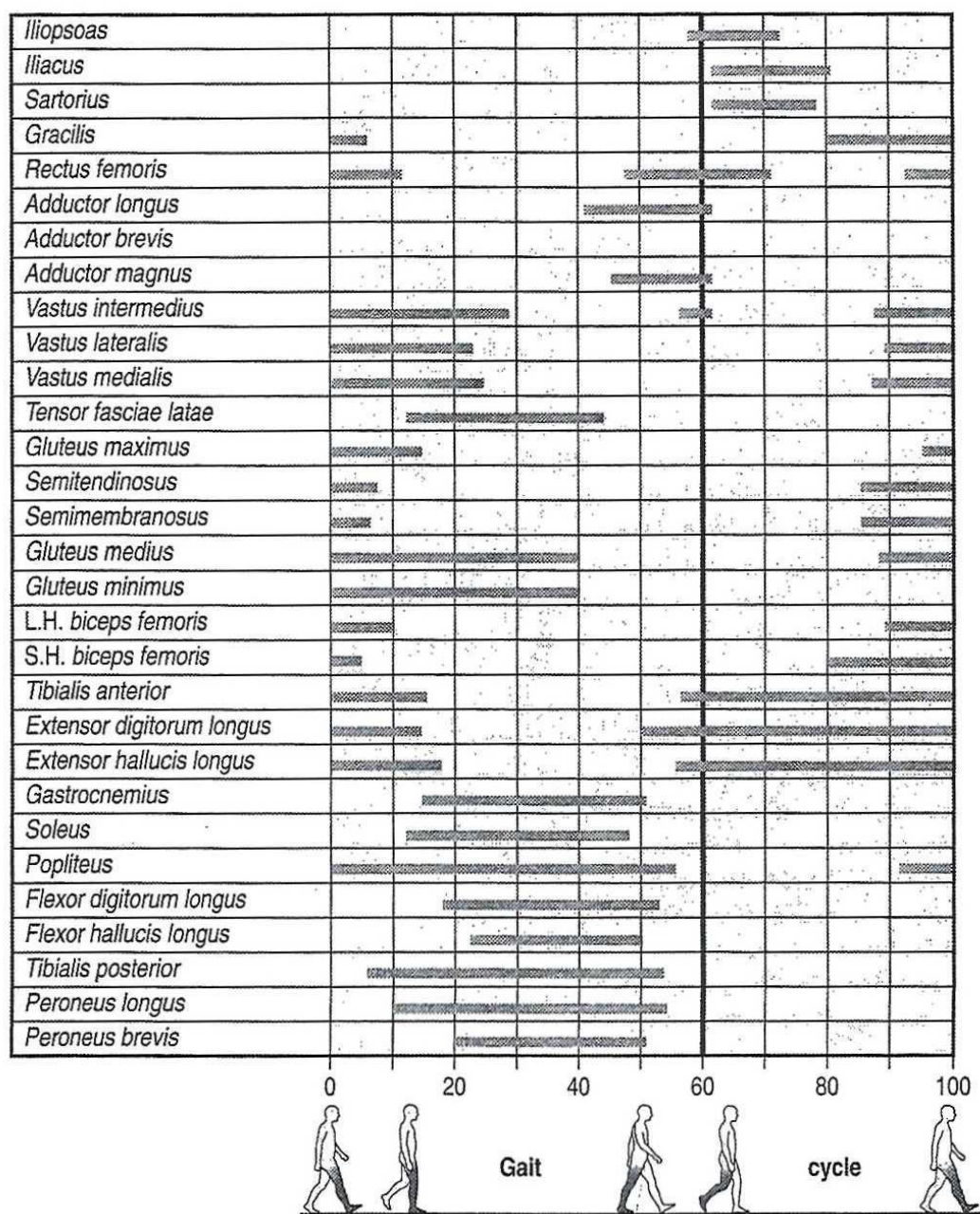
Stojná fáza trvá prebieha 60% času krokového cyklu a fáza švihová zvyšných 40% celkového času, počas ktorých sa predsúva pred končatinu stojnú a tak dochádza k pohybu vpred (Trew & Everett, 1997). Tento pomer sa mení v závislosti od rýchlosti chôdze. S narastajúcou rýchlosťou sa proporcionálne predlžuje fáza švihová a skracuje sa fáza stojná. Z toho vyplýva, že rovnako sa skracuje aj doba dvojitej opory.

2.5. Svalová aktivita v priebehu krokového cyklu

Pri chôdzi sa zapája veľké množstvo svalov, ktorých spolupráca je presne načasovaná. Jedná sa striedavý cyklický pohyb dolných končatín so súhybmi celého tela, hlavne horných končatín vo vzpriamenej polohe. Pri švihovej fáze sa končatina ohýba v bedrovom a kolennom kĺbe a ku koncu dochádza k extenzii kolenného kĺbu a dorzálnej flexii členkového kĺbu, aby sa päta mohla dotknúť podložky a začať ďalšiu stojnú fázu. Vo chvíli počiatočného kontaktu sa zapojuje najviac m. tibialis anterior, m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Ich hlavnou úlohou je správna pozícia chodidla pre začiatok kroku a taktiež dokončenie fázy spomalenia. Pri reakcii na zaťaženie vyvíja najväčšiu aktivitu m. quadriceps femoris, m. gluteus medius a mm. gastrocnemii, ktoré zaisťujú správne prevzatie váhy, z časti stabilizujú panvu a ukončujú spomalenie. V strede stojnej fázy sa aktivujú mm. gastrocnemii a m. soleus - izometrickou kontrakciou, ktoré stabilizujú kolenný kĺb. Vo fáze konečného stoja sa taktiež aktivujú mm. gastrocnemii a m. soleus – koncentrickou kontrakciou, a udávajú tak zrýchlenie stojnej končatiny. Švihová fáza je v počiatočnom švihu zabezpečená m. tibialis anterior, m. iliopsoas a m. rectus femoris, ktorých úlohou je uvoľnenie chodidla z podložky a zmena tempa. Uprostred švihovej fázy sa

uplatňuje m. tibialis anterior, ktorý udržiava chodidlo nad podložkou. Konečný švih je charakterizovaný spomalením, prípravou na kontakt s podložkou a správnu pozíciu chodidla do ďalšieho kroku, čo zaisťuje m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. tibialis anterior a m. quadriceps femoris.

Prehľadné zobrazenie svalovej aktivity podľa Sutherlanda (2006) prikladám k nahliadnutiu v obr. č. 2.

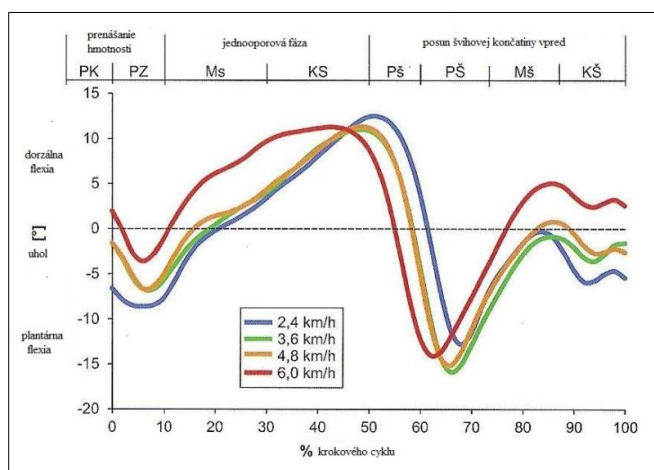


Obr. 1 Timing svalov pri chôdzi (Sutherland, 2006)

2.6. Kinematika kĺbov dolných končatín v priebehu krokového cyklu

2.6.1. Členkový kĺb

Kinematika členkového kĺbu býva charakterizovaná ako tri „zhúpnutia“ v tomto kĺbe. Jeho rozsah, ako uvádza Perry (1992) sa v sagitálnej rovine pohybuje v rozmedzí 20°-35°. Pri počiatočnom kontakte je v neutrálnom postavení alebo v miernej dorzálnej či plantárnej flexii. Následne prechádza do plantárnej flexie, ktorá vplýva na spôsob pohybu prednej časti chodidla voči podložke. Počas fáze medzistoj, členkový kĺb zaujíma dorzálnu flexiu s rozsahom 10°. Toto postavenie sa mení pre počiatočným kontaktom kontralaterálnej končatiny s podložkou na výraznú plantárnu flexiu s rozsahom 20°-25°. Táto fáza pretrváva až do konca stojnej fázy, čiže do doby odrazu palca (Rose & Gamble, 2006; Gamble, 2006; Whitle, 2007). V švihovej fáze sa členkový kĺb dostáva späť do dorzálnej flexie, približujúc sa neutrálnemu postaveniu. V tejto polohe kĺb zotrúva až do začiatku ďalšieho počiatočného kontaktu. Pohyb v členkovom kĺbe, flexia a extenzia, v sagitálnej rovine je dopĺňaný pohybmi v transverzálnej a frontálnej rovine. Ucelený pohyb v členkovom kĺbe je ovplyvňovaný rýchlosťou prevedenia pohybu. S rastúcou rýchlosťou sa rozsah pohybu zvyšuje (obr. č. 3).

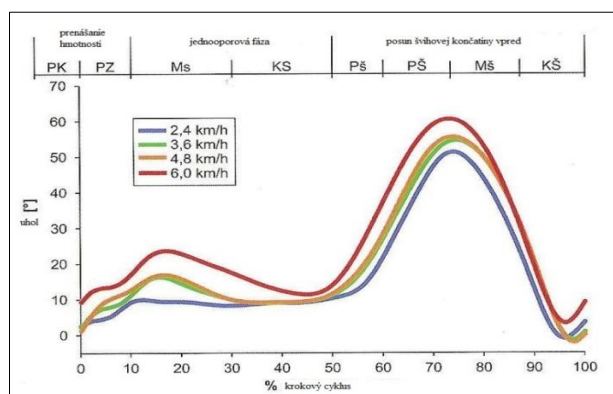


Legenda: PK - počiatočný kontakt, PZ – postupné zaťažovanie, Ms – medzistoj, KS – konečný stoj, PŠ– predšvih, PŠ – počiatočný švih, MŠ – medzišvih, KŠ – konečný švih.

Obr. 2 Vplyv rýchlosti sa zmenu uhlu v členkovom kĺbe

2.6.2. Kolenný kĺb

Rozsah v kolennom kĺbe počas chôdze sa pohybuje v rozmedzí 60°-70°. Priebeh pohybu, na rozdiel od členkového kĺbu, je definovaný ako „dve zhúpnutia“. Pred počiatočným kontaktom tento kĺb zaujíma takmer plnú extenziu. Po počiatočnom kontakte chodidla s podložkou sa extenzia mení na semiflexiu o veľkosti 20° (prvá flekčná vlna). Táto flexia má význam pre absorbovanie nárazu pri počiatočnom kontakte. Po ukončení dorzálnej flexie v členkovom kĺbe dochádza približne k 40% krokovému cyklu v extenzii kolenného kĺbu. V závere jednooporovej fáze, v čase kedy sa päta začína zdvíhať od podložky, postupne narastá flexia (druhá flekčná vlna). Tá je nevyhnutná pre ukončenie „odlepenia“ chodidla od podložky na konci stojnej fáze. Maximálna flexia s rozsahom 50°-60° nastáva počas fáze medzišvih, kedy švihová končatina mína stojnú končatinu. Vplyvom tejto flexie dochádza ku skráteniu „stojnej“ dolnej končatiny, ktorá napomáha k udržaniu chodidla švihovej končatiny nad podložkou, tak aby nedošlo k zakopnutiu. Na záver krokového cyklu nastupuje rýchla extenzia, ktorej maximum je tesne pred kontaktom chodidla a podložky (vid'. obr. 4). Vo frontálnej rovine je veľkosť výchyliek minimálna. Maximálna abdukcia nastáva pri počiatočnom kontakte a následne počas postupného zaťažovania. Počas švihovej fáze dochádza k addukcii približne 8° a kolenný kĺb sa vracia do neutrálnej polohy. V transversálnej rovine je rotácia tíbie nevyhnutná pre zamykanie a odomykanie kolenného kĺbu (Kirtley, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

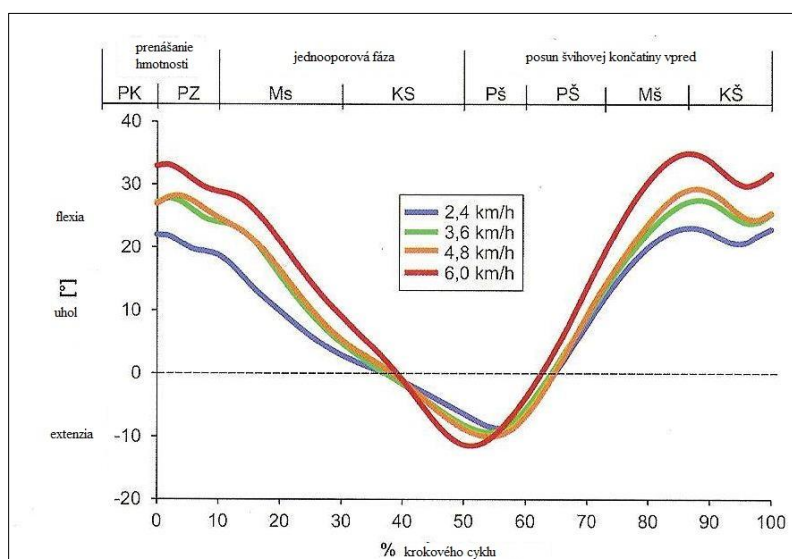


Legenda: PK - počiatočný kontakt, PZ – postupné zaťažovanie, Ms – medzistoj, KS – konečný stoj, Pš– predšvih, PŠ – počiatočný švih, Mš – medzišvih, Kš – konečný švih.

Obr. 3 Vplyv chôdze na zmenu uhla v kolennom kĺbe

2.6.3. Bedrový kĺb

Rozsah pohybu tohto kĺbu z pohľadu sagitálnej roviny je okolo 40°. Vo frontálnej rovine sa tento rozsah pohybuje okolo 10° a v transverzálnej rovine je to 12°. Pohyby prebiehajúce v sagitálnej rovine sú popisované ako „jedno zhúpnutie“. Počas počiatočného kontaktu začína počiatočná flexia v bedrovom kĺbe. Následne pri kontralaterálnom počiatočnom kontakte (50% cyklu) dochádza k extenzii. Celý cyklus je opäť ukončený flexiou v priebehu švihovej fáze. Jej maximálne hodnoty, v rozmedzí 30°-35°, sú dosahované počas fáze konečného švihu. K maximálnej extenzii (10°-20°) dochádza pri počiatočnom kontakte kontralaterálneho chodidla (vid'. obr. 4) (Kaufman & Sutherland, 2006; Perry & Burnfield, 2010).

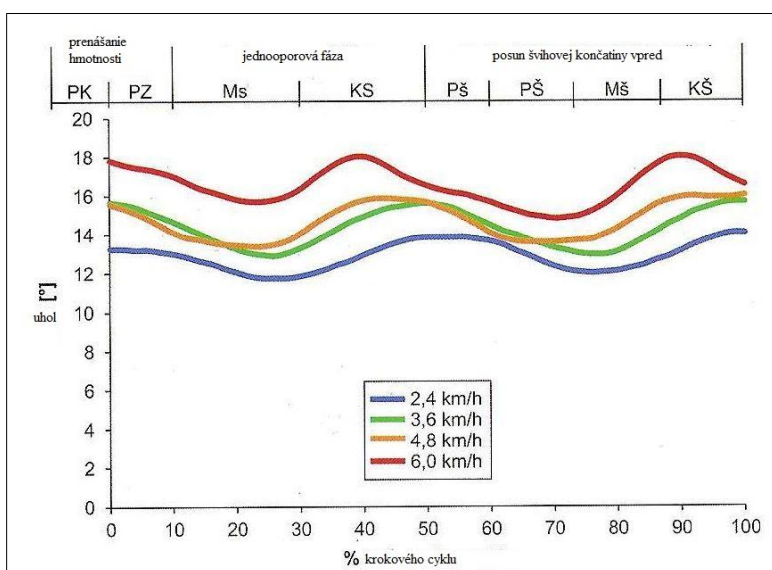


Legenda: PK - počiatočný kontakt, PZ – postupné zaťažovanie, Ms – medzistoj, KS – konečný stoj, Pš– predšvih, PŠ – počiatočný švih, Mš – medzišvih, KŠ – konečný švih.

Obr. 4 Vplyv rýchlosti na zmenu uhlu v bedrovom kĺbe

2.6.4. Panva

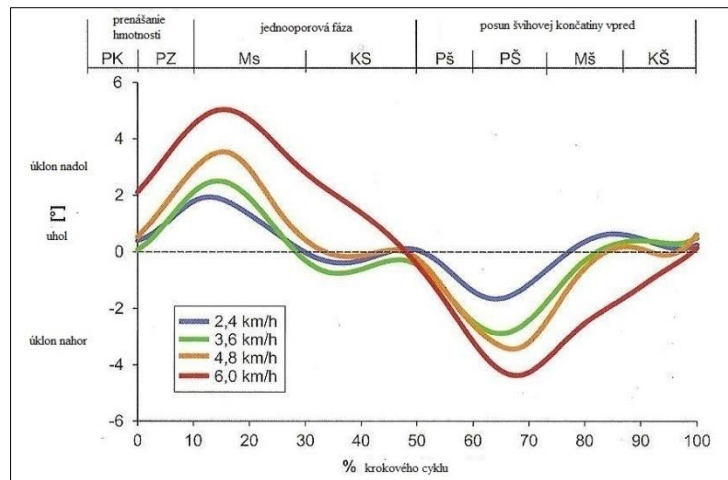
Pohyb panvy počas chôdze prebieha vo všetkých troch anatomických rovinách. V sagitálnej rovine prebieha náklon, vo frontálnej úklon a v transverzálnej rotácia. V sagitálnej rovine taktiež dochádza k anteverzii panvy. Jej maximálna hodnota nastáva v konečnom stojí a v konečnom švih. Minimálne hodnoty dosahuje vo fáze postupného zaťažovania a vo predšvihovej fáze pri vytvorení dvojitej opory. (obr. 5)



Legenda: PK - počiatočný kontakt, PZ – postupné zaťažovanie, Ms – medzistoj, KS – konečný stoj, PŠ– predšvih, PŠ – počiatočný švih, MŠ – medzišvih, KŠ – konečný švih.

Obr.5 Vplyv rýchlosti chôdze na zmenu rozsahu pohybu panvy v sagitálnej rovine

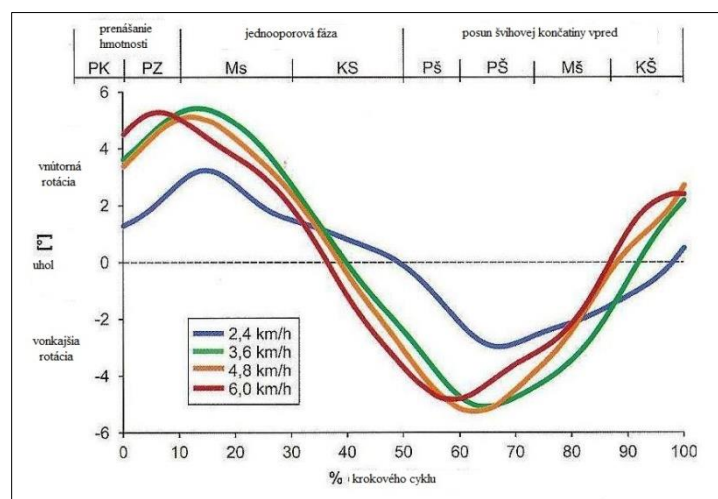
Úklon panvy znižuje vertikálny pohyb trupu a redukuje energetickú náročnosť chôdze. Jeho veľkosť sa pohybuje v rozmedzí 5° na každú stranu (vid'. obr. 6). Vo fáze zaťažovania dochádza k poklesu panvy na strane odľahčenej kontralaterálnej končatiny. Vo fáze medzistoj sa panva vracia do neutrálnej polohy a vo fáze predšvihu klesá na stranu končatiny, chystajúcej sa k odrazu.



Legenda: PK - počiatočný kontakt, PZ – postupné zaťažovanie, Ms – medzistoj, KS – konečný stoj, Pš– predšvih, PŠ – počiatočný švih, Mš – medzišvih, KŠ – konečný švih.

Obr. 6 Vplyv rýchlosti na zmenu rozsahu pohybu panvy vo frontálnej rovine

V počiatočnom kontakte je panva v maximálnej rotácii smerom vpred – v priemere 5°. Nasledujúcej fáze, v prvej polovici fáze medzistoja, sa vracia do neutrálnej polohy. V ďalšom priebehu krokového cyklu pokračuje rotácia panvy smerom dozadu. Vo fáze konečného stoja je jej veľkosť porovnateľná s veľkosťou pri počiatočnom kontakte päty s podložkou (viď. obr. č. 7) (Kaufman & Sutherland, 2006; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).



Legenda: PK - počiatočný kontakt, PZ – postupné zaťažovanie, Ms – medzistoj, KS – konečný stoj, Pš– predšvih, PŠ – počiatočný švih, Mš – medzišvih, KŠ – konečný švih.

Obr. 7 Vplyv rýchlosti na zmenu pohybu panvy v transverzálnej rovine

2.7. Prenos zaťaženia v priebehu stojnej fáze

Počiatkový kontakt nohy s podložkou fyziologicky začína dopadom päty, čo sa však za rôznych, fyziologických, či patologických situácií mení. Miesto počiatkového kontaktu ovplyvňuje veľkosť kompresie a vývoj priebehu zaťažovania planty. Prvotné zaťaženie v oblasti päty je veľmi rýchle a trvá iba 0,05 s. Nasleduje postupne zaťažovanie celej nohy, ktoré je vyobrazené na obr. č 8. Presunom pôsobenia záťaže na stred päty znižujeme tlakovú silu na jednu tretinu pôvodnej veľkosti. Následným zaťažením laterálnej plochy planty sa tlaková sila znižuje na 10% pôvodnej tlakovej sily. Presun zaťaženia na hlavičky metatarzov je už individuálnejší a závisí na anatomickej stavbe a funkčnej schopnosti planty. Vo väčšine sa ale tlaková sila najviac prejavuje pod hlavičkami 2. a 3. metatarzu a postupuje v najväčšej miere pod palce chodidla (Perry, 1992).



Obr. 8 Priebeh prenosu zaťaženia (Kirtley, 2006)

2.8. Center of Pressure

Z biomechanického hľadiska, stred tlaku (COP) je termín označujúci bod, kde pôsobí reakčná sila podložky. Tieto sily predstavujú súčet všetkých síl pôsobiacich medzi fyzickým objektom a jeho nosnou plochou. Analýza COP je často využívaná v štúdiách zaoberajúcich sa ľudským telom a chôdzou. Príkladom je Winter (1995) a kanadská štúdia zaoberajúca sa stabilitou a kontrolou postury počas stoja a chôdze alebo Mawaseet al. (2013) a ich štúdia zaoberajúca sa kinetickou adaptáciou počas lokomócie. Domnievajú sa, že zmeny

v centrálnom riadení chôdze sa môžu prejaviť v zmenách COP. Musíme mať na vedomí, že COP má dynamickú povahu a pri chôdzi sa presúva a z oblasti päty v čase „heelstrike“ sa pohybuje ventrálne do blízkosti špičky vo fáze „toe-off“. Vo vedeckých výskumoch sa využíva niekoľko metód pre záznam a analýzu COP. V statických ale aj dynamických situáciách sa pre popísanie pohybu COP využíva napr. posunutie, rýchlosť alebo zrýchlenie (Moghadamet al., 2011). Zvýšenie veľkosti týchto parametrov poukazuje na zníženú schopnosť stabilizácie. Na polohu COP má vplyv nie len poloha ťažiska, ale aj aktivita svalstva predkolenia. Pri zvýšenej aktivite plantárnych flexorov sa COP posúva dopredu, pri zvýšenej aktivite vykonávajúceho dorzálnu flexiu a inverziu nohy, dochádza k posunu COP laterálne (Vařeka, 2002).

2.8.1. Meranie center of pressure (COP)

Pre meranie COP sa využívajú silové plošiny, ktoré zaznamenávajú dáta vo ventro – dorzálnom smere, medio – laterálnom smere a zvislom smere a zároveň snímajú aj momenty všetkých troch smerov. V našom výskume sme pre meranie COP využívali silové plošiny Kistler (Svoboda & Janura, 2010).

2.9. Silové plošiny

Ide o dve silové plošiny v tvare dosiek, ktoré sú uložené v horizontálnej polohe na podlahe. V každom rohu tejto plošiny je zabudovaný trojosový snímač sily. Ide buď o piezoelektrický kryštál (napr. v silových plošinách Kistler), ktorý je vhodnejší na dynamické meranie COP, alebo tenzometrický kryštál, ktorý je vhodnejší pre meranie sily v statických situáciách. K zaznamenávaniu a ďalšiemu spracovaniu dát dochádza v špecializovaných softwarových programoch. Tieto silové plošiny sú schopné spoľahlivo odhaliť aj tie najmenšie pôsobiace sily a momenty.

2.10. Poruchy rovnováhy

Rovnováha znamená schopnosť udržiavať požadovanú polohu tela a jeho častí v priestore. Závisí na stálej aferentácii zo somatosenzorického, vestibulárneho a zrakového

aparátu, na spracovaní týchto informácií v mozgovom kmeni, mozočku, bazálnych gangliách a niektorých častiach kortexu. Dysfunkcia akejkoľvek z týchto oblastí nervového systému vedie k pomerne špecifickej poruche rovnováhy, ktorá je odlišiteľná pozornou anamnézou a klinickým vyšetrením. Príčiny pádov nemusia byť spôsobené iba vnútornou poruchou jedného z týchto systémov. Svoj podiel na udržiavaní rovnováhy majú aj vonkajšie podnety, ktoré môžu byť veľmi slabé, alebo nemusia byť ani vôbec prítomné. Pre hodnotenie stability v statických situáciách sa najčastejšie využíva statická posturografia (Bello et al., 2013, Fritz et al. 2014) V našej práci využívame k hodnoteniu variability chôdze meranie variability COP pri chôdzi. Inou metódou na hodnotenie variability chôdze je využitie kinematických alebo bežných časovo – priestorových parametrov popisujúcich chôdzu (Kang & Dingwell 2008a, 2008b; Callisaya et al. 2010).

2.10.1. Poruchy rovnováhy u seniorov

V bežnej populácii sa pády spojené so závratom objavujú asi u 5-10% obyvateľstva (v ordinácii praktického lekára). U seniorov nad 60 rokov častými pádmi trpí každý druhý pacient (Pospíšilová, 2009). Podobné údaje uvádza Krajčík (2006), ktorý upresňuje aj to, že existuje rozdiel medzi mužmi a ženami. Uvádza, že vo veku do 65 rokov trpí poruchou rovnováhy 30% ľudí (mužov i žien) a nad 70 rokov 47% mužov a až 61% žien. Následkom poruchy rovnováhy je u týchto ľudí:

- strach z pádov,
- zhoršenie pohyblivosti,
- pády u 6,4 – 7,2 % pacientov so závratmi.

Medzi hlavné príčiny závrátov u seniorov patria cerebrovaskulárne poškodenia, cervikálna spondylóza, anxieta alebo hyperventilácia, zhoršený zrak, posturálna hypotenzia, benígne polohové paroxysmálne vertigo a iné. U mnohých pacientov je príčina závrátov multifaktoriálna. Svoje zastúpenie na vertigo majú aj farmaká, ktoré zvyšujú riziko pádov. Patria medzi ne:

- lieky *ovplyvňujúce vigilitu* (sedatíva, hypnotiká, antihistaminiká, alkohol),
- lieky *spôsobujúce zmätenosť* (antihistaminiká, spazmolitiká, opioidy, alkohol, predávkovanie antidiabetík),

- lieky spôsobujúce *ortostatickú hypotenziu* (nitráty, antihypertenzivá, diuretiká, alfa blokátory, dipyridamol, neuroleptika, alkohol),
- lieky spôsobujúce bradykardiu (betablokátory, digoxin, kalciové antagonisty).

3 CIELE A HYPOTÉZY

3.1. Cieľ

Cieľom tohto výskumu je analýza variability pohybu COP pri chôdzi vo vzťahu k riziku pádu.

3.3. Hypotézy

H01: Variabilita pohybu COP sa pri chôdzi prirodzenou rýchlosťou nelíši medzi skupinou, ktorá v posledných 6 mesiacoch zaznamenala pád a skupinou bez pádu.

H02: Variabilita pohybu COP sa pri chôdzi definovanou rýchlosťou nelíši medzi skupinou, ktorá v posledných 6 mesiacoch zaznamenala pád a skupinou bez pádu.

H03: Variabilita pohybu COP sa pri rýchlej chôdzi nelíši medzi skupinou, ktorá v posledných 6 mesiacoch zaznamenala pád a skupinou bez pádu.

Kritériom pre zamietnutie hypotézy bude nájdenie aspoň jedného štatistického rozdielu pre danú rýchlosť chôdze.

4 METODIKA VÝSKUMU

Diplomová práca bola súčasťou výskumného projektu „Hodnotenie variability prevedenia chôdze ako ukazovatele rizika pádu“ podporeného grantovou agentúrou Českej Republiky.

Výskum bol prevedený v týchto fázach:

1. výber skupiny probandov,
2. vstupná analýza pacientov pozostávajúca sa z anamnestického rozhovoru a z aplikácie dotazníkových metód ABC a FES,
3. samotné meranie COP pomocou silových plošín Kistler,
4. spracovanie a analýza vybraných dát.

Výskumné meranie prebiehalo v laboratóriu biomechaniky a technickej kybernetiky Fakulty telesnej kultúry v Olomouci, kde sme mohli zabezpečiť štandardné podmienky a vďaka tomu aj objektivnosť získaných dát. Všetci testovaní seniori boli pred zahájením merania zoznámení s priebehom vyšetrenia, podmienkami merania a využitím záznamu pre kinematické analýzy. Všetci probandi podpísali informovaný súhlas s využitím získaných údajov pre vedeckú prácu (Príloha 1). Etická komisia Fakulty telesnej kultúry Univerzity Palackého v Olomouci schválila štúdiu (Príloha 2).

4.1. Charakteristika a veľkosť súboru

Účastníci výskumu boli naverbovaní z miestnych domovou dôchodcov a univerzity tretieho veku. Kritéria pre zaradenie do výskumu boli:

- vek nad 60 rokov,
- schopnosť chodiť bez asistenčnej pomôcky,
- schopnosť stáť bez pomôcky,
- samostatnosť pri bežných denných činnostiach.

Kritéria pre vyradenie z výskumu boli:

- amputácia na hornej a dolnej končatine,

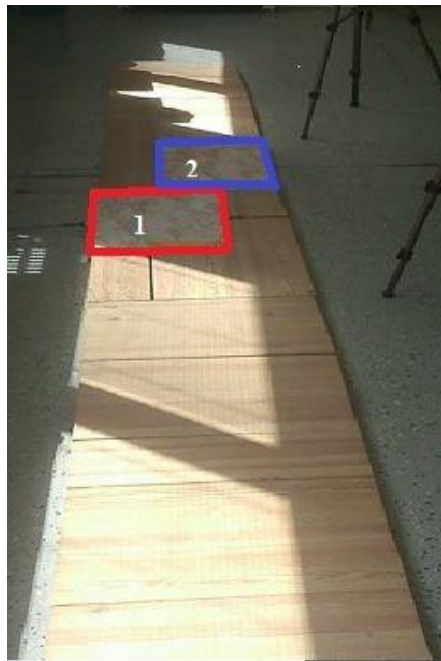
- porucha vestibulárneho systému alebo CNS
- úraz na chrbtici alebo dolných končatinách.

Probandi a ich zaznamenané výsledky boli spracovávané anonymne pod priradeným číslom. Testované osoby boli zoznámene s priebehom merania aj následného šesť mesačného pozorovania a podpísali informovaný súhlas s anonymným využívaním pre vedeckú prácu.

Výskumná vzorka pozostávala zo 125 subjektov, z toho bolo 101 žien a 24 mužov. Základné vlastnosti vzoriek boli (priemer $\pm$ štandardná odchýlka): vek $70,6 \pm 6,5$ rokov, telesná výška $163,0 \pm 7,7$ cm, telesná hmotnosť $75,8 \pm 13,6$ kg a BMI $28,4 \pm 4,6$ kg.m⁻².

4.2. Charakteristika použitých vyšetrovacích zariadení a výskumných metód

Na meranie sme využívali dve silové plošiny Kistler (Kistler Instrumente AG, Winterhur, Švajčiarsko). Obe plošiny majú zhodný obdĺžnikový tvar s rozmermi 40 x 60 cm. Plošiny boli umiestnené v strede 10m chodníka, tak aby boli v jednej rovine s okolitou podlahou. Boli uložené na dĺžku za sebou tak, aby sa 20 cm prekrývali.



Legenda: 1 – plošina č. 1 (60x40 cm), 2 – plošina č. 2 (60x40 cm).

Obr. 9 Uloženie silových plošín

4.3. Priebeh merania

Na začiatku boli probandi oboznámení s priebehom merania a vyšetrovania. Následne absolvovali anamnestický rozhovor (anamnestický dotazník – Príloha 3) a vyplnili dotazníky ABC (Príloha 4) a FES (Príloha 5).

V anamnestickom dotazníku sme sa zameriavali na:

- osobné iniciály,
- osobnú anamnézu so zameraním na operácie a úrazy dolných končatín či chrbtice,
- lieky,
- rodinnú anamnézu,
- profesiu (skoršiu aj momentálnu),
- sociálnu anamnézu (byt / dom, schody / výťah),
- pády (poruchy rovnováhy či závrate, frekvencia pádov za posledné tri mesiace, pri akej činnosti).

V dotazníku ABC sme sa pýtali a pocit istoty rovnováhy pri rôznych denných činnostiach ako napr. :

- chôdza okolo domu,
- chôdza po schodoch,
- siahanie po veciach na zemi alebo nad úrovňou očí,
- zametanie podlahy,
- nasadenie do auta / vysadenie z auta,
- chôdza zo svahu / zo svahu,
- pohyb v dave ľudí,
- nástup / výstup z eskalátoru,
- chôdza po zľadovatenom povrchu.

V dotazníku FES sme sa rovnako zameriavali na denné činnosti v živote probandov a ich obavy z možného pádu. Medzi činnosti spomínané v dotazníku patria napr.:

- domáce upratovanie,
- obliekanie / vyzliekanie,
- príprava jednoduchého jedla,
- sprchovanie / kúpanie,
- bežné nakupovanie,
- vstávanie / sadanie na stoličku,
- rýchla chôdza (napr. za zvoniacim telefónom),
- návšteva priateľov / príbuzných,
- chôdza po nerovnom povrchu (napr. kamennom, nespevnenom chodníku),
- návšteva spoločenskej akcie.

Následne po vyplnení všetkých dotazníkov sa pacienti vyzuli z obuvi aj ponožiek a absolvovali 10 platných pokusov merania na tenzometrických plošinách. Aby sa proband mohol pozeráť pre seba a vedome neupravoval stereotyp chôdze kvôli „zacieleniu“ stojnej fázy kroku na plošinu bolo vykonaných niekoľko skúšobných pokusov, pri ktorých sa odpozorovalo a označilo ideálne miesto začiatku chôdze. Za platný sa považoval pokus, kedy sa probant trafil každou nohou iba na prislúchajúcu plošinu celou nohou. Probandi boli inštruovaní, aby sa pozerali pred seba a snažili sa udržať rovnaké tempo počas celého jedného pokusu. Vykonávali sa pokusy prirodzenou rýchlosťou, definovanou rýchlosťou a rýchlou chôdzou.

4.4. Spracovanie výsledkov

Reakčná sila podložky a krivky pohybu COP boli filtrované pomocou filtru Butterworth low-pass (2nd order directional) s frekvenciou 30 Hz. Stojná fáza bola stanovená ako časový okamih, počas ktorého vertikálna reakčná sila podložky bola vyššia ako 5% telesnej hmotnosti subjektu.

Pre analýzu COP bola stojná fáza rozdelená v našich časových intervaloch, ktoré odpovedali fázam „loading response“, „midstance“, „terminal stance“ a „preswing“.

Toto delenie bolo vyčlenené pre vertikálne zložky reakčnej sily podložky.

- loading response = časový interval medzi počiatočným kontaktom a prvým vertikálnym vrcholom,
- midstance = časový interval medzi prvým vertikálnym vrcholom a zvislou silou,
- terminalstance = časový interval medzi minimálnym vertikálnym vrcholom a druhým vertikálnym vrcholom
- preswing = časový interval medzi druhým vertikálnym vrcholom a odrazom palca.

V každom z týchto intervalov, bola variabilita pohybu COP vypočítaná ako štandardná priemerná odchýlka posunu COP všetkými smermi (ML a AP) pre obidve končatiny.

Výpočty boli vykonané za použitia vlastných Matlab algoritmov (MATLAB R2014b, Math works, Inc., Natick, MA, USA). Pre štatistickú analýzu boli použité priemerné hodnoty z piatich pokusov.

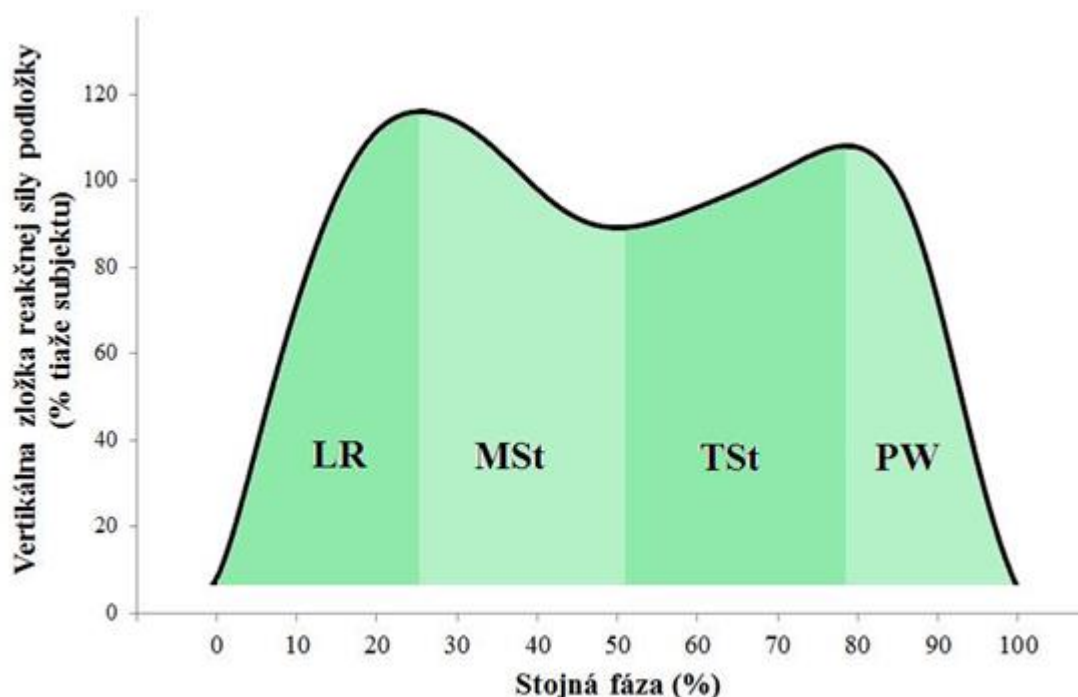
Distribúcia dát všetkých meraných parametrov bola testovaná za pomoci Kolmogorov Smirnov testu. V niektorých prípadoch boli zistené nenormálne distribúcie dát, a preto sme použili parametrické procedúry. Základná charakteristika vybraných parametrov, rovnako ako aj variabilita pohybu COP v rôznych fázach krokového cyklu, bola porovnaná medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov pomocou Mann Whitney U testu. Vecná významnosť bola stanovená ako $r = Z/\sqrt{N}$, kde Z je štandardizovaná hodnota testu Mann Whitney U a N je celkový počet vzoriek. Hodnoty $0.1 \leq r < 0.3$ boli považované za malý $0.3 \leq r < 0.5$ za stredný a $r \geq 0.5$ za veľký efekt.

5 VÝSLEDKY

Následné grafy zobrazujú variabilitu pohybu COP v milimetroch pri troch rôznych rýchlostiach chôdze:

- prirodzená rýchlosť chôdze,
- definovaná rýchlosť chôdze,
- rýchla chôdza.

Porovnáваме namerané hodnoty probandov u ktorých sa vyskytovali pády s probandmi bez pádu. Hodnotíme variabilitu pohybu COP pri chôdzi v troch rôznych rýchlostiach – prirodzená rýchlosť chôdze, definovaná rýchlosť chôdze a rýchla chôdza. V rámci týchto troch rýchlostí hodnotíme variabilitu pohybu COP v štyroch fázach. Sú nimi loading response, midstance, terminal stance a preswing (Obr. 10)



Legenda: LR – loading response (obdobie postupného zaťažovania), MSt – midstance (obdobie medzistojá), TSt – terminal stance (obdobie konečného stojá), PW – preswing (predšvih).

Obr. 10 Rozdelenie stojnej fázy na podfázy (Bizovská, 2014)

Súhrnné výsledky s uvedením hladiny štatistickej aj vecnej významnosti sú uvedené v tabuľke 1. Jednotlivé parametre sú detailne popísané pomocou grafov.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Nepadajúci (n = 94)			Padajúci (n = 31)			Významnosť	
			Mean	Mdn	SD	Mean	Mdn	SD	p	r
Prirodzená	LR	ML	3.20	2.69	2.23	3.5	2.76	1.32	0.663	0.039
		AP	5.3	4.19	3.75	5.28	5.42	2.26	0.105	0.145
	MSt	ML	0.16	0.16	0.05	0.15	0.15	0.04	0.309	0.091
		AP	0.47	0.40	0.22	0.44	0.39	0.19	0.607	0.046
	TSt	ML	0.15	0.14	0.04	0.15	0.15	0.05	0.718	0.032
		AP	0.58	0.57	0.21	0.55	0.48	0.26	0.230	0.108
	PSw	ML	0.87	0.73	0.70	0.98	0.77	0.72	0.414	0.073
		AP	2.37	1.91	2.29	3.8	2.8	4.39	0.726	0.031
Definovaná	LR	ML	3.10	2.63	2.21	3.12	3.12	1.23	0.198	0.115
		AP	5.18	4.22	3.98	6.3	5.26	4.32	0.059	0.169
	MSt	ML	0.16	0.15	0.05	0.15	0.15	0.04	0.475	0.064
		AP	0.44	0.41	0.14	0.43	0.40	0.11	0.943	0.006
	TSt	ML	0.15	0.14	0.04	0.15	0.15	0.06	0.627	0.044
		AP	0.57	0.57	0.19	0.58	0.53	0.25	0.805	0.022
	PSw	ML	0.85	0.70	0.68	1.15	0.88	1.00	0.030	0.194
		AP	2.22	1.86	2.13	3.54	2.4	5.99	0.153	0.128
Rýchla	LR	ML	3.91	3.53	2.24	4.55	3.82	2.13	0.150	0.129
		AP	8.6	6.33	9.45	8.83	7.22	8.17	0.430	0.071
	MSt	ML	0.23	0.22	0.08	0.25	0.23	0.10	0.451	0.068
		AP	0.97	0.82	0.51	1.6	0.87	0.64	0.680	0.037
	TSt	ML	0.17	0.16	0.06	0.17	0.18	0.06	0.611	0.046
		AP	0.69	0.62	0.29	0.80	0.68	0.45	0.515	0.059
	PSw	ML	1.20	0.89	0.86	1.35	1.15	0.78	0.163	0.125
		AP	3.33	2.46	3.92	3.21	2.80	1.34	0.150	0.129

Legenda: Mean – priemer, Mdn – median, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti, r – vecná významnosť.

Tab. 1 Súhrnné výsledky štatistickej a vecnej významnosti

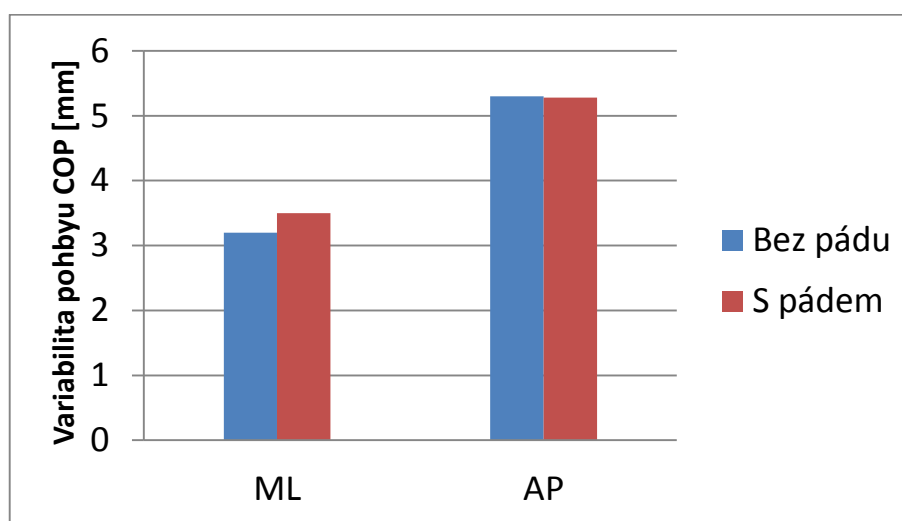
5.1. Prirodzená rýchlosť chôdze

Pri prirodzenej rýchlosti chôdze vo fáze „Loading response“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriornom posune COP minimálny a rovnako minimálny bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	LR	ML	3,2	3,5
		AP	5,3	5,28

Legenda: LR – loading response, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 2 Hodnoty variability posunu COP pri prirodzenej chôdzi vo fáze LR



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

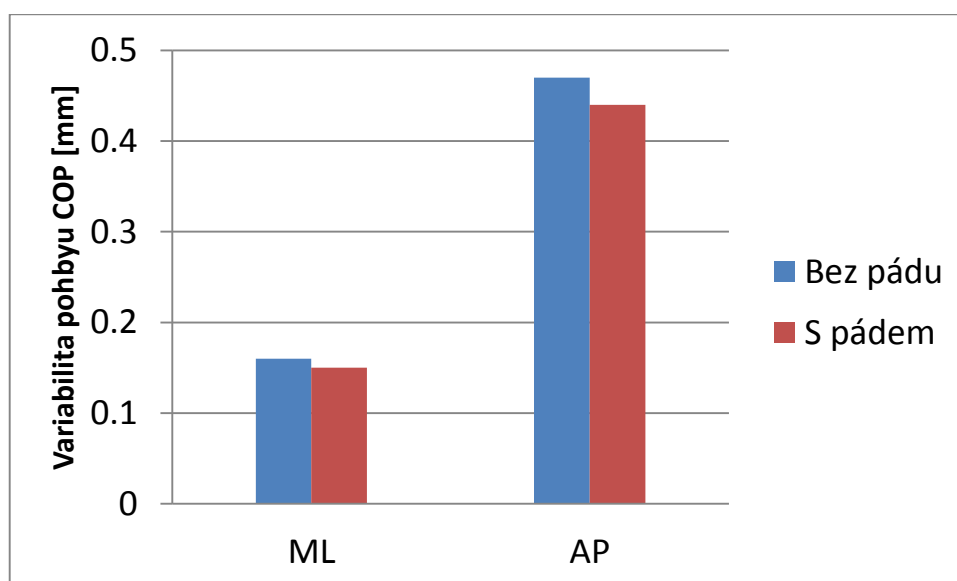
Obr. 10 Loading response – prirodzená rýchlosť chôdze

Pri prirodzenej rýchlosti chôdze vo fáze „Midstance“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP minimálny a rovnako minimálny bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	MSt	ML	0,16	0,15
		AP	0,47	0,44

Legenda: Mst – midstance, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 3 Hodnoty variability posunu COP pri prirodzenej chôdzi vo fáze Mst



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

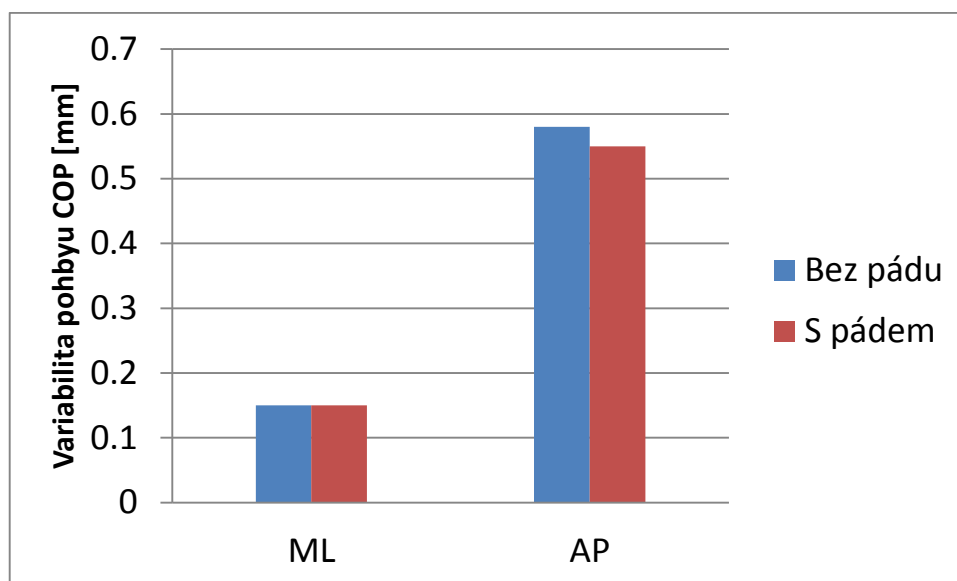
Obr. 11 Midstance - prirodzená rýchlosť chôdze

Pri prirodzenej rýchlosti chôdze vo fáze „Terminal stance“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP minimálny a rovnako minimálny bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	TSt	ML	0,15	0,15
		AP	0,58	0,55

Legenda: TSt – terminal stance, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 4 Hodnoty variability posunu COP pri prirodzenej chôdzi vo fáze TSt



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

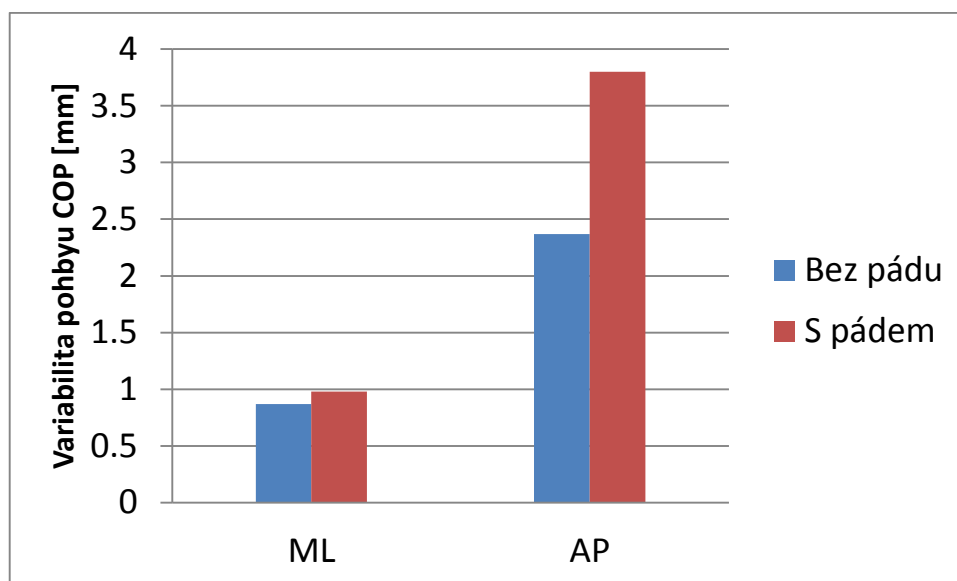
Obr. 12 Terminal stance - prirodzená rýchlosť chôdze

Pri prirodzenej rýchlosti chôdze vo fáze „Preswing“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP veľký a rovnako bol veľký rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	PSw	ML	0,87	0,98
		AP	2,37	3,8

Legenda: PSw - preswing, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 5 Hodnoty variability posunu COP pri prirodzenej chôdzi vo fáze PSw



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Obr. 13 Preswing prirodzená rýchlosť chôdze

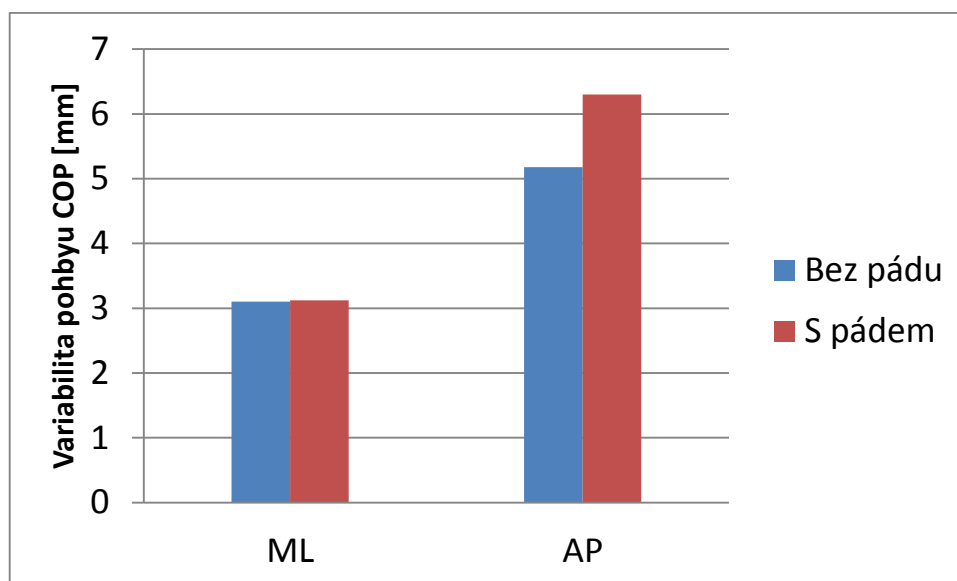
5.2. Definovaná rýchlosť chôdze

Pri definovanej rýchlosti chôdze vo fáze „loading response“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP minimálny a rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere bol veľký.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	LR	ML	3,1	3,12
		AP	5,18	6,3

Legenda: LR – loading response, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 6 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze LR



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

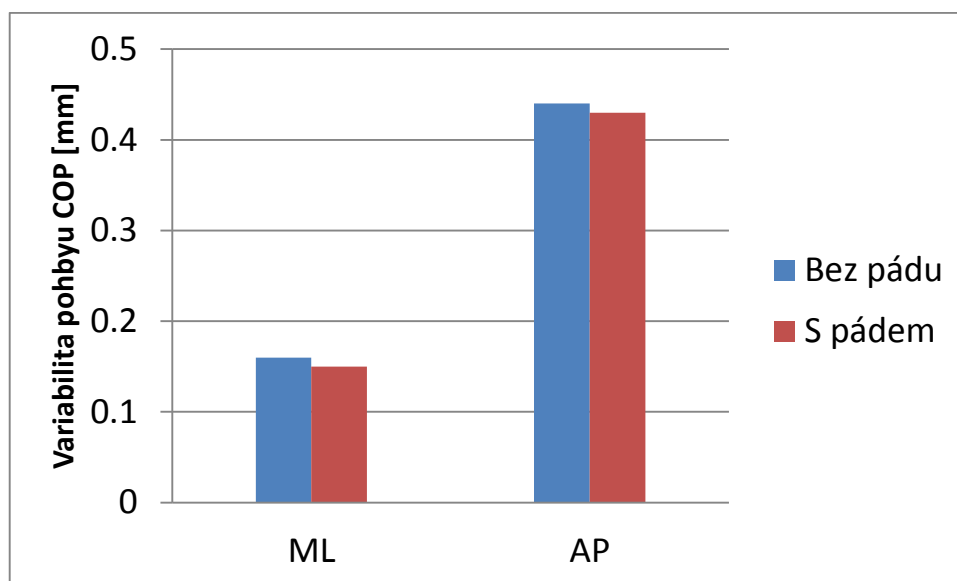
Obr. 14 LR definovaná rýchlosť chôdze

Pri definovanej rýchlosti chôdze vo fáze „midstance“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP minimálny a rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere bol taktiež minimálny

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	MSt	ML	0,16	0,15
		AP	0,44	0,43

Legenda: MSt- midstance, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 7 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze MSt



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

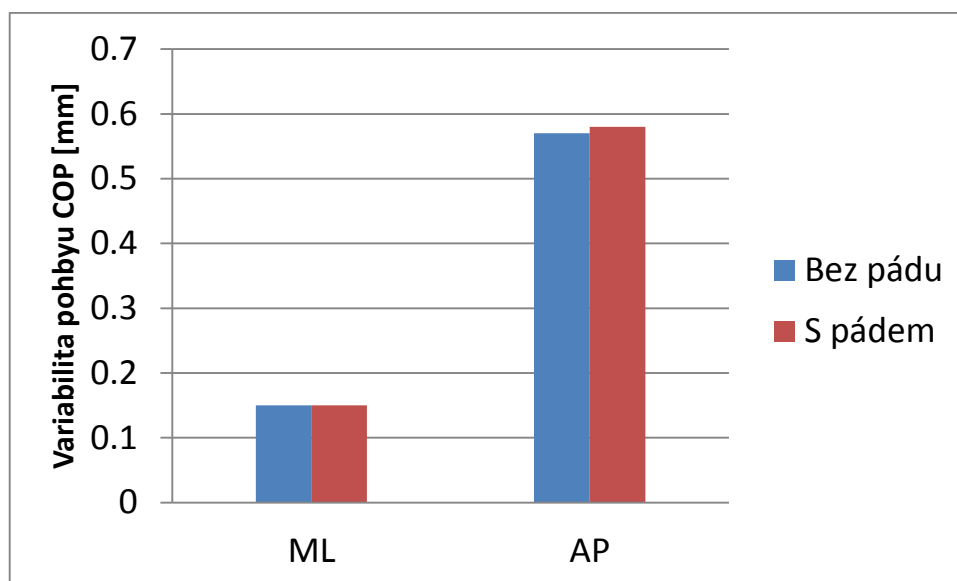
Obr. 15 Mst definovaná rýchlosť chôdze

Pri definovanej rýchlosti chôdze vo fáze „terminal stance“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP minimálny a rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere bol nulový.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	TSt	ML	0,15	0,15
		AP	0,57	0,58

Legenda: TSt – terminal stance, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 8 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze TSt



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

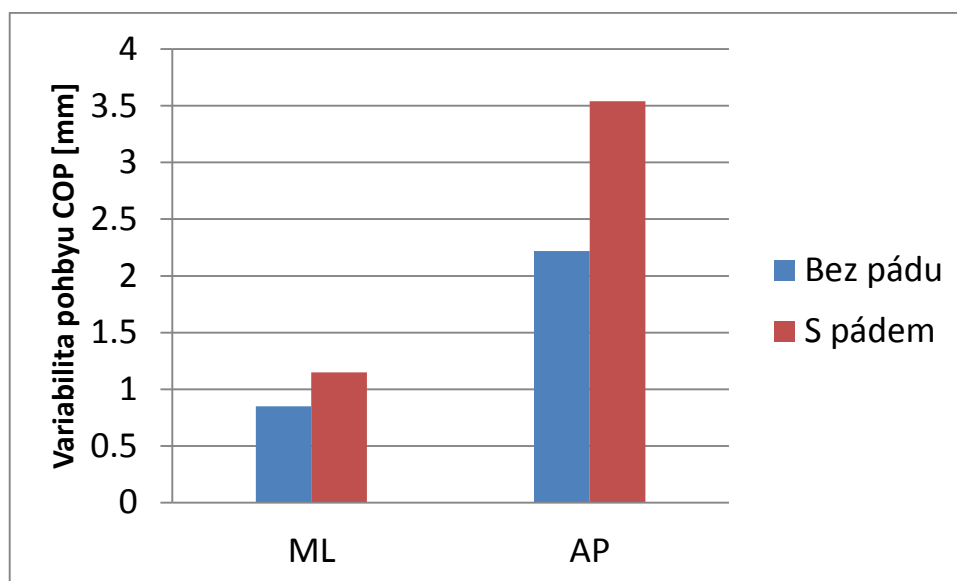
Obr. 16 TSt definovaná rýchlosť chôdze

Pri definovanej rýchlosti chôdze vo fáze „preswing“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP veľký a rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere bol taktiež veľký.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	PSw	ML	0,85	1,15
		AP	2,22	3,54

Legenda: PSw- preswing, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 9 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze PSw



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Obr. 17 PSw definovaná rýchlosť chôdze

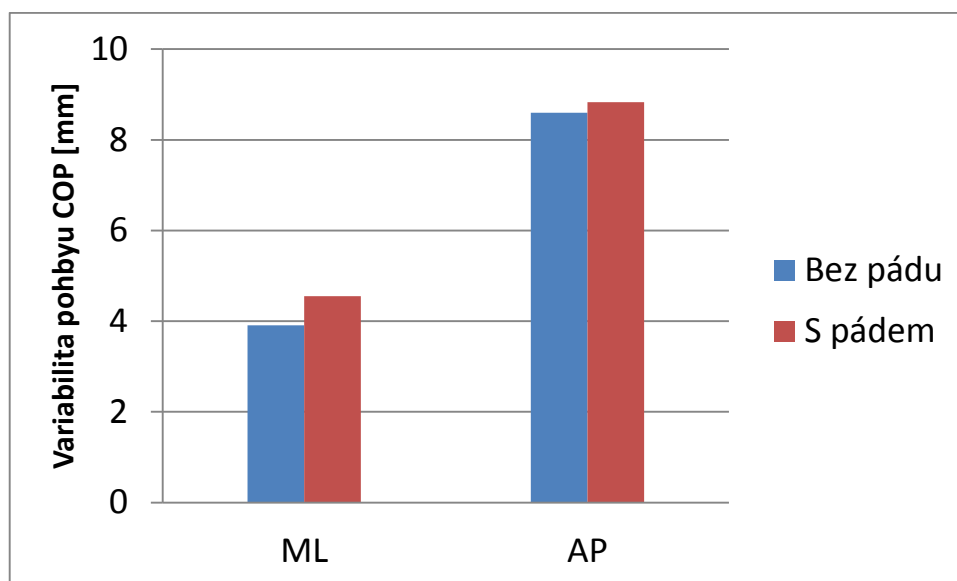
5.3. Rýchla chôdza

Pri rýchlej chôdzi vo fáze „loading response“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriornom posune COP stredný a rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere bol veľký.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	LR	ML	3,91	4,55
		AP	8,6	8,83

Legenda: LR – loading response, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 10 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze LR



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

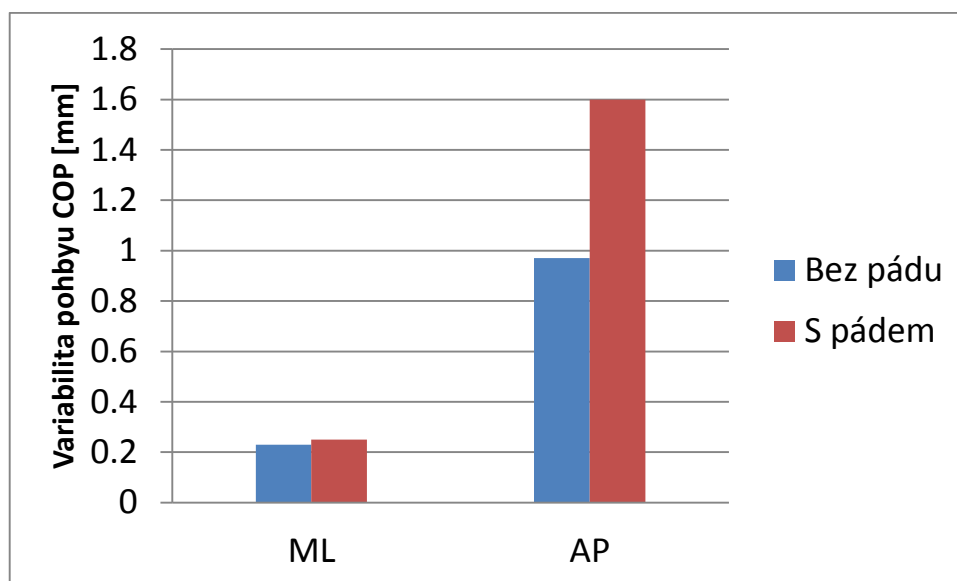
Obr. 18 LR rýchla chôdza

Pri rýchlej chôdzi vo fáze „midstance“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP veľký a rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere bol minimálny.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	MSt	ML	0,23	0,25
		AP	0,97	1,6

Legenda: MSt - midstance, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 11 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze MSt



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

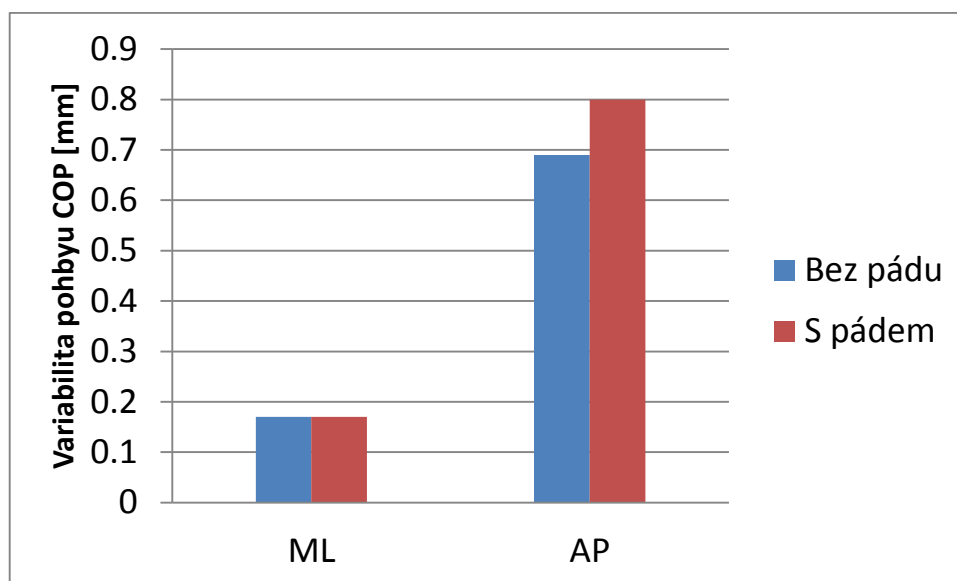
Obr. 19 Mst rýchla chôdza

Pri rýchlej chôdzi vo fáze „terminal stance“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP veľký a rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere bol nulový.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	TSt	ML	0,17	0,17
		AP	0,69	0,8

Legenda: TSt – terminal stance, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 12 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze TSt



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

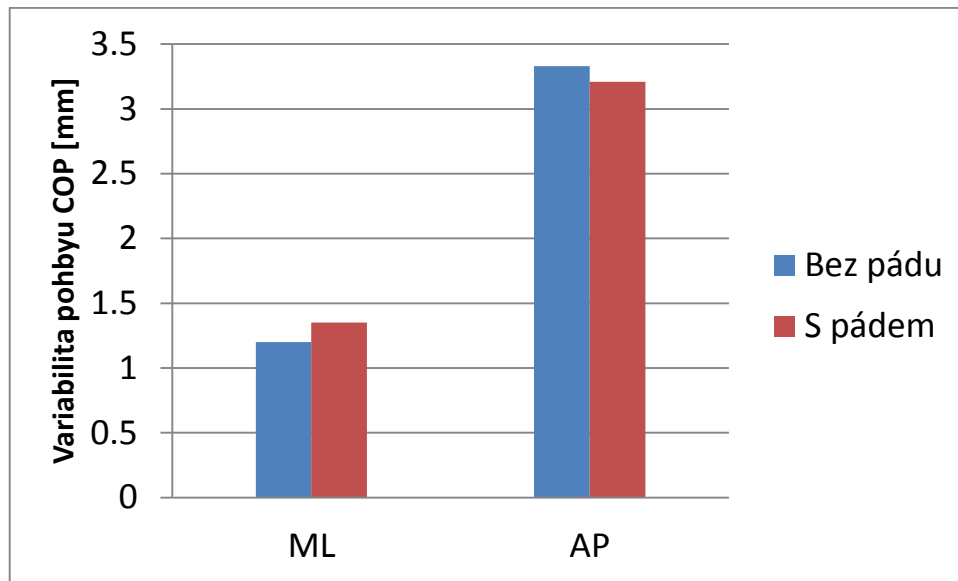
Obr. 20 Tst rýchla chôdza

Pri rýchlej chôdzi vo fáze „preswing“ bol rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v anteroposteriórnom posune COP veľký a rozdiel medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich probandov v mediolaterálnom smere bol taktiež veľký.

Rýchlosť chôdze	Fáza	Smer	Bez pádu	S pádom
Prirodzená chôdza	PSw	ML	1,2	1,35
		AP	3,33	3,21

Legenda: PSw - preswing, ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Tab. 13 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze PSw



Legenda: ML – mediolaterálny posun COP, AP – anteroposteriórny posun COP.

Obr. 21 PSw rýchla chôdza

5.4. Vyjadrenie k hypotézam H01, H02, H3

H01: Hypotéza H01 sa nám potvrdila. Nebol nájdený ani jeden štatistický rozdiel medzi padajúcimi a nepadajúcimi pri prirodzenej rýchlosti chôdze.

H02: Hypotéza H02 bola zamietnutá. Štatistický rozdiel medzi padajúcimi a nepadajúcimi bol pri definovanej rýchlosti chôdze nájdený vo fáze preswing v mediolaterálnom smere.

H03: Hypotéza H03 sa nám potvrdila. Nebol nájdený ani jeden štatistický rozdiel medzi padajúcimi a nepadajúcimi pri rýchlej chôdzi.

5.5. Vyhodnotenie dotazníkov

V nasledujúcej tabuľke zobrazujeme vyhodnotenie anamnestického dotazníku, ABC a FES dotazníku.

Parameter	Nepadajúci (n = 94)			Padajúci (n = 30)			Významnosť	
	Mean	Mdn	SD	Mean	Mdn	SD	p	r
Vek (roky)	70,4	69,7	6,6	70,9	70,5	6,2	0,661	0,040
Telesná výška (cm)	163,4	163,0	7,6	161,5	161,9	8,1	0,230	0,108
Telesná hmotnosť (kg)	76,6	74,4	14,4	73,1	73,9	11,2	0,289	0,096
BMI (kg.m ⁻²)	28,5	28,3	4,7	27,9	27,0	4,5	0,418	0,073
ABC	86,8	90,0	11,4	87,7	92,2	11,2	0,632	0,043
FES-I	23,1	21,5	5,7	22,6	21,0	5,1	0,717	0,033

Legenda: Mean – priemer, Mdn – median, SD – smerodajná odchýlka, p – hladina štatistickej významnosti, r – vecná významnosť.

Tab. 14 Vyhodnotenie dotazníkov

6 DISKUSIA

Cieľom diplomovej práce bol výskum a analýza pohybu COP pri chôdzi vo vzťahu k riziku pádu. Analýzu pohybu COP vo všetkých smeroch sme vykonávali v troch rôznych rýchlostiach chôdze – prirodzená rýchlosť chôdze, definovaná rýchlosť chôdze, rýchla chôdza. Zaujímali nás vzájomný vzťah medzi nameranými dátami a výsledkami 6 mesačného zaznamenávania pádov u vyšetrovaných.

Výskumná skupina bola rozdelená do dvoch skupín – padajúcich a nepadajúcich jedincov. Celkovo sa výskumu zúčastnilo 125 subjektov, z toho 80,8% bolo žien a 19,2% mužov. Základné vlastnosti skupiny probandov boli: vek $70,6 \pm 6,5$ rokov, telesná výška $163,0 \pm 7,7$ cm, telesná hmotnosť $75,8 \pm 13,6$ kg a BMI $28,4 \pm 4,6$ kg.m⁻². Naverbovaní probandi prišli z osloveného domova dôchodcov alebo z univerzity tretieho veku. Celkovo išlo o aktívnu skupinu seniorov.

Výskum prebiehal po výbere skupiny probandov v nasledujúcich fázach: vstupná analýza pacientov pozostávajúca sa z anamnestického rozhovoru a z aplikácie dotazníkových metód ABC a FES, samotné meranie COP pomocou silových plošín Kistler a spracovanie a analýza vybraných dát.

Pomocou anamnestického dotazníku a dotazníkov ABC a FES zameraných na obavy z možného pádu pri rôznych bežných činnostiach, sme získali vstupné informácie o výskumnej skupine. Výsledky ukázali, že úroveň obáv z pádov pri bežných denných aktivitách je pri našej skupine nízka. Teda celá skupina (padajúci i nepadajúci) sa nejaví z hľadiska pádov ako príliš riziková. To môže byť dôvodom prečo sme aj v ďalších sledovaných parametroch našli iba minimum významných rozdielov.

K meraniu pohybu COP sme využívali silové plošiny Kistler. Napriek tomu, že probandi neboli upozornení na umiestnenie plošín, alebo ich samotnú prítomnosť, snažili sme sa o elimináciu snahy o „zamierenie“ stojnej fázy kroku na plošinu počas chôdze. Jedinci boli vyzvaní aby hľadeli pred seba a nie na chodník. Je otázkou, či je toto opatrenie dostatočné. Grabiner, Feuerbach, Lundin a Davis (1995) a Wearing, Urry a Smeathers (2000) uvádzajú, že takéto opatrenie je dostatočné pre selekciu vedomého „cielenia“ kroku na plošiny. Grabier et al. (1995) vo svojom výskume porovnáva výsledky chôdze po skrytých a odhalených plošinách. V štúdiu pracovali s pätnástimi zdravými jedincami. Bolo zistené, že dochádza k významnému vplyvu na počet krokov potrebných k dosiahnutiu silovej dosky na AP variabilitu. Dospelo sa k záveru, že variabilita reakčných síl podložky nie je významne ovplyvnená zameraním sa na silovú plošinu. Wearing et al. (1995) porovnáva chôdzu osôb

sledujúcich plošiny a tých istých osôb pozerajúcich sa pred seba, bez sledovania plošín.

Rovnako ako Grabier et al. (1995) uvádza zvýšenou variabilitou dĺžku kroku po cieľ. Súčasne ale pozoruje, že medzi chôdzou pri odhalených plošinách a skrytých plošinách nedochádza k zmene veľkosti, načasovaniu a variabilite reakčných síl podložky v priemere piatich pokusov. V našej štúdii sme zacielenie chodidiel na plošiny dosiahli za pomoci vyšetrujúcej osoby pri prvých nezaznamenávaných pokusoch, ktoré slúžili k správne mu určeniu štartovacieho miesta.

Ďalším parametrom, ktorý mohol ovplyvniť meranie bola fixná vzdialenosť plošín. Rozdielna telesná výška mohla nútiť probandov s dlhšími končatinami k skracovaniu kroku s cieľom trafiť sa na plošiny. Na druhej strane smerodajná odchýlka vo výške bola 7,7 cm. Taktiež rozdiel v hmotnosti nebol markantný. Smerodajná odchýlka hmotnosti skupiny bola 13,6 kg. Za platné sa považovali iba pokusy, kedy došlo k presnému trafeniu oboch nôh na priliehajúce plošiny bez prešľapov. Celkovo bolo nameraných u každého jedinca 15 platných pokusov, 5 pre každú rýchlosť chôdze (prirodzenú rýchlosť chôdze, definovanú rýchlosť chôdze a rýchlu chôdzu). Meranie COP sme hodnotili v AP a ML smere počas 4 fáz kroku – sú nimi: loading response, midstance, terminal stance a preswing. Medzi skupinami padajúcich a nepadajúcich sme našli iba jeden významný rozdiel a to vo fáze preswing. V literatúre sme nenašli podobnú štúdiu, ktorá by hodnotila vzťah medzi variabilitou pohybu COP a históriou pádov, avšak bol preukázaný vplyv veku. Starší osoby majú variabilitu pohybu COP významne vyššiu pre mediolaterálny smer vo fázach loading response, midstance a preswing a pre antero-posteriorný smer vo fáze preswing (Bizovská, Svoboda, Kutilek, Janura, Gaba & Kovačiková, 2014; Svoboda, Bizovská, Kovačiková, Kutilek, Cuberek, & Janura, 2015).

Pri analýze chôdze je dôležité brať do úvahy možný vplyv rýchlosti chôdze. Je možné, že individuálny životný štýl jedinca ovplyvňuje aj jeho priemernú rýchlosť chôdze v bežnom živote. V našej štúdii prebiehalo meranie v troch rôznych rýchlostiach, ktoré nemusia odzrkadliť komfortné zvyčajné tempo jedinca. Vychýlenie z tohto zvyku môže mať následne vplyv na variabilitu pohybu COP pri meraní. Na druhej strane treba ale zvážiť nakoľko nehomogénnu máme skupiny probandov, dôsledkom náboru v domove dôchodcov a na univerzite tretieho veku. Skupina testovaných jedincov bola celkovo aktívna. Krokom pre overenie možného vplyvu priemernej bežnej rýchlosti chôdze na meranie variability pohybu COP pri chôdzi by bolo porovnanie seniorov s rôznorodejšími záujmami a voľno časovými aktivitami. Medzi ovplyvňujúce faktory štúdie nepochybne patrí aj vek jedincov. Kang a Dingwell (2008a) a Callisaya et al. (2010) v svojej štúdii potvrdili, že s narastajúcim vekom sa zvyšuje aj variabilita chôdze, čo následne negatívne ovplyvňuje stabilitu. Pre ich štúdiu využili kinematické alebo bežné časovo-priestorové parametre popisujúce chôdzu (Kang a

Dingwell 2008a, Callisaya et al. 2010). V posledných rokoch sa riziko pádov stalo bodom záujmu pre viacerých autorov. Príkladom sú Talbot et al. (2005), Rubenstein a Josephson (2006) či Barak et al. (2006), ktorý potvrdil, že u ľudí s vyššou frekvenciou pádov sa preukázala vyššia variabilita chôdze.

Málo literatúry a štúdií je ale zameraných na pády aj mladšej populácie. Talbot et al. (2005) sa zamerali na porovnanie pádov medzi rôznymi generáciami populácie. Jedna skupina bola vo veku 20–45 rokov, druhá 46–65 rokov a tretia nad 65 rokov. Celkovo bolo do výskumu zapojených 1497 mužov i žien z Baltimore Longitudinal Study on Aging. Výsledky tejto štúdie vykazovali pády so zvyšujúcim sa vekom na 18% v mladom veku, na 21% v strednom veku a 35% u starších osôb najmä vo vyšších rýchlostiach u žien. Ich skupina probandov vykázala výrazne vyššie percento (70, 5%) úrazov z pádov ako predchádzajúce štúdia. Mladá skupina mala najčastejšie tendenciu k poraneniu zápästia, ruky, kolena a členku. Staršie skupiny mali tendenciu k úrazom hlavy a kolien. Ženy vo všetkých vekových kategóriách hlásili vyššie percento úrazov než muži.

Okrem porovnania variability pohybu COP a pádov rôznych vekových kategórií by mohlo nové výskumné poznatky priniesť aj porovnanie žien a mužov rovnakých vekových kategórií, jednak v rámci homogénnejšej skupiny jedincov, ale rovnako aj porovnanie rôznorodejšej skupiny jedincov. Rôznorodosť skupiny by sa mohla rozlišovať na základe manuálnej alebo psychickej preferencie práce v zamestnaní a voľno časových aktivít.

Limitom našej štúdie bolo vyššie percento zastúpenia žien vo výskumnej skupine. Počet zapojených jedincov v našej štúdii je pomerne vysoký, avšak je možné že pri väčšej vzorke jedincov (hlavne menej aktívnych s horšou úrovňou rovnováhy) by boli výsledky rozdielne od terajších. V našej štúdii sme oslovili skupiny seniorov v domovoch dôchodcov a univerzity tretieho veku. Môžeme predpokladať, že v našom súbore boli skôr motivovaní, aktívny seniori.

7 ZÁVER

V rámci nášho výskumu sme sa zaoberali variabilitou pohybu COP pri chôdzi. Meranie prebiehalo v troch rôznych rýchlostiach chôdze – prirodzená rýchlosť, definovaná rýchlosť a rýchla chôdza. Vo všetkých troch rýchlostiach sme rozlišovali 4 fázy – loading response, midstance, terminal stance, preswing.

Pri prirodzenej a rýchlej chôdzi sme nenašli žiadny štatisticky významný rozdiel. Dôvodom môže byť, že nami vybrané parametre nie sú schopné rozlíšiť medzi padajúcimi a nepadajúcimi alebo taktiež skutočnosť, že väčšina osôb - subjektov (z oboch skupín) bola aktívnych s nízkou úrovňou obáv z pádu.

Pri definovanej rýchlosti chôdze sme našli významný rozdiel medzi skupinami padajúcich a nepadajúcich vo fáze preswing pre variabilitu pohybu COP v mediolaterálnom smere. Napriek tomu, že sa jedná v podstate o fázu odrazu, môže nájdený rozdiel súvisieť so stabilitou prenosu záťaže na druhú končatinu.

8 SÚHRN

V našej práci sme sa zaujímali o vplyv variability pohybu COP pri chôdzi na riziko pádu u seniorov. Výskumnú skupinu tvorilo 125 subjektov, z toho bolo 101 žien a 24 mužov. Základné vlastnosti vzoriek boli (priemer $\pm$ štandardná odchýlka): vek $70,6 \pm 6,5$ rokov, telesná výška $163,0 \pm 7,7$ cm, telesná hmotnosť $75,8 \pm 13,6$ kg a BMI $28,4 \pm 4,6$ kg.m⁻². Jednalo sa o pacientov bez úrazov a operácii na dolných či horných končatinách a na chrbtici. Vybraní jedinci netrpeli poruchou chôdze ani nevyužívali žiadne pomôcky k chôdzi.

Prvá časť sa skladala z vyplnenia anamnestického dotazníku a dotazníkov ABC a FES. Následne v druhej časti výskumu sme merali analýzu variability pohybu COP pri chôdzi za pomoci silových plošín Kistler. Dáta sme zaznamenávali pomocou softwaru Vicon Nexus (Vicon Motion Systems, Oxford, Veľká Británia) a pre následné spracovanie a zobrazenie výsledkov sme využili software Vicon Polygon (Polygon Data Reporting & Presentation Software Vicon, Oxford, Veľká Británia). V rámci merania každý proband absolvoval niekoľko skúšobných pokusov a následne 10 platných pokusov v troch rôznych rýchlostiach chôdze. Skúšobné pokusy sa využívali na zacielenie stojnej fázy kroku, celou nohou, na jednu silovú plošinu. Platné pokusy prebiehali prirodzenou rýchlosťou chôdze, definovanou rýchlosťou chôdze a rýchlou chôdzou. Zo získaných dát sme vyhodnocovali variabilitu pohybu COP a porovnávali skupinu probandov, ktorá počas šiestich mesiacov bola bez pádov, so skupinou padajúcich (utrpeli za obdobie posledných mesiacov aspoň jeden pád. Vo výsledkoch nám vyšiel pozitívny jeden parameter medzi skupinou padajúcich a nepadajúcich, v rámci definovanej rýchlosti chôdze vo fáze PSw v mediolaterálnom smere.

8 SUMMARY

In our thesis we were interested in how the variability of the movement of COP influences the risk of falls in seniors. The research group was formed by 125 individuals, 101 out of them were women and 24 men. The basic qualities of the specimens were (average $\pm$ standard deviation): age of $70,6 \pm 6,5$ years, body height of $163,0 \pm 7,7$ cm, body weight $75,8 \pm 13,6$ kg and BMI $28,4 \pm 4,6$ kg.m⁻². They were all patients without accidents and operations of upper and lower limbs or spine. The selected individuals did not suffer from any walking disorder nor did they use any walking aids.

The first part of the research consisted of answering an anamnestic questionnaire and filling in the questionnaires ABC a FES. Then in the second part of the research we performed the analysis of the variability of movement of COP while walking, through the force plates Kistler. The data were recorded due to the software Vicon Nexus (Vicon Motion Systems, Oxford, Great Britain) and the software Vicon Polygon (Polygon Data Reporting & Presentation Software Vicon, Oxford, Great Britain) was used for the following results processing and display. Within the framework of measurements each subject went through several testing attempts and then 10 valid attempts in three different walking speeds. Testing attempts were used to aim the standing phase of the step, with the whole foot on one force plate. The valid attempts were performed at the natural walking speed, defined walking speed and fast walk. The gathered data enabled us to evaluate the variability of the movement of COP and compare the group of probands who did not fall within the six months with the group of those who fell (suffered at least one fall during the six months). Between the group of those who fell and those who did not fall there was one positive parameter in the results within the defined speed of walking in the PSw phase in mediolateral direction.

Referenčný zoznam

Ambler, Z. (2006) *Základy neurologie*. 6. vydání. Praha: Galén.

Barak, Y., Wagenaar, R. C., Holt, K. G. (2006) *Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach*. Phys Ther 86, 1501-1510.

Bello, O., Sanchez, J.A., Lopez-Alonso, V., Márquez, G., Morenilla, L., Castro, X., Giraldez, M., Santos-García, D., Fernandez-del-Olmo, M. (2013) *The effects of treadmill or overground walking training program on gait in Parkinson's disease*. Gait Posture 38, 590-59.

Bizovská, L. (2014) Diplomová práca, *Hodnotenie dynamickej stability pri chôdzi*. Katedra biofyziky, Prírodovedecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci.

Bizovska, L., Svoboda, Z., Kutilek, P., Janura, M., Gaba, A., Kovacikova Z. *Variability of centre of pressure movement during gait in young and middle-aged women*. Gait Posture. 2014;40(3):399-402.

Bronstein, A. M., Brandt, T., Woollacott, M. (1996) *Clinical disorders of balance, posture and gait*. London: Arnold.

Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M.D., McGinley, J.L., Srikanth, V.K. (2010) *Ageing and gait variability - a population-based study of older people*. Age Ageing 39, 191-197.

Cornilleau Pérés, V., Shabana, N., Droulez, J., Goh, J. CH., Lee, G. S. M., Chew. P. T. K. (2005) *Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability*. Gait Posture 22, 96-106.

Enoka, R. M. (2015) *Neuromechanics of Human Movement*. 5. vydanie, Human kinetics.

Fritz, N. E., Marasigan, R. E. R., Calabresi, P. A., Newsome, S. D., Zackowski, K. M. (2014) *The impact of dynamic balance measures on walking performance in multiple sclerosis*. Neurorehab Neural Repair.

Gage, J. R. (1991) *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith Press.

Gamble, R., Gamble, J., Gamble, J., *Human walking*. 3. vydání, Philadelphia Lippincott Williams & Wilkins, 2006, 273 s.

Grabiler, M. D., Feuerbach, J. W., Lundin, T. M., Davis, B. L. (1995). *Visual guidance to force plates does not influence ground reaction force variability*. Journal of Biomechanics, 28(9), 1115-1117.

Grabiner, P. C., Biswas, S.T., Grabiner, M.D. (2001) *Age-related changes in spatial and temporal gait variables*. Arch Phys Med Rehabil. 82, 31-35.

Gross J. M., Fetto J., Rosen E., *Musculoskeletal Examination*. 3. edition, Wiley-Blackwell, 2011.

Hausdorff, J. M., Edelberg, H. K., Mitchell, S. L., Goldberger, A. L., Wei, J. Y. (1997) *Increased gait unsteadiness in community - dwelling elderly fallers*. Arch Phys Med Rehabil; 78:278-83.

Inman, V. T., Ralston, H. J., Todd, F. (2006). Human locomotion. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human Walking* (3rd ed., pp. 1-17). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Janda, V., (1996) *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing.

Janura, M., Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Janura, M., Svoboda, Z., Porada, V. (2009) *Možnosti využití analýzy záznamu chůdže pro identifikaci osob v kriminalistice podle individuálních trajektorií funkčních a dynamických znaku*. In Porada.

Kang, H.G., Dingwell, J.B. (2008a) *Separating the effects of age and walking speed on gait variability*. Gait Posture 27, 572-577.

Kang, H. G., Dingwell, J. B. (2008b) *Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults*. J. Biomech. 41, 2899-2905.

Kaufman, K. R., Sutherland, D. H. (2006). Kinematics of normal human walking. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human waling* (3rd ed., pp. 33-51). Philadelphia, PA: Lippincott Wiliams & Wilkins.

Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis*. Washington, DC: Elsevier.

Krajčík Š. (2006) *Pády a ich príčiny v starobe*. Via pract., 2. roč. 3 (7/8): 344–346, Solen. <http://www.solen.sk/pdf/Krajcik.pdf>.

Mayer, M. (2000) *Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. roč. 7, 2, s. 66-73.

Miyoshi, H., Kinugasa, T., Urushihata, T., Yuki, S. (2011) *Relationship between stride time variability of walking and fall experience in middle aged and elderly woman*. Jpn. J. Phys. Fit Sport 60, 121-132.

Moghadam, M., Ashayeri, H., Salavati, M., Sarafzadeh, J., Taghipoor, K. D., Saeedi, A., Salehi, R. (2011) Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: *Effects of postural task difficulty and cognitive load*. Gait Posture 33, 651-655.

Neumanová, K. a kol. (2015) *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. 1. vydání. Univerzita Palackého v Olomouci.

Perry, J., Burnfield, J. M. (2010) *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.

Perry, J., (1992) *Gait analysis: normal and pathological function*. USA: SLACK Incorporated.

Pospíšilová, Z. (2009) 13. Kongres SLS. *Závratové stavy z pohľadu praktického lekára*. http://www.vpl.sk/files/file/13kongres-forum/9_SLS_zavraty1.pdf.

Rose, J., Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Rubenstein, L. Z., Josephson. K. R. (2006) *Falls and their prevention in elderly people: What does the evidence show?* Med Clin N Am 90, 807–824.

Svoboda Z, Bizovská L, Kováčiková Z, Kutílek P, Cuberek R, Janura M. Effect of lower limb preference on variability of centre of pressure movement during gait. *Acta Gymnica*. 2015;45(4):203-207.

Svoboda, Z., Janura, M., (2010). *Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – Systém Vicon MX*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31.

Šmejkal, V., Brožek, V.(1995) *Základy patofysiologie nervového systému*. Univerzita Karlova, 2. LF UK. Praha.

Talbot, L. A., Musiol, R. J., Witham, E. K., Metter, E. J. (2005) *Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury*. *BMC Public Health* 5:86.

Trew, M., Everett, T. (1997) *Human movement*. New York: Churchill Livingstone.

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vydání, Praha: Grada.

Valmassy, R. L. (1995) *Clinical biomechanics of the Loir extremities*. St. Louis: Mosby.

Vařeka, I. (2002) *Posturální stabilita (I.část) Terminologie a biomechanické principy*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 4.

Vařeka I., (2002) *Posturální stabilita (II.část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4.

Vaughan, C. L., Davis, L. B., O'Connor, C. J. (1999) *Dynamic of human gait*. Kiboho Publishers.

Véle, F. (1997) *Kinesiologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.

Véle, F. (2006) *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*, 2 rozšířené a přepracované vydání, Praha: Triton.

Wang, Y., Watanabe, K. (2012) *Limb dominance related to the variability and symmetry of the vertical ground reaction force and center of pressure*. J. Appl. Biomech. 28, 473-478.

Wearing, S. C., Urry, S. R., Smeathers, J. E. (2000) *The effect of visual targeting on ground reaction force and temporospatial parameters of gait*. Clinical Biomechanics, 15, 583-591.

Whittle, M. (2007) *Gait Analysis: an introduction*. 4. vydání. Edinburg Butterworth Heinemann / Elsevier, str. 255.

Winter, D. A. (1995) *Human balance and posture control during standing and walking*. Department of Kinesiology, University of Waterloo. Waterloo, Ontario, Canada.

Zoznam obrázkov

Obr. 1 Timing svalov pri chôdzi (Sutherland, 2006)

Obr. 2 Vplyv rýchlosti sa zmenu uhlu v členkovom kĺbe

Obr. 3 Vplyv chôdze na zmenu uhla v kolennom kĺbe

Obr. 4 Vplyv rýchlosti na zmenu uhlu v bedrovom kĺbe

Obr. 5 Vplyv rýchlosti chôdze na zmenu rozsahu pohybu panvy v sagitálnej rovine

Obr. 6 Vplyv rýchlosti na zmenu rozsahu pohybu panvy vo frontálnej rovine

Obr. 7 Vplyv rýchlosti na zmenu pohybu panvy v transversálnej rovine

Obr. 8 Priebeh prenosu zaťaženia (Kirtley, 2006)

Obr. 9 Uloženie silových plošín

Obr. 10 Rozdelenie stojnej fázy na podfázy

Obr. 11 LR – prirodzená rýchlosť chôdze

Obr. 12 Mst prirodzená rýchlosť chôdze

Obr. 13 Tst prirodzená rýchlosť chôdze

Obr. 14 PSw prirodzená rýchlosť chôdze

Obr. 15 LR definovaná rýchlosť chôdze

Obr. 16 Mst definovaná rýchlosť chôdze

Obr. 17 TSt definovaná rýchlosť chôdze

Obr. 18 PSw definovaná rýchlosť chôdze

Obr. 19 LR rýchla chôdza

Obr. 20 Mst rýchla chôdza

Obr. 21 Tst rýchla chôdza

Obr. 22 PSw rýchla chôdza

Zoznam tabuliek

Tab. 1 Súhrnné výsledky štatistickej a vecnej významnosti

Tab. 2 Hodnoty variability posunu COP pri prirodzenej chôdzi vo fáze LR

Tab. 3 Hodnoty variability posunu COP pri prirodzenej chôdzi vo fáze Mst

Tab. 4 Hodnoty variability posunu COP pri prirodzenej chôdzi vo fáze TSt

Tab. 5 Hodnoty variability posunu COP pri prirodzenej chôdzi vo fáze PSw

Tab. 6 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze LR

Tab. 7 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze MSt

Tab. 8 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze TSt

Tab. 9 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze PSw

Tab. 10 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze LR

Tab. 11 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze MSt

Tab. 12 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze TSt

Tab. 13 Hodnoty variability posunu COP pri definovanej rýchlosti chôdzi vo fáze PSw

Prílohy

Príloha 1 Informovaný súhlas

Informovaný súhlas

Studie: Hodnocení variability provedení chůze jako potenciálního ukazatele rizika pádů

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.

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.

Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.

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.

Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Datum:

Datum:

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Príloha 2 Schválenie etickej komisie Fakulty telesné kultury Univerzity Palackého
v Olomouci



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 24. 3. 2014 byl projekt výzkumné práce

autora **prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr.**

s názvem

Hodnocení variability provedení chůze jako potenciálního ukazatele rizika pádů

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 24 / 2014

dne: 31. 3. 2014.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**

s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

razítko fakulty

Príloha 3 Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

Hodnocení rovnováhy a rizika pádu

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Klub seniorů (pokud do některého patříte):

Kontaktní údaje:

- **telefonní číslo:**

- **email:**

- **adresa:**

Osobní anamnéza (operace, úrazy dolních končetin či páteře):

.....
.....

Léky:

Rodinná anamnéza (nemoci v rodině):

Profese (dřívější i nynější):

Sociální anamnéza (žijete samiXs rodinou, důmXbyt – schody, výtah):

.....

Pády:

- máte nějaké poruchy rovnováhy či závratě (příp. jak často)?

.....

- upadli jste v posledních 3 měsících? Pokud ano, kde a při jaké činnosti?

.....

Príloha 4 ABC dotazník

The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale*

Pokyny pro účastníky:

Pro každou z následujících otázek prosím určete svou úroveň jistoty při provádění dané aktivity, aniž ztratíte rovnováhu nebo se stanete nestabilním tak, že vyberete jedno z procentuálních vyjádření na škále od 0% do 100%. Pokud v současné době danou aktivitu uvedenou v otázce neprovádíte, zkuste si představit, jak jistí byste byli, kdybyste tuto aktivitu museli vykonat. Pokud normálně používáte při vykonávání dané aktivity pomůcku pro chůzi nebo se někoho přidržujete, zhodnoťte vaši jistotu jako byste této opory využívali. Pokud máte nějaké otázky u odpovědi na některé z těchto položek, prosím zeptejte se administrátora.

Pro každou z následujících aktivit prosím označte svou úroveň sebejistoty tak, že vyberete odpovídající číslo z následující hodnotící škály:

0%	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100%
nejistota										zcela jistý(á)

Jak jste si jistí, že neztratíte svou rovnováhu nebo, že se nestanete nestabilním když ...

- 1 chodíte v okolí domu
- 2 jdete do schodů nebo ze schodů
- 3 se sehnete a zvedáte pantofle z podlahy šatníku
- 4 saháte pro malou plechovku z poličky ve výšce očí
- 5 stojíte na špičkách a saháte pro něco nad Vaší hlavou
- 6 stojíte na židli a saháte pro něco
- 7 zametáte podlahu
- 8 jdete ven z domu k autu zaparkovanému na příjezdové cestě
- 9 nastupujete nebo vystupujete z auta
- 10 jdete přes parkoviště do nákupního centra
- 11 jdete do svahu nebo ze svahu
- 12 jdete po přeplněném nákupním centru, kde kolem Vás rychle chodí lidé
- 13 do Vás lidé narážejí při chůzi přes nákupní centrum
- 14 nastupujete nebo sestupujete z eskalátoru, zatímco se držíte zábradlí
- 15 nastupujete nebo sestupujete z eskalátoru, zatímco držíte balíčky tak, že se nemůžete držet zábradlí
- 16 jdete venku po zledovatělém chodníku

Príloha 5 Falls Efficacy Scale International (FES-I)

Chtěli bychom vám položit několik otázek týkajících se vašich obav z možného pádu. Odpovídejte prosím podle toho, jak konkrétní činnost obvykle vykonáváte. Pokud v současnosti tuto činnost neděláte (například pro vás nakupuje někdo jiný), odpovězte prosím tak, jak byste se obával (obávala) pádu, kdybyste dělal (dělala) tuto činnost. Pro každou z následujících činností prosím označte odpověď, která je nejbližší vašemu mínění o obavě z pádu při dané činnosti.					
		Vůbec nemám obavy 1	Trochu se obávám 2	Dost se obávám 3	Velmi se obávám 4
1	Domácí uklízení (např. zametání, luxování, utírání prachu)	☐	☐	☐	☐
2	Oblékání nebo svlékání	☐	☐	☐	☐
3	Příprava jednoduchého jídla	☐	☐	☐	☐
4	Koupání nebo sprchování	☐	☐	☐	☐
5	Běžné nakupování	☐	☐	☐	☐
6	Vstávání ze židle nebo sedání	☐	☐	☐	☐
7	Chůze po schodech	☐	☐	☐	☐
8	Procházka v okolí bydliště	☐	☐	☐	☐
9	Dosahování věcí nad hlavou, nebo na zemi	☐	☐	☐	☐
10	Spěšná chůze ke zvonícímu telefonu, aby nepřestal zvonit	☐	☐	☐	☐
11	Chůze po kluzkém povrchu (např. mokřem nebo zledovatěném)	☐	☐	☐	☐
12	Návštěva přátel nebo příbuzných	☐	☐	☐	☐
13	Chůze v davu lidí	☐	☐	☐	☐
14	Chůze po nerovném povrchu (např. kamenitým, nezpevněným chodníku)	☐	☐	☐	☐
15	Chůze do nebo ze svahu	☐	☐	☐	☐
16	Návštěva společenské akce (například náboženské, rodinné setkání, návštěva klubu)	☐	☐	☐	☐