

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

Fakulta tělesné kultury

ANALÝZA ZRYCHLENÍ PŘI CHŮZI VE VZTAHU K RIZIKU PÁDU

Diplomová práce (magisterská)

Autor: Bc. Jakub Radina

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Bc. Jakub Radina

Název diplomové práce: Analýza zrychlení při chůzi ve vztahu k riziku pádu

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2017

Abstrakt

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv zrychlení na riziko pádů u seniorské populace.

V teoretické části jsou popsány základní pojmy z oblasti stability a možnosti jejího měření, postury, chůze včetně biomechaniky a kineziologie a rizika pádu u seniorské populace.

Do výzkumu bylo zařazeno celkem 142 probandů ve věku $71,1 \pm 6,9$ let. Probandi byli rozděleni do 2 skupin podle toho, zda v 6 měsících po měření upadli. Pro měření zrychlení jsme využili bezdrátové 3D akcelerometry.

Při porovnání hodnot padající a nepadající seniorské populace byl zjištěn signifikantní rozdíl u variability délky trvání chůzového cyklu a krátkodobých Lyapunovových exponentů v oblasti obratle L5 v anterioposteriorním směru.

Klíčové slova: chůze, analýza chůze, riziko pádu, Lyapunovové exponenty, zrychlení, variabilita chůze, senioři

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb

Autor's first name and Surname: Bc. Jakub Radina

Title of the master thesis: Acceleration analysis related to the risk of falls

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2017

Abstract:

The aim of this master thesis was to determine the effect of acceleration at risk of falling in community dwelling elders.

In the theoretical part of the thesis are described terms as gait, gait kinematics, posture, risk of falls.

There were 142 probands aged $71,1 \pm 6,9$ in the research group. The probands were divided into 2 groups according to whether the 6 months before or after measurements they fell. 3D wireless accelerometers were used in this study.

There was significant difference between fallers and non-fallers in the stride time variability and short - term Lyapunov exponents in antero-posterior direction measured in area L5 vertebra.

Keywords: gait, gait analysis, risk of fall, Lyapunov exponents, acceleration, gait variability, elders

I agree the thesis paper to be lent within the library service

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne:

Práce vznikla za podpory výzkumného projektu Grantové agentury České Republiky č. 15-13980S s názvem “Hodnocení variability provedení chůze jako ukazatele rizika pádů”

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce.

Obsah

1 Úvod	8
2 Syntéza poznatků	9
2.1 Rovnováha	9
2.1.1 Postura	9
2.1.2 Posturální stabilita	9
2.1.3 Hodnocení stability	10
2.1.4 Efekt stárnutí na posturální stabilitu	12
2.1.5 Pády a senioři	12
2.1.6 Strach z pádu	13
2.2 Chůze	14
2.2.1 Chůzový cyklus	15
2.2.2 Kinetika krokového cyklu	19
2.2.3 Analýza chůze	21
2.2.4 Parametry chůze se vztahem k riziku pádu	23
3 Cíle a hypotézy	27
3.1 Hlavní Cíl	27
3.2 Dílčí cíle	27
3.3 Hypotézy	27
4 Metodika	28
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	28
4.2 Charakteristika měřicího zařízení	29
4.3 Realizace měření	29
4.4 Měřené parametry	30
4.5 Zpracování dat	31
4.6 Statistické zpracování dat	31

5 Výsledky	32
5.1 Tinetti balance assessment tool	32
5.2 Rychlost chůze	33
5.3 Frekvence chůzového cyklu	35
5.4 Variabilita délky trvání chůzového cyklu	36
5.5 Lokální dynamická stabilita	38
5.5.1 Dlouhodobé Lyapunovové exponenty v oblasti L5	38
5.5.2 Krátkodobé Lyapunovové exponenty v oblasti L5	40
5.5.3 Dlouhodobé Lyapunovové exponenty v oblasti dolních končetin	42
5.5.4 Krátkodobé LE v oblasti dolních končetin	44
6 Diskuze	46
6.1 Tinetti balance assessment tool	46
6.2 Rychlost chůze	46
6.3 Frekvence chůzového cyklu	47
6.4 Variabilita délky trvání chůzového cyklu	47
6.5 Lyapunovové exponenty	48
6.6 Limity studie	49
7 Závěr	50
8 Souhrn	51
9 Summary	52
10 Referenční seznam	53
11 Seznam zkratk	58
12 Seznam tabulek	59
13 Seznam grafů	60
14 Seznam obrázků	61
15 Přílohy	62

1 Úvod

Lidská lokomoce je popisována jako dovednost přemístit se z jednoho místa na místo jiné. Lidskou lokomocí rozumíme chůzi, běh či skoky. Charakteristickým znakem chůze je střídání fáze opěrné a švihové na dolních končetinách. Kromě pohybové funkce je důležitý i sociální charakter chůze, protože jakákoliv porucha chůze má dopad na kvalitu života jedince (Kolář, 2009).

Pády jsou častým problémem zejména seniorské populace. Pády mají rozsáhlé negativní důsledky zdravotní, sociální a ekonomické. Každý rok 1/3 seniorů starších 65 let života upadne. Uvádí se, že ve Spojených Státech Amerických upadne až 40 % populace nad 65 let alespoň jednou do roka a alespoň 1 ze 40 seniorů je kvůli tomuto pádu hospitalizován. Z těchto hospitalizovaných celá jedna polovina nepřežívá další rok (Bridenbaugh & Kressig, 2011).

Z výše uvedených důvodů je nutné pádům předcházet. Jedním ze způsobů předcházení pádu je zajištění rizikových pacientů, kteří mají pro pád určité predispozice ještě před tím, než upadnou. K zajištění tohoto je potřeba zjistit, které parametry chůze se liší u padající a nepadající populace a na základě tohoto k rizikovým pacientům přistupovat a zajistit včasnou rehabilitaci ke zlepšení rizikových faktorů, kterých existuje více jak 400 (Deandrea et al., 2010).

2 Syntéza poznatků

2.1 Rovnováha

Rovnováha a její udržení je složitý děj, na němž participuje řada tělesných systémů. Aferentní informace jsou zajišťovány senzoryckým aparátem, vestibulárním systémem a proprioceptory. Zpracovávají jsou centrálním nervovým systémem, kde jsou vyhodnoceny a na jejich základě je CNS schopno udržovat rovnováhu. Tělo v rovnovážném stavu je tehdy, když jsou všechny síly působící na tělo vyrovnány. Při porušení této rovnováhy a při neschopnosti organismu na tuto změnu dochází k pádu (Véle, 1997).

2.1.1 Postura

Základem k provedení jakéhokoliv pohybu je postura. Posturou chápeme aktivní zajištění tělesných segmentů v prostoru. V dřívější době byla postura popisována tak, že pronásleduje pohyb jako stín. Toto se ukázalo jako nepřesné, protože posturální zajištění je nutné již před provedením zamýšleného pohybu, tak i v jeho vlastním průběhu. Následně postura zajišťuje polohu konečnou, která předchází další sekvenci pohybu (Kolář, 2009; Čápková, 2008). Prvotním předpokladem posturálního zajištění je souhra mezi funkcí senzoryckou, řídící a výkonnou. Senzorycké informace zajišťují extero a proprio receptory, řídící funkce je zajištěna mozkem a míchou a výkonná složka je zajištěna pohybovým systémem (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.2 Posturální stabilita

Je definována jako schopnost zajistit tělní segmenty proti působení zevních sil a tím udržet vzpřímené postavení a zajistit podmínky pro pohyb. Posturální stabilita je ovlivněna řadou faktorů jako je propriocepce a její zpracování v CNS, ale také řadou biomechanických faktorů jako oporná plocha (AS), oporná báze (BS), poloha těžiště (Centre of mass), poloha průmětu těžiště do podložky (COG - centre of gravity) a poloha působíště reakční síly podložky (COP - centre of pressure) (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.2.1 Area of Support (AS)

Jedná se o plochu kontaktu podložky s povrchem těla. Jde o aktuálně zatížené části těla, která je potřebná k vytvoření BS.

2.1.2.2 Base of Support (BS)

Je část podložky ohraničena nejvzdálenějšími body AS.

2.1.2.3 Centre Of Mass, Těžiště (COM)

Je to hypotetický bod, který lze pomocí různých metod definovat pro každý tělní segment. U člověka se těžiště pro celé vzpřímené tělo ve stoji nachází přibližně před obratlem S2 a je o něm možné mluvit pouze při zaujetí postury. Těžiště při pohybu opisuje sinusoidu v horizontální a vertikální rovině. Může se posunout až 5 cm kraniálním směrem při střední oporné fázi krokového cyklu. V horizontální rovině se těžiště pohybuje 2x větší frekvencí než v rovině vertikální. Jestliže se amplituda oscilací těžiště sníží, je chůze energeticky efektivnější (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.2.4 Centre Of Pressure (COP)

Je bod, který je působištěm vektoru reakční síly podložky. Při chůzi se může COP vyskytovat i mimo BS a to při dvouopornové fázi krokového cyklu. Při opoře o jednu končetinu se COP nachází v BS.

2.1.2.5 Centre Of Gravity (COG)

Je definován jako průmět těžiště těla do roviny BS. Při statické poloze například stoji či sedu se musí COG vždy nacházet v BC, jinak se tato poloha stává nestabilní a nelze COG vrátit a musí se změnit oporná báze prostřednictvím změny AS (Vařeka & Vařeková, 2009; Dungl, 2005; Whittle, 1996).

Narušení stability může být korigováno v hlezenním kloubu tzv. kotníková strategie při pomalé změně opory nebo při statickém bipedálním stoji. (Gatev, Thomas, Kepple, & Hallett, 1999) Během posturálně náročnějších situací se stabilita koriguje flexí a extenzí v kyčelním kloubu tzv. kyčelní strategie (Winter, 1995)

2.1.3 Hodnocení stability

Klinické hodnocení chůze bylo vyvinuto ke zhodnocení fyzických funkcí u osob ohrožených limitací pohybové schopnosti. Toto testování může sloužit jako screening, protože může pomoci objevit tyto limitace dříve, než se stačí projevit a způsobit problémy (Desforges, Applegate, Blass, & Williams, 1990).

Tinetti Test

Někdy také označovaný jako POMA - Performance-Oriented Mobility Assessment. Klinický test sestávající se ze dvou částí. Hodnotí rovnováhu a chůzi. Jedná se o tzv. task-oriented test trvající kolem 10-15 minut. Každá položka testu se vyhodnotí body 0-2, kdy 0 znamená největší omezení při provedení a 2 znamená nezávislost v provedení. Z výše uvedeného hodnocení testu vyplývá jistá limitace, protože takto uvedené zhodnocení testu nemusí stačit pro různé variace provedení apod. Subtest zaměřující se na rovnováhu vyžaduje židli bez opěrek. Vyšetřovaný provádí 9 úkolů jako volné sezení na židli, vstávání ze židle, volný stoj apod. Maximální možné skóre možné získat z této části je 16 bodů. Při testování chůze je úkolů pouze 7 a maximální skóre z této části je 12 bodů. Při testování chůze jde vyšetřovaný po rovné podložce rychlým tempem, které je pro vyšetřovaného bezpečné. Maximální skóre, kterého je možné dosáhnout po sečtení obou částí je 28 bodů. Nejvyšší riziko pádu mají jedinci, kteří nedosáhli více než 18 bodů, 19-24 bodů značí mírné riziko pádu a výsledek nad 24 bodů ukazuje na malé riziko k pádu (Tinetti, 1986). Tento test se ukázal jako velmi spolehlivý v hodnocení pádů u seniorské populace (Tinetti, Speechley, & Ginter, 1988).

Berg Balance scale (BBS)

Test, který testuje funkční rovnováhu. Sestává se ze 14 úkolů, které jsou hodnoceny 0-4 body. 0 značí nezvládnutí daného úkolu nebo jeho provedení nejnižší kvalitou. 4 body ukazují na zvládnutí úlohy bez omezení. Úkoly jsou zaměřeny na 3 posturální situace. Rovnováha se hodnotí v sedu, stojí a při změnách polohy. Při testování se hodnotí nejen kvantita, ale také kvalita provedení jednotlivých částí. Maximální skóre při tomto testu je 56 bodů. Skóre od 41 do 56 bodů ukazuje na nízké riziko pádů. 21-40 bodů je spojeno se středním rizikem a do 20 bodů je riziko pádu velké (Downs, 2015).

Falls efficacy scale (FES)

Test hodnotí strach z pádu při provádění deseti různých aktivit denní potřeby jako je sprchování, chůze kolem domu, posazení a stoupnutí na toaletě aj. Hodnocené osoby jsou vyzvány aby sami zhodnotili svůj strach z provedení dané úlohy na bodové stupnici od 1 do 10, kde 1 je největší sebejistota při provádění úkolu a 10 je nejmenší sebejistota (Tinetti & Powell, 1993).

Timed up and go test (TUG)

Při tomto testu se hodnotí doba, za jakou se vyšetřovaná osoba postaví ze sedu na židli, ujde 3 metry a následně se vrátí a opět se posadí na židli. Pacient se nejdřív s testem seznámí a jednou si ho vyzkouší na nečisto. Během testu může pacient používat pomůcky jako je hůl nebo chodítka. Rychlejší čas je považován za ukazatel menšího rizika pádu. Čas 13.5 s je považován za hranici menšího a vyššího rizika pádu (Rose, Jones, & Lucchese, 2002). Podle Barry, Galvin, Keogh, Horgan a Fahey (2014) má tento test omezenou schopnost předpovídat pády a neměl by být užíván samostatně k identifikaci osob s vysokým rizikem pádu.

2.1.4 Efekt stárnutí na posturální stabilitu

Se stárnutím je spojeno snižování aferentního toku informací jak z proprioceptorů, tak z exteroceptorů, což má za následek snížení posturální stability. V seniorském věku je tedy potřeba větší účasti senzorických informací na udržení rovnováhy. Jestliže je senzorická funkce omezena, dochází u seniorské populace k projevům ztráty stability a pádům (Woollacott, 1993). Úbytek svalové hmoty a tím i svalové síly je dalším z projevů stárnutí. Také toto oslabení má za následek zhoršení posturální stability a je rizikem pádu (Baloh, Ying, & Jacobson, 2003).

2.1.5 Pády a senioři

Existuje mnoho definic pádu. Jednou z prvních definic označujících proces pádu je: “vertikální linie procházející těžištěm lidského těla bude ležet před BS a náprava nenastane dostatečně včas” (Exton-Smith and Weksler, 1985). Tinetti (1988) definoval pád jako “okamžik, při kterém osoba nedobrovolně upadla na zem nebo obecně na nižší úroveň než byla před pádem a to bez přehnaného hazardování nebo rozsáhlé vnitřní události jako je např. cévní mozková příhoda”. Nevittova definice je “pád až na zem nebo do doby kontaktu s nějakým předmětem např. židle apod” (Nevitt, Cummings, & Hudes, 1991). Novější definice je např. “neočekávaný sestup z rovného sedu či stoje na nižší úroveň, kdy je výška pádu větší než 1 metr” (Kannus, 1999).

Pády mohou být klasifikovány několika způsoby:

- vysvětlitelné pády - zakopnutí, synkopa, aj.,
- nevysvětlitelné pády - příčina pádu není známa a nebyla nalezena,
- pády s interní příčinou - pád je zaviněn interní příčinou, která narušila posturální kontrolu,
- pády s externí příčinou - hlavní příčinou těchto pádu jsou zevní vlivy,
- pády se zraněním,

- pády bez zranění (Masud & Morris, 2001).

Za padající osobu je označen ten, který upadnul alespoň jednou za posledních 6 měsíců. Incidence pádů za rok je podle dat z australské studie 49% u osob starších 70 žijící samostatně. U osob, které upadly je přibližně 2/3 šance, že upadnou znova v následujícím roce (Nevitt, 1989; Hill, Schwarz, Flicker, & Carroll, 1999).

Existuje až 400 různých rizikových faktorů pádu (Oakley et al., 1996). Podle The Effective Health Care Bulletin existuje 5 hlavních skupin rizikových faktorů:

- enviromentální (uvolněné koberce, vana bez držadel, špatné osvětlení, nepadnoucí boty, atd.)
- medikace (hypnotika, antidepresiva, sedativa, aj)
- zdravotní stav a další změny spojené se stárnutím (špatný zrak, zhoršené kognitivní funkce)
- nutriční (nedostatek vápníku vitamínu D nebo vápníku)
- nedostatek pohybu

Pád může nastat jak za dynamické tak za statické situace. K pádům ve statické situaci dochází zřídka, většina se odehraje při dynamickém pohybu (Lord, Clark, & Webster, 1991). Ze skupiny padajících až 65% žen a 44% mužů upadne v místě bydliště a 25% mužů a 11% žen upadne na zahradě (Campbell et al., 1990)

2.1.6 Strach z pádu

Přes 20% seniorů trpí strachem z pádu. Vlastní pády a strach z nich je na sebe vázán a ovlivňují se navzájem. Pády mohou způsobovat strach z dalších pádů a strach může způsobovat pády. Ve studii Friedman, Munoz, West, Rubin a Fried (2002), která zjišťovala souvislost mezi strachem z pádu a pády se ukazuje, že lidé, kteří nepocítí strach z pádu, ale již spadli, mají větší riziko toho, že se u nich strach z pádu objeví. Což ukazuje na to, že strach z pádu není pouze následek předchozí zkušenosti z pádu. Dále se ukázalo, že lidé, kteří kvůli strachu z pádu omezí svou aktivitu, mají vysoké riziko, že budou v budoucnosti padat.

2.2 Chůze

Chůze je nejtypičtějším způsobem lokomoce. Pro člověka je typická bipedální lokomoce, která zahrnuje chůzi, běh a skok. Chůze je schopnost vrozená, ale každý člověk si během vývoje vytváří vlastní pohybový stereotyp (Kolář, 2009). Podle Véleho (1997) je chůze tak individuální projev každého člověka, že se podle chůze dá člověk identifikovat. O vzpřímené chůzi můžeme během ontogenetického vývoje jedince mluvit kolem 4 let věku. Podle Vojty (1993) Můžeme o sociální bipedální lokomoci s cílem, možností regulovat rychlost a směr mluvit kolem 14-16 měsíce vývoje. Kvalita chůze dítěte se postupně zvyšuje a v 6 letech věku (s vyzráním mozečku) je kvalita chůze dokončená. Tato chůze vyžaduje intaktní CNS, druhově specifické mechanismy ke vzpřímení trupu, cílený krokový cyklus a volnou intersegmentální rotaci obrátů.

Při chůzi, na rozdíl od běhu, zůstává vždy alespoň jedna DK v kontaktu s podložkou a tato opora se rytmicky střídá z jedné dolní končetiny na druhou (Hamill & Knutzen, 2009). Janura & Zahálka (2004) popisují chůzi jako řízený pád vpřed, ze stabilní pozice, kterou zajišťuje stojná končetina na končetinu druhou. Chůze může být popsána také jako střídavé použití dolních končetin, které poskytují propulzi a oporu (Whittle, 1996). Segmenty horních končetin a trupu se při pedální lokomoci pohybují pouze v otevřených řetězcích a svaly těchto segmentů můžeme pro lokomoci užít jen omezeně (Vařeka & Vařeková, 2009).

Podle Dvořáka (1998) musí být naplněny pro chůzi následující požadavky:

- Mechanické faktory - opěrná funkce skeletu DKK
 - pevnost kostí na ohyb a tlak.
 - dostatečná statika a dynamika nosních kloubů - což zahrnuje neporušený tvar kloubní hlavice a jamky a odpovídající stav měkkých tkání kloubního aparátu.
 - neporušená funkce nervosvalového aparátu DKK a pánve

Podle Gage (1991) má lidská chůze 5 základních znaků:

- stabilita ve stoji
- uvolnění dolní končetiny v průběhu švihové fáze
- přiměřená délka švihové fáze
- optimální délka kroku
- minimalizace výdeje energie

Množství energie potřebné k chůzi je podle Saunders, Inman a Eberhart (1953) ovlivněno několika základními parametry:

- rotace pánve,
- náklon pánve,

- flexe v kolenním kloubu ve stojné fázi,
- součinnost chodidla, hlezenního a kolenního kloubu,
- laterální posun pánve.

Energetická náročnost chůze je dále ovlivněna také následujícími faktory: hmotnost, věk chodce, pohlaví, rychlost chůze, terén, ve kterém se osoba pohybuje, počasí aj. (Sovová, Zapletalová, & Cipryanová, 2008)

2.2.1 Chůzový cyklus

Základní jednotkou chůze je dvojkrok (stride). Každý tento dvojkrok se opakuje, dokud není dosaženo cíle chůze (Perry, Burnfield, & Cabico, 2010). Tento dvojkrok můžeme označit také jako chůzový cyklus. Chůzový cyklus je zahájen došlapem jednoho chodidla na podložku a končí opětovným dopadem téhož chodidla. Chůzový cyklus můžeme rozdělit na 2 fáze. Fázi stojnou a fázi švihovou. Poměr mezi fází stojnou s švihovou je přibližně 60:40 % (Whittle, 1996). Během jednoho chůzového cyklu nastává dvakrát fáze dvojí opory a dohromady tvoří cca 20 % délky jednoho cyklu. Tato dvojí opora se nachází ve fázi stojné a jedná se o přechod k fázi švihové. Špička stojné nohy se odvíjí a směřuje do fáze švihové, zatímco druhá DK přechází ze švihové fáze do fáze opěrné (Véle, 2006). U seniorů nad 70 let se zastoupení dvojí opory v chůzovém cyklu zvyšuje až na 26% (McGibbon, Krebs, & Puniello, 2001).

Jednotlivé části stojné a švihové fáze chůzového cyklu se podle autorů dělí různě.

Perry (1992) dělí části krokového cyklu takto:

- **Stojná fáze:**
 - **Počáteční kontakt** - initial contact (0%) - první kontakt - nejčastěji patou (heel strike) s podložkou. Hlezenní kloub se nachází v neutrálním nastavení díky aktivitě m. tibialis anterior a také díky m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. Subtalární kloub je pronován a v transversotarsálním kloubu je supinace a tudíž je kloub volný, což umožňuje přizpůsobení se povrchu podložky. Kolenní kloub je v minimální flexi, díky které je tlumena zátěž došlapu. Kyčelní kloub je nastaven do flexe a postupně se stáčí do vnitřní rotace. Začínají se aktivovat hamstringy a m. gluteus maximus, které zahajují extenzi kyčelního kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).
 - **Postupné zatěžování** - loading response (0-10 %) - fáze první dvojí opory. Jedná se o část, kdy se hmotnost těla přenáší na stojnou končetinu. Ploska nohy stojné DK je postupně přikládána k podložce až do plného kontaktu s podložkou celou ploskou (foot flat) Jakmile je na plosku přenesena celá hmotnost těla, od podložky se odlepí palec opačné nohy. Těžiště těla se nachází

nejníže v celém krokovém cyklu, proto je tato pozice nejstabilnější. Pánev se rotuje na stranu oporné končetiny. V hlezenním kloubu se mění počáteční dorsální flexe ve flexi plantární, která je korigována excentrickou kontrakcí dorsálních flexorů nohy. V subtalárním kloubu dochází k supinaci a v transversotarzálním kloubu k relativní pronaci, což má za následek zpevnění až uzamčení kalkaneokuboidního kloubu. Koleno se flektuje a spolu s plantární flexí v hlezenním kloubu absorbuje náraz. Na flexi kolenního kloubu se významně podílí excentrická aktivita m. quadriceps femoris. Kyčelní kloub v maximální flexi se začíná extendovat díky aktivitě m. gluteus maximus a ischiokrurálních svalů (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

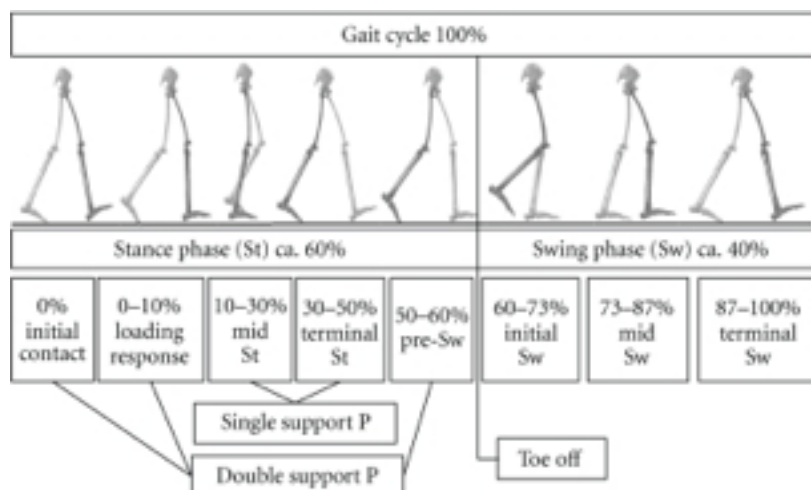
- **Mezistoj** - midstance - (10-30 %) - první fáze opory o jednu končetinu. Kontralaterální chodidlo je mimo podložku a jako začátek této fáze se popisuje jako okamžik, kdy končetina ve fázi švihů mívá stojnou končetinu a končí odlepením paty stojné končetiny. Tato doba je nejméně stabilní částí krokového cyklu, kdy se těžiště těla posouvá vzhůru a člověk má oporu pouze o jednu končetinu. Excentrická aktivita m. quadriceps femoris je vystřídána aktivitou koncentrickou. Plantární flexe chodidla je nahrazena dorsální flexí a její dostatečná velikost je nutná pro dokončení plynulého pohybu vpřed. Hlezenní kloub je středem otáčení (Gage, 1991). Mění se aktivita svalů bérce a m. tibialis anterior je nahrazen aktivitou m. triceps surae (Whittle 1996).
- **Konečný stoj** - terminal stance - (30-50 %) - část krokového cyklu, který je vymezen odlepením paty stojné končetiny a dopadem paty končetiny švihové. Těžiště těla se dostává za opěrnou bázi, zrychluje a klesá směrem ke končetině ve fázi švihů. Pro udržení správného postavení pánve je nutná neustálá aktivita abduktorů kyčelního kloubu (Gage, 1991). Tělo se posouvá dopředu čímž vzniká pasivní extenze v kyčelním kloubu s maximem při kontaktu protilehlé končetiny s podložkou. V kolenním kloubu je extenze, která je největší právě v okamžiku odlepení paty od podložky. V hlezenním kloubu je maximální dorsální flexe, která se začíná měnit v postupnou flexi plantární aktivitou m. triceps surae, který zároveň brání v hyperextenzi kolenního kloubu. Koncentricky se zapojují plantární flexory prstů. (Whittle, 1996)
- **Předšvih** - preswing - (50-60 %) - Druhé období dovojí opory - Je zakončením stojné fáze, kdy se mění zatížení končetin z původně stojné na druhostrannou končetinu. Je vymezena kontaktem kontralaterální paty s podložkou a odlepením palce na straně končetiny, která byla původně stojná. V kyčelním kloubu se dokončuje extenze a začíná flexe. V kolenním kloubu začíná flexe, která je brzděna excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. V subtalárním kloubu je supinace, v transverotarzálním kloubu nacházíme relativní pronaci, která způsobí uzamčení transverzotarzálního kloubu a tím vytvoří pevnou páku pro odraz a přes kterou může

m. triceps surae dosáhnout největšího tahu (Perry, 1992; Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996).

- **Švihová fáze**

- **Počáteční švih** - initial swing - (60-73 %) - začíná odrazem palce a končí v momentu, kdy švihová končetina mívá končetinu stojnou. Je to první fáze, ve které není dolní končetina v kontaktu s podložkou. V kyčelním kloubu dominuje flexe, která je přítomna i u kloubu kolenního, která je ovšem pasivní a je ovlivněna právě flexí v kyčelním kloubu. Hlezenní kloub je v plantární flexi cca 25°, která se po odlepení palce od podložky mění aktivitou m. tibialis anterior ve flexi dorsální, která dovolí odlepení nohy od podložky. Po odlepení od podložky m. extensor digitorum longus způsobí pronaci patní kosti v subtalárním kloubu (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle, 1996; Perry, 1992).
- **Mezišvih** - midswing - (73-87 %) - začíná v momentě, kdy je švihová končetina ve vertikále a mívá končetinu stojnou. Díky aktivitě m. iliopsoas se zvyšuje flexe kyčelního kloubu až na 20°. Současně je pasivní flexe v kolenním kloubu cca 60-70°, která se po dosažení této hodnoty začíná postupně měnit v extenzi díky koncentrické aktivitě m. quadriceps femoris. Neutrální pozice v hlezenním kloubu je zajištěna aktivitou m. tibialis anterior a přetrvává supinace v transverotarsálním kloubu (Perry 1992; Whittle 1996).
- **Konečný švih** - terminal swing - (87-100 %) - švihová končetina se připravuje na zahájení fáze stojné v dalším krokovém cyklu. Mění se nastavení kyčelního kloubu do vnitřní rotace. V kyčelním kloubu zůstává flexe kolem 25°. Optimální rychlost stehna pro iniciační kontakt je kontrolována excentrickou aktivitou m. gluteus maximus a hamstringů. Koleno je v téměř maximální extenzi. V subtalárním kloubu se pronace mění v supinaci a také transversotarsální kloub je nastaven do supinace. V této fázi se začíná projevovat aktivita dorsálních flexorů nohy a m. quadriceps femoris, které jsou důležité pro další fázi krokového cyklu (Vařeka & Vařeková, 2009; Whittle 1996).

Obr. 1 Chůzový cyklus (Perry 1992)



Legenda: Gait cycle - chůzový cyklus, Stance phase - stojná fáze, Swing phase - švihová fáze, initial contact - počáteční kontakt, loading response - postupné zatěžování, midstance - mezistoj, terminal stance - konečný stoj, preswing - předšvih, initial swing - počáteční švih, mid swing - mezišvih, terminal swing - konečný švih, Single support part - jednooporová fáze, Double support part - dvojoporová fáze, Toe off - odraz palce

Whittle (1997) rozdělil krokový cyklus na 7 subfází:

- počáteční kontakt
- odraz protějšího palce
- zdvih paty
- iniciální kontakt protějšího chodidla
- odraz palce
- míjení končetin
- tibie ve vertikále

První 4 části jsou součástí opěrné fáze a zbylé 3 jsou částmi v opěrné fázi.

Další rozdělení krokového cyklu je podle Vaughan (1992):

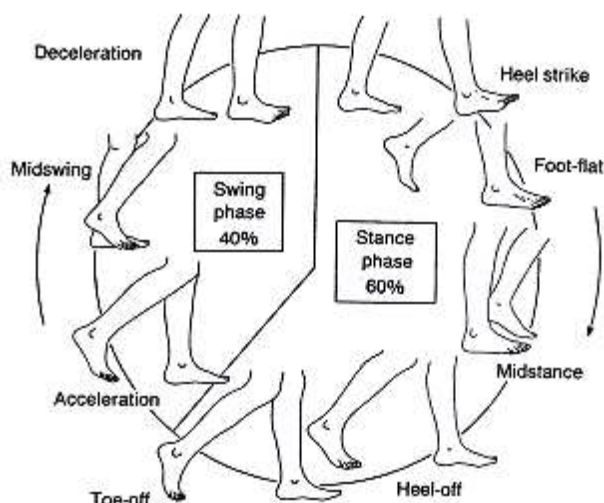
Stojná fáze:

- úder paty
- kontakt nohy
- mezistoj
- odvinutí paty
- odraz palce

Švihová fáze:

- zrychlení
- mezišvih
- zpomalení (úder paty)

Obr. 2 Chůzový cyklus (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992)



Legenda: Stance phase - stojná fáze, Swing phase - švihová fáze, Heel strike - dopad paty, Foot-flat - celá ploska na podložce, Midstance - mezistoj, Heel-off - odlepení paty, Toe-off - odraz palce, Acceleration - zrychlení, Midswing - mezišvih, Deceleration - zpomalení

2.2.2 Kinetika krokového cyklu

Svaly dolních končetin pracující v uzavřeném kinetickém řetězci vykonávají hlavní práci při pedální lokomoci. Svaly samy o sobě nemohou vyvolat pohyb, pouze změnu nastavení segmentů dolních končetin. Svaly vykonávají lokomoční pohyb prostřednictvím vnějších sil jako je reakční síla podložky. Ve švihové fázi krokového cyklu pracují i svaly dolních končetin v otevřeném kinetickém řetězci a ovlivňují frekvenci, podílejí se na rovnovážných reakcích apod (Vařeka & Vařeková, 2009).

Kinetika hlezenního kloubu a nohy

Pro co nejplynulejší pohyb s minimální ztrátou energie dochází v oporné fázi krokového cyklu na úrovni hlezna a nohy ke třem zhoupnutím. K prvnímu zhoupnutí dochází při kontaktu paty s podložkou, kdy vektor reakční síly podložky prochází přes zadní okraj patní kosti. Setrvačná síla tlačí plosku k podložce. Proti této síle působí extenzory nohy svou excentrickou kontrakcí. Druhé

zhoupnutí nastává v období střední opory krokového cyklu a vektor reakční síly podložky je před hlezenním kloubem. Bérec se pohybuje vpřed vůči pevně zatížené plosce nohy. Nastupuje aktivita plantárních flexorů nohy, které brzdí dorsiflexční pohyb v hleznu. S dalším pohybem a rostoucím momentem síly těchto svalů se zapojuje nejprve m. soleus a postupně i m. gastrocnemius a m. flexor digitorum longus. Jakmile se podaří těmto svalům zastavit dorsální flexi chodidla, nastává třetí zhoupnutí přes hlavičky metatarzů. Bérec se neustále pohybuje vpřed a excentrická kontrakce lýtkových svalů se mění na kontrakci koncentrickou. Na začátku švihové fáze krokového cyklu je hlezenní kloub nastaven přibližně do 15° plantární flexe (Perry, 1992; Vařeka & Vařeková, 2009).

Kinetika kolenního kloubu

Při kontaktu paty s podložkou na začátku opěrné fáze je kolenní kloub v téměř úplné flexi. Vektor rekační síly podložky je ve středu nebo mírně za osou kolenního kloubu, čímž vyvolává flekční moment síly. Moment síly excentrické (izometrické) kontrakce extenzorů kolenního kloubu je menší, tudíž je koleno flektováno do cca 15° v období střední opory. Právě tato flexe v kolenním kloubu spolu s plantární flexí hlezenního kloubu a supinací kalkaneu má podíl na tlumícím mechanismu při došlapu. Moment reakční síly se mění ve fázi střední opory kdy prochází před kolenním kloubem. Díky kloubnímu pouzdru by však v kolenním kloubu nemělo docházet k plné extenzi. Při odrazu nohy se kolenní kloub flektuje do cca 45°. Při rychlejší chůzi se zvětšuje aktivita flexorů kyčelního kloubu a hlezenního kloubu. Při chůzi pomalejší je flexe na začátku švihové fáze podpořena výraznější aktivací m. gracilis, m. sartorius a m. biceps femoris. (Gage, 1991; Vařeka & Vařeková, 2009).

Kinetika kyčelního kloubu

V první fázi oporné části krokového cyklu se kyčelní kloub nachází přibližně v 35° flexe a 10° addukce. Vektor reakční síly podložky směřuje za osu kloubu a zapříčiňuje vyvolání extenčního momentu. Vzhledem k tomu, že jsou extenzory kyčelního kloubu aktivní již na konci švihové fáze, může nastat po kontaktu s podložkou brzdné období, které je přítomno v první polovině oporné fáze. Jestliže je kolenní kloub stabilizovaný aktivitou m. quadriceps femoris, mohou ischiokrurální svaly působit jako extenzory kyčelního kloubu a mohou extendovat kyčelní kloub po téměř celou dobu opěrné fáze. Na konci oporné fáze se mění extenze kyčelního kloubu do flexe díky aktivitě m. triceps surae, který tlačí koleno do flexe a s ním i kyčelní kloub. Na počátku švihové fáze, je kyčelní kloub nastaven do 5° abdukce ve frontální rovině. Flexe kyčelního kloubu pokračuje až do

poloviny fáze švihové a následně je brzděna aktivitou extensorů a dolní končetina je připravována na další fázi opornou (Vařeka & Vařeková, 2009).

Kinetika pánve

Při chůzi se pánev pohybuje ve 3 rovinách. Perry (1992) uvádí pohyby ve frontální rovině jako elevaci a depresi. Relativní elevace nastává na homolaterální straně zatěžované končetiny při počátečním zatížení končetiny. Následně se pánev vyrovnává a v období mezistojky je v neutrálním postavení. Těsně po odrazu palce nastává na homolaterální části pánve maximální deprese. Ve stejném okamžiku nastává maximální elevace. Ve švihové fázi je pánev opět v neutrálním postavení. V rovině sagitální anteriorní/posteriorní naklonění. Při počátečním kontaktu je pánev uložena v neutrálním postavení. Zatěžováním končetiny se pánev dostává do anteriorního postavení. Na konci oporové fáze se pánev opět dostává do neutrálního postavení a při předšvihy se pánev nastaví do retroverze. Na konci švihové fáze je pánev znovu v antevertzi a v rovině transverzální posteriorní a anteriorní rotaci. Největší anteriorní rotace nastává v okamžiku heel strike na homolaterální končetině a naopak největší posteriorní rotace nastává v okamžiku kontaktu kontralaterální paty s podložkou.

2.2.3 Analýza chůze

Aspekce

Proband je při aspekčním vyšetření bos. Všímáme si způsobu došlapu, zda oporná fáze začíná dopadem paty, dynamiky nožní klenby a odvíjení nohy. V předšvihové fázi se zaměříme na velikost extenze v kyčelním kloubu a také na nastavení kolenního kloubu. Zezadu můžeme zhodnotit pohyby páteře a pánve. Pohyby pánve při chůzi byly uvedeny výše a jsou fyziologické do cca 5°. Dále se zaměříme na symetričnost chůze, hlasitost chůze, rychlost chůze, souhyby horních končetin a podobně. Dále se vyšetřují modifikace chůze jako je chůze při zúžené bázi, chůze po měkkém povrchu, chůze pozpátku, při zavřených očích aj. (Kolář, 2009)

Kinematická analýza chůze

Kinematická analýza hodnotí změny polohy tělesných segmentů těla v prostoru. Velikosti úhlových změn mezi segmenty odpovídají úhlové rychlosti a zrychlení segmentů těla. Měření se provádí ve 2D (dvoudimenzioálním) nebo 3D (třídimenzionálním) prostoru. K záznamu 3D pohybu

se používá zpravidla větší počet kamer tak, aby každý zkoumaný bod byl po celý záznam viditelný alespoň dvěma kamerami (Vařeka & Vařeková, 2009; Kolář, 2009).

Podle Janury (2004) můžeme kinematické metody dělit na:

- goniometrie
- chronografie
- akcelerometrie
- stroboskopie
- kinematografická metoda
- měření časových parametrů

Goniometrie - jedná se o metodu měření rozsahu pohybu v kloubu. Měří se pomocí goniometru. Goniometr se přiloží ke středu otáčení kloubu a pomocí ramen goniometru se zjistí velikost úhlu. Můžeme určit změnu vzájemné polohy segmentu v rovině a prostoru, díky schopnosti změřit změny úhlů kolem jedné, dvou nebo tří os (Janura & Zahálka, 2004).

Chronografie - tato metoda se využívá při nutnosti změřit trvání kratších mikrofází pohybu. Využívají si přístroje jako elektrické stopky, fotonový registrátor času aj. Při pohybu jsou těmito přístroji zaznamenány impulsy, které se následně vyhodnotí a tím se získají časové údaje o délce jednotlivých mikrofází.

Akcelerometrie - pro měření zrychlení se využívá akcelorometrů. Akcelometr zaznamená zrychlení tělesného segmentu a následně jej převede na elektrický signál. Měření může probíhat v jednom i více směrech a měřit tak zrychlení ve vertikální, antero-posteriorním i medio-laterálním směru (Whittle, 2007). Akcelerometrie se ukázala jako spolehlivá metoda v hodnocení posturální stability a měření variability chůze (Heebner, Akins, Lephart, & Sell, 2015).

Stroboskopie - pro tuto metodu se využívá rotující disk s otvory, který je umístěn před objektivem kamery. Otvory proniká světlo na fotosenzitivní materiál a na něm jsou zaznamenány jednotlivé mikrofáze pohybu.

Kinematografická metoda - kinematické data jako např.: rychlost, úhel, dráha nebo úhlová rychlost segmentu je možné vyhodnocovat touto metodou po označení vybraných bodů na těle. Body mohou být aktivní, které vysílají signál, jenž je zachycen speciální kamerou nebo pasivní, které jsou kontrastní k pozadí. Tyto body a jejich poloha je zaznamenána pomocí kamer nebo moderních optoelektronických přístrojů. Následně je pohyb bodů vyhodnocen softwarem. Pro získání 3D obrazu je nutné využít více kamer (Janura & Zahálka, 2004).

Dynamická analýza chůze

Hlavním cílem dynamické analýzy pohybu je záznam sil, které při pohybu působí. Může se jednat o síly vnitřní (síla svalová) nebo vnější (např. reakční síla podložky). Tyto a další síly jsou základní podmínkou provedení pohybu. Základním vybavením pro tuto analýzu jsou silové plošiny, které zaznamenávají reakční sílu, která působí dle zákona akce a reakce proti svalové síle dolní končetiny ve stejné fázi krokového cyklu (Kolář, 2009).

2.2.4 Parametry chůze se vztahem k riziku pádu

Časově prostorové parametry chůze

Mimo fáze krokového cyklu můžeme definovat další veličiny, které souvisí s chůzí. Jedná se o časoprostorové parametry. Jedná se o tyto:

- step length (délka kroku)
- stride length (délka dvojkroku)
- step width (šířka kroku)
- cadence (kadence)
- walking speed (rychlost chůze)
- toe in, out angle (úhel nohy)

Délka kroku - je definována jako vzdálenost mezi místem kontaktu paty s podložkou jedné končetiny a místem, kde pata druhé nohy dopadne na podložku (Whittle 1997).

Délka dvojkroku - se popisuje jako vzdálenost, která je mezi místem počátečního kontaktu paty jedné nohy a dalším kontaktem paty té samé nohy (Whittle 1997). Délka krokového cyklu se dá považovat za dobrý ukazatel při odlišování padajících a nepadajících populace (Thaler-Kall et al., 2015).

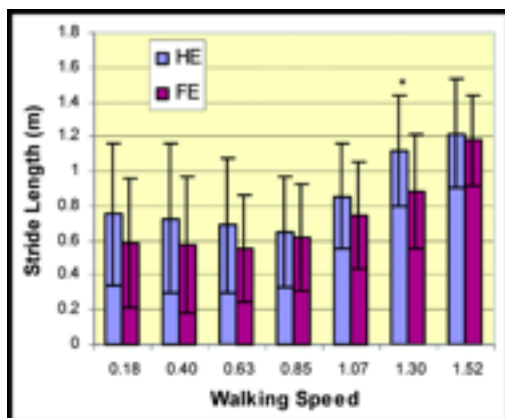
Doba dvojkroku - Je doba, za kterou člověk provede dvojkrok. Tato doba je nepřímo úměrná frekvenci chůze. Doba provedení dvojkroku se může lišit u jedince, když se měří délka dvojkroku u pravé končetiny nebo u končetiny levé (Whittle 1997).

Šířka kroku - Jedná se o krokovou bázi, měří se v milimetrech mezi středy patních kostí. Starší probandi mají v průměru o 41% širší krokovou bázi než probandi mladší (Aboutorabi, Arazpour, Bahramizadeh, Hutchins, & Fadayevatan, 2015).

Kadence - udává počet kroků za jednotku času. Giannini (1994) udává průměrnou kadenci 110 kroků za minutu. Podle (Aboutorabi, Arazpour, Bahramizadeh, Hutchins, & Fadayevatan,

2015), kteří ve své práci zhodnotili 42 článků zabývajících se parametry chůze byla průměrná kadence seniorů mezi 103-112 kroky za minutu. Kadence se podle Valmassy (1996) snižuje s vyšším věkem.

Rychlost chůze - Jedná se o uraženou vzdálenost za daný čas. Udává se nejčastěji v metrech za sekundu. Podle Whittle (1997) se okamžitá rychlost chůze neustále mění a průměrná rychlost se vypočítá podle vzorce $\text{rychlost (m/s)} = \text{délka dvojkroku (m)} * \text{kadence (počet kroků/min)} / 120$. Se zvyšujícím věkem se rychlost chůze zmenšuje a kroky jsou kratší (Laufer, 2005). Svou roli v tomto hraje nejen samotný proces stárnutí, ale také strach z pádu. Zda je pomalejší chůze stabilnější či nikoliv se také podle různých autorů liší (Chamberlin, Fulwider, Sanders, & Medeiros, 2005). Bylo zjištěno, že pomalejší chůze je v přímém spojení s rizikem pádu, ale na druhou stranu může být přirozeně pomalá chůze stabilnější, protože těžiště (centre of mass - COM) je blíže pohybující se opěrné bázi (base of support - BOS) (Bhatt, Wening, & Pai, 2005). V závislosti na rychlosti chůze se mění také délka kroku seniorů. Bylo zjištěno, že od určité rychlosti chůze se délka kroku zvětšuje viz obrázek č. 3 (Barak, Wagenaar, & Holt, 2006).



Obr. 3 Závislost délky dvojkroku na rychlosti chůze u seniorů (Barak, Wagenaar, & Holt, 2006).

Legenda: FE - senioři, kteří v průběhu uplynulých 6 měsíců zažili alespoň jeden pád, HE - senioři, kteří nespádli.

Úhel nohy - jedná se o úhel který je mezi osou pohybu a osou chodidla

Ukázalo se, že jsou významné rozdíly v těchto časoprostorových parametrech mezi mužskou a ženskou seniorskou populací. U žen se prokázala menší rychlost chůze, kratší délka kroku a užší báze při chůzi a naopak větší kadence chůze (Thaler-Kall et al., 2015).

Variabilita krokového cyklu

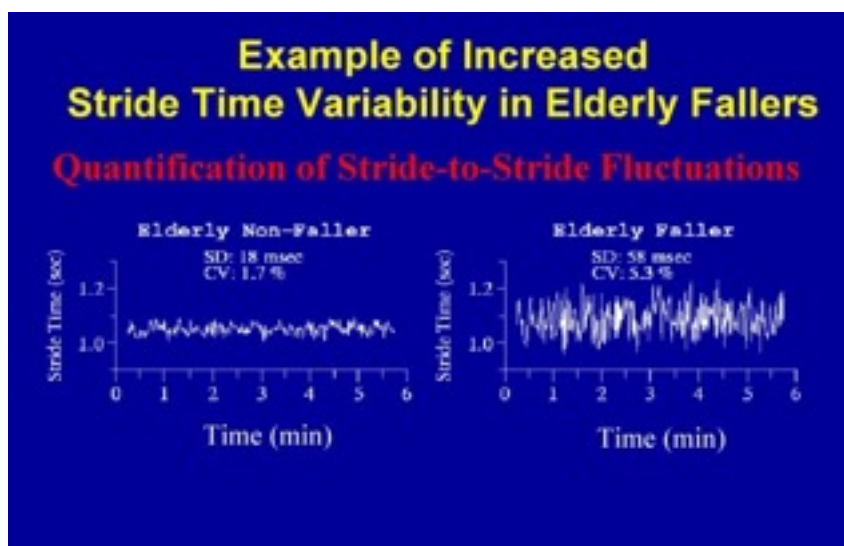
U každého jedince je vyskytuje tzv stride to stride variability. Jedná se o fluktuace v době mezi jednotlivými dvojkroky. U zdravých jedinců jsou tyto fluktuace poměrně malé kolem několika procent (Gabell & Nayak, 1984). U jedinců, kteří padají je tato variabilita větší viz (obr 4). Obecně se dá říci, že nejmenší variabilita chůze je u jedinců, kteří se pohybují jejich preferovanou rychlostí. Při jejich vědomém zpomalení nebo zrychlení se variabilita jednotlivých chůzových cyklů zvětšuje a to i u mladších a zdravých jedinců (Beauchet et al., 2009). Variabilita chůze se ukázala jako důležitý parametr při zjišťování rizika pádu (Kang & Dingwell, 2008). Faktory ovlivňující variabilitu mohou být vnitřní nebo zevní:

- **Vnitřní faktory**

Věk je důležitým faktorem ovlivňujícím variabilitu chůze. Variabilita se významně liší u mladších jedinců a seniorů, kdy u seniorů nacházíme variabilitu větší a tím i větší riziko pádu. (Janura et al., 2009). Dalším významným faktorem může být strach či obecně psychika jedince. Psychika má výrazný vliv na volbu vhodného pohybového programu. Při stresu, strachu či jiném narušení psychické pohody se může zvolený pohybový program jevit jako nevhodný. Psychika může také negativně ovlivnit variabilitu pohybu (Vařeka & Vařeková, 2009). Bylo dokázáno, že strach z pádu je s variabilitou spojen, nicméně toto spojení je podmíněno dalšími faktory jako je rychlost chůze, předchozí pády nebo ženské pohlaví (Ayoubi et al., 2014).

- **Vnější faktory**

Změna vnějšího prostředí může také výrazně ovlivnit variabilitu pohybu. Změna terénu z rovného na nerovný nebo nestabilní ovlivňuje celý krokový cyklus včetně jeho variability. Naopak využití lokomočních pomůcek může variabilitu snížit a tím přispět ke stabilitě chůze.



Obr. 4 Variabilita doby chůzového cyklu (Hausdorff, 2005).

2.2.4.3 Lokální dynamická stabilita

Za předpokladu, že chůze není úplně periodickým dějem můžeme stabilitu chůze vyjádřit pomocí lokální dynamické stability kvantifikované časově ukončenými maximálními Lyapunovovými exponenty. Lokální dynamická stabilita ukazuje schopnost jedince vyrovnat se s velmi malými lokálními změnami v reálném čase (Dingwell, Cusumano, Cavanagh, & Sternad, 2001). Zhodnocení této lokální dynamické stability spolu s variabilitou chůze umožňuje rozlišit až 83% všech případů mezi normální chůzí a chůzí změněnou postižením rovnováhy (van Schooten et al., 2011). Při praktickém měření se využívá maximální Lyapunovův exponent vyjádřený maximálním krátkodobým a dlouhodobým lyapunovovým exponentem. Krátkodobý exponent se měří v krátkém období (krok či jeden chůzový cyklus) od jemné perturbace a dlouhodobý Lyapunovův exponent je hodnocen za období 4-10 krokového cyklu od jemné perturbace (Toebe, Hoozemans, Furrer, Dekker, & van Dieën, 2012). Jestliže se maximální Lyapunovův exponent = 0, ukazuje to na maximální stabilitu. Čím větší hodnoty vychází, tím je větší lokální dynamická instabilita jedince. Ukazuje se, že krátkodobý Lyapunovův exponent měřený v medio-laterálním směru po dobu jednoho kroku má nejlepší výpovědní hodnotu o stabilitě chůze. Zhodnocení těchto exponentů dokáže rozlišit zdravé jedince od jedinců postižených pohybovým deficitem (Reynard, Vuadens, Deriaz, & Terrier, 2014). Pro zlepšení reliability je nutné měření opakovat, nejlépe v různé dny kvůli “day to day” variabilitě lyapunovových exponentů (Reynard & Terrier, 2014).

3 Cíle a hypotézy

3.1 Hlavní Cíl

Hlavním cílem práce je analyzovat vztah mezi stabilitou chůze a rizikem pádu u seniorů.

3.2 Dílčí cíle

- porovnat výsledky subtestů a celkové skóre klinického testu Tinetti u osob, které v následném půlroce zaznamenali pád (padající) a osob bez pádu (nepadající)
- porovnat základní časoprostorové parametry chůze a jejich variabilitu mezi padajícími a nepadajícími
- porovnat hodnoty krátkodobých a dlouhodobých LE v oblasti L5 a dolních končetin u padajících a nepadajících osob

3.3 Hypotézy

- H1: Liší se skóre subtestů a výsledné skóre Tinettiho testu u padajících a nepadajících populace?
- H2: Liší se rychlost chůze u padajících a nepadajících populace?
- H3: Liší se frekvence chůzového cyklu u padajících a nepadajících populace?
- H4: Liší se variabilita délky trvání chůzového cyklu u padajících a nepadajících populace?
- H5: Liší se dlouhodobé LE v oblasti L5 u padajících a nepadajících populace?
- H6: Liší se krátkodobé LE v oblasti L5 u padajících a nepadajících populace?
- H7: Liší se dlouhodobé LE v oblasti dolních končetin u padajících a nepadajících populace?
- H8: Liší se krátkodobé LE v oblasti dolních končetin u padajících a nepadajících populace?

Kritériem pro potvrzení hypotézy bude nalezení alespoň jednoho statisticky významného rozdílu.

4 Metodika

Diplomová práce byla součástí projektu Hodnocení variability chůze jako ukazatele rizika pádu.

Projekt byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (příloha 1). Všichni probandi byli před začátkem měření seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas s anonymním využitím naměřených údajů pro výzkumné účely (příloha 2).

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Celkem se měření zúčastnilo 156 lidí, ze kterých výzkum dokončilo celkem 155 probandů. 1 osoba nedokončila výzkum, protože přestala komunikovat při kontrole pádových situací. 13 probandů nebylo zahrnuto do konečných výsledků kvůli abnormalitám v průběhu měření.

Do hodnocení výzkumu bylo zařazeno celkem 142 probandů. K přijetí do výzkumu byly stanovené následující kritéria:

- Věk nad 60 let
- Schopnost stoje bez asistenčních pomůcek
- Schopnost chůze bez asistenční pomůcky
- Samostatnost při běžných denních aktivitách (ADL)

Kritéria pro vyřazení z testování byla:

- Neurologické onemocnění CNS
- Onemocnění vestibulárního systému
- Operace v období 2 roky před testováním

Ve skupině padajících dokončilo výzkum celkem 34 probandů v průměrném věku $71,3 \pm 7,1$ let, průměrné hmotnosti $73,1 \pm 11,4$ kg, průměrné výšky $160,4 \pm 7,7$ cm a průměrným BMI $28,3 \pm 4,4$ kg/m². Ve druhé skupině nepadající populace výzkum dokončilo 97 probandů v průměrném věku $70,8 \pm 6,7$ let, průměrné výšky $163,3 \pm 7,4$ cm, průměrné hmotnosti $76,2 \pm 14,3$ kg a průměrný BMI $28,4 \pm 4,7$ kg/m². Poměr mužů a žen byl stejný v obou skupinách přibližně 80:20% ve prospěch žen.

Mezi skupinami nebyl významných rozdíl ve věku, výšce, hmotnosti a BMI (tab. 1). Pro porovnání byl použit t-test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $\alpha=0,05$

Do první skupiny byly zařazeny padající osoby, které za 6 měsíců po měření zaznamenaly alespoň jeden pád. Za pád byla považována neočekávaná situace, kdy proband klesl na nižší úroveň při běžné denní aktivitě. Pád při sportu či při působení velkých zevních vlivů nebyl považován za pád, který by osobu zařadil do skupiny padajících.

Ve skupině druhé byly osoby, které v období 6 měsíců po měření neupadly.

	padající (n = 34)		nepadající (n = 97)		t - test	
	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	F	p
věk	71,3	7,1	70,8	6,7	1,12	0,65
výška	160,4	7,7	163,3	7,4	1,10	0,71
hmotnost (kg)	73,1	11,4	76,2	14,3	1,58	0,14
BMI (kg/m ²)	28,3	4,4	28,4	4,7	1,17	0,63

Tab. 1 Základní tělesné parametry

Legenda: BMI - body mass index, F - výsledek t testu, p - hladina statistické významnosti

4.2 Charakteristika měřicího zařízení

K měření byly použity bezdrátové 3D akcelerometry (Trigno wireless system, Delsys inc., Natick, MA, USA). Sběrná frekvence akcelometru byla 296,3 Hz.

4.3 Realizace měření

Na začátku měření každý proband absolvoval anamnestický rozhovor s vyplněním anamnestického dotazníku (příloha 3). Dále bylo provedeno vyšetření chůze a stability testem Tinetti (Tinetti balance assesment tool, příloha 4) a následně pacienti vyplnili dotazníky FES-1 (příloha 5) a ABC (příloha 6) k určení strachu z pádu.

Probandům byly následně na tělo připevněny celkem 3 akcelerometry. První byl uložen do bederní oblasti na úrovni L₅, další dva byly uloženy na dolní končetiny 15 cm nad zevním kotníkem. Následovalo samotné měření, při kterém probandi chodili po rovném povrchu chodby na katedře přírodních věd v kinantropologii. Chodba byla dlouhá 25m začátek a konec úseku byl označen čarami, které museli probandi přejít, otočit se a jít zpět. Probandi chodili celkem 5 minut rychlostí a krokovou frekvencí, kterou si sami zvolili a považovali ji za přirozenou pro jejich pohyb. Důležitá informace pro testované osoby bylo, že museli absolvovat celý test v jednom kuse a aby 5 minut drželi stejné tempo a proto bylo nutné zvolit přiměřenou rychlost. Následujících 6 měsíců byli probandi telefonicky kontaktováni v intervalu 2 týdnů, kdy se zjišťovalo, zda zažili pád. Za pád byla považována neočekávaná situace, kdy člověk spadnul při běžných denních situacích na nižší úroveň, než se původně nacházel. Byly vyloučeny situace, kdy člověk upadl při sportu. Vyloučeny byly také pády zaviněné neočekávanými zevními vlivy.

4.4 Měření parametry

- Tinetti balance assessment tool
- Rychlost chůze
- Frekvence krokového cyklu
- Variabilita délky trvání chůzového cyklu
- Dlouhodobé Lyapunovové exponenty (LE)
- Krátkodobé Lyapunovové exponenty (LE)

Tinetti balance assessment tool

Maximální možné skóre je 28 bodů

Hodnotili jsme samostatně oba subtesty. Pro testování rovnováhy jsme využili **Balance subtestu** s použitím židle bez opěrek a hodnotili jsme rovnováhu 0-2 body, přičemž 0 je provedení s malou kvalitou či neschopnost provedení úkolu. Maximální možné skóre subtestu je 16 bodů. Jednotlivé úkoly byly:

- rovnováha při sedu
- vztávání ze židle
- počet pokusů potřebných k postavení se ze židle
- posazování se zpět na židli
- stabilita stoje ihned po postavení se ze sedu
- stabilita stoje
- rovnováha ve stoji se zavřenýma očima
- rovnováha při otočce o 360°
- stabilita stoje při lehkém zatlačení na sternum pacienta

Pro hodnocení stability při chůzi jsme využili **Gait subtest**, který byl hodnocen škálou 0-2, kde 0 je neschopnost provedení úkolu nebo jeho provedení nízkou kvalitou. Maximální možné skóre subtestu je 12 bodů.

Hodnotili jsme tyto úkoly:

- iniciace chůze
- výška a délka kroku
- symetrie kroku
- návaznost krokových cyklů
- ochýlení od trasy
- stabilita trupu

- provedení chůze (Tinetti, 1986)

Dlouhodobé a krátkodobé LE

Hodnotili jsme 2 hodnoty maximálního LE. Krátkodobý LE jsme hodnotili pro jeden krok (0,5 chůzového cyklu). Krátkodobý LE ukazuje jaká je schopnost probanda vyrovnat se s malou perturbací za období jednoho kroku. Dlouhodobý LE byl hodnocen při provedení 10 chůzových cyklů a ukazuje schopnost probanda reagovat na malou perturbaci po 10 chůzových cyklech. Podrobné provedení výpočtu lze dohledat v pracích autorů Bruijn et al., (2009), Kang & Dingwell, (2006), aj.

4.5 Zpracování dat

Pro měření Lyapunovových exponentů nebyla použita frekvenční filtrace dat. Před matematickým výpočtem bylo potřeba vyřadit ze záznamu otočka, která se do měření nezapočítávala. Následně bylo u každého z pacientů napočítáno 150 chůzových cyklů a každý cyklus byl interpolován na 100 bodů. Celkem bylo pro výpočet těchto nelineárních parametrů použito 15000 bodů, čímž byla data normalizována a připravena pro výpočet. Při výpočtu lineárních parametrů byla data filtrována frekvencí 50 Hz. Data byla dále zpracována v programu MatLab (R2015, MathWorks, inc. Natick, MA, USA).

4.6 Statistické zpracování dat

Pro statistické zpracování dat byl použit program Statistica (v12, Starsoft, inc. Tulsa, OK, USA). Na základě Kolmogorov - Smirnov testu normality jsme využili pro zhodnocení rozdílů mezi padající a nepadající populací neparametrický test Mann-Whitney U test s hladinou statistické významnosti $\alpha < 0,05$.

5 Výsledky

5.1 Tinetti balance assessment tool

U padající i nepadající populace byl proveden Tinetti test. Hodnotily se odděleně subtesty rovnováhy (balance) a chůze (gait) a celkové dosažené skóre.

Tab. 2 Hodnoty Tinetti Balance Assessment tool

Subtesty Tinetti balance assessment tool		Průměr	Medián	SD
Tinetti Balance Subtest	Padající populace	15,46	16,00	1,20
	Nepadající populace	15,77	16,00	0,67
Tinetti Gait Subtest	Padající populace	11,63	12,00	0,87
	Nepadající populace	11,79	12,00	0,61
Celkové skóre	Padající populace	27,09	12,00	0,87
	Nepadající populace	27,56	28,00	1,15

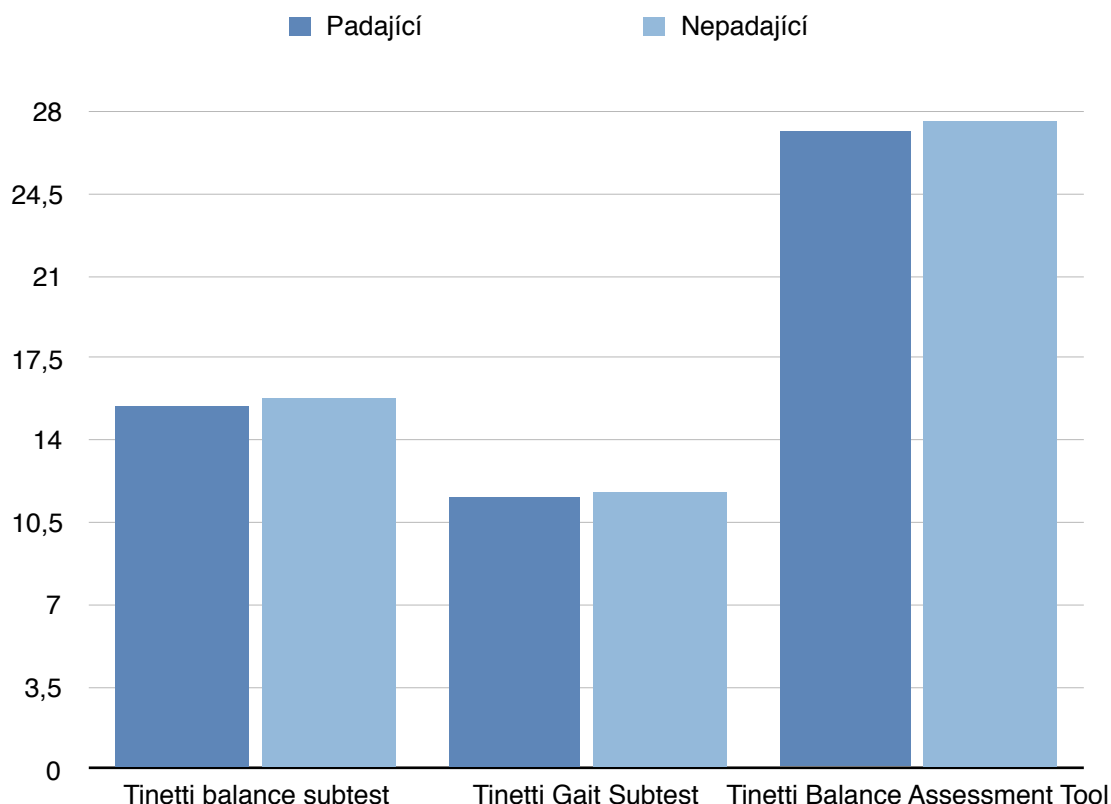
Legenda: SD - směrodatná odchylka

Tab. 3 Mann - Whitney U test Tinetti test

Mann - Whitney U test	Z	p-hodnota
Tinetti balance subtest	1,36	0,17
Tinetti Gait subtest	0,66	0,51
Tinetti balance assessment tool	1,57	0,12

Legenda: Z - kritická hodnota Mann-Whitney U testu, p - hladina statistické významnosti

Graf 1 Tinetti Balance Assessment Tool subtesty a celkové skóre



Z naměřených dat vyplývá, že obě skupiny dosáhly téměř maximálního možného skóre jak v Balance subtestu tak Gait subtestu. Celkové skóre, kterého obě skupiny dosáhly je řadí do kategorie s malým rizikem pádu. Skóre, které získali nepadající probandi jak v subtestech tak u celkového skóre je vyšší než skóre dosažené padajícími probandy, avšak rozdíly v dosaženém skóre nejsou statisticky významné ($p > 0,05$), tedy **hypotézu č. 1 zamítáme**.

5.2 Rychlost chůze

Hodnocená rychlost byla pro každého probanda individuální a odpovídala rychlosti, kterou probandi dokážou jít alespoň 5 minut bez přerušení.

Tab. 4 Hodnoty rychlosti chůze

Rychlost chůze (m.s ⁻¹)	Průměr	Medián	SD
Padající populace	1,23	1,24	0,15
Nepadající populace	1,25	1,23	0,16

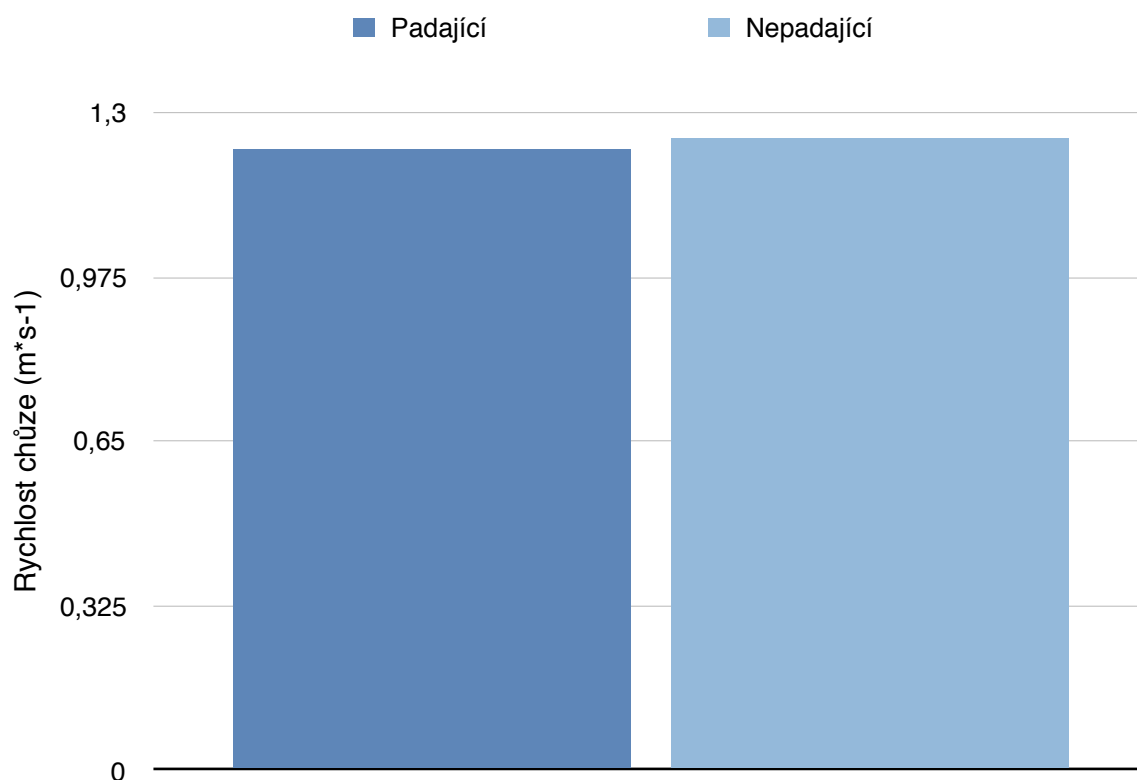
Legenda: SD - směrodatná odchylka

Tab. 5 Mann - Whitney U test rychlosti chůze

Mann - Whitney U test	Z	p-hodnota
Rychlost chůze	0,49	0,62

Legenda: Z - kritická hodnota Mann-Whitney U testu, p - hladina statistické významnosti

Graf 2 Rychlost chůze



Z výsledků vyplývá, že se přirozená rychlost chůze ve svých absolutních hodnotách mírně odlišuje u padající a nepadající populace. Hodnoty rychlosti chůze u populace padající byly nižší než u populace nepadající. Nicméně mezi padající a nepadající populací nenacházíme statisticky významný rozdíl rychlostí ($p > 0,05$) a **hypotézu č. 2 je zamítáme**.

5.3 Frekvence chůzového cyklu

Hodnotila se frekvence chůze, kterou zvolili probandi jako svou přirozenou a byli ji schopni udržet přibližně konstantní po dobu 5 minut.

Tab. 6 Hodnoty frekvence chůzového cyklu

Frekvence chůzového cyklu (Hz)	Průměr	Medián	SD
Padající populace	0,97	0,97	0,06
Nepadající populace	0,95	0,95	0,07

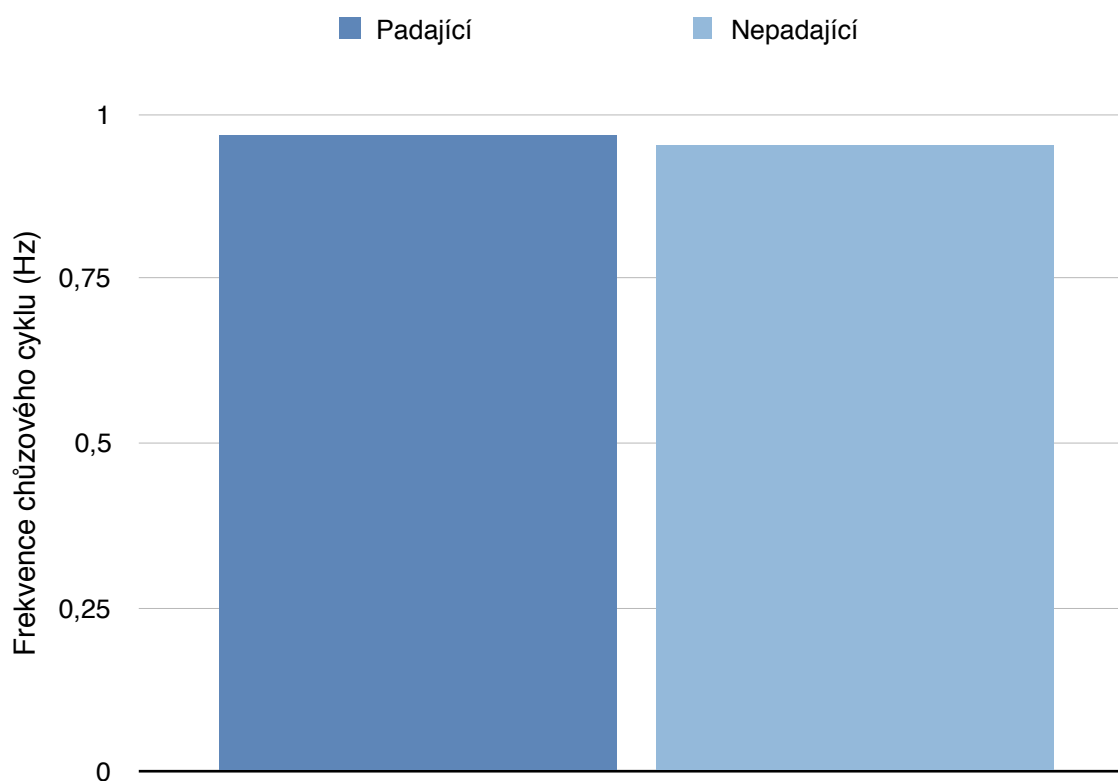
Legenda: SD - směrodatná odchylka

Tab. 7 Mann - Whitney U test frekvence chůzového cyklu

Mann - Whitney U test	Z	p-hodnota
Frekvence chůzového cyklu	-1,39	0,17

Legenda: Z - kritická hodnota Mann-Whitney U testu, p - hladina statistické významnosti

Graf 3 Frekvence chůzového cyklu



U skupiny padajících probandů byla zjištěna vyšší frekvence chůzového cyklu při přirozené rychlosti chůze než u probandů nepadajících. Nebyl prokázán statisticky signifikantní rozdíl ($p>0,05$) mezi padající a nepadající populací, proto **hypotézu č.3 zamítnutáme**.

5.4 Variabilita délky trvání chůzového cyklu

Hodnotili jsme variabilitu délky trvání krokového cyklu (stride time) pomocí směrodatné odchylky (SD) a variačního koeficientu (CV).

Tab. 8 Hodnoty variability délky trvání krokového cyklu

Variabilita chůzového cyklu		Průměr	Medián	SD
Stride time SD (s)	Padající populace	0,03446	0,03124	0,01790
	Nepadající populace	0,03999	0,03919	0,01763
Stride time CV (%)	Padající populace	3,28211	3,00455	1,47821
	Nepadající populace	3,73819	3,67020	1,45597

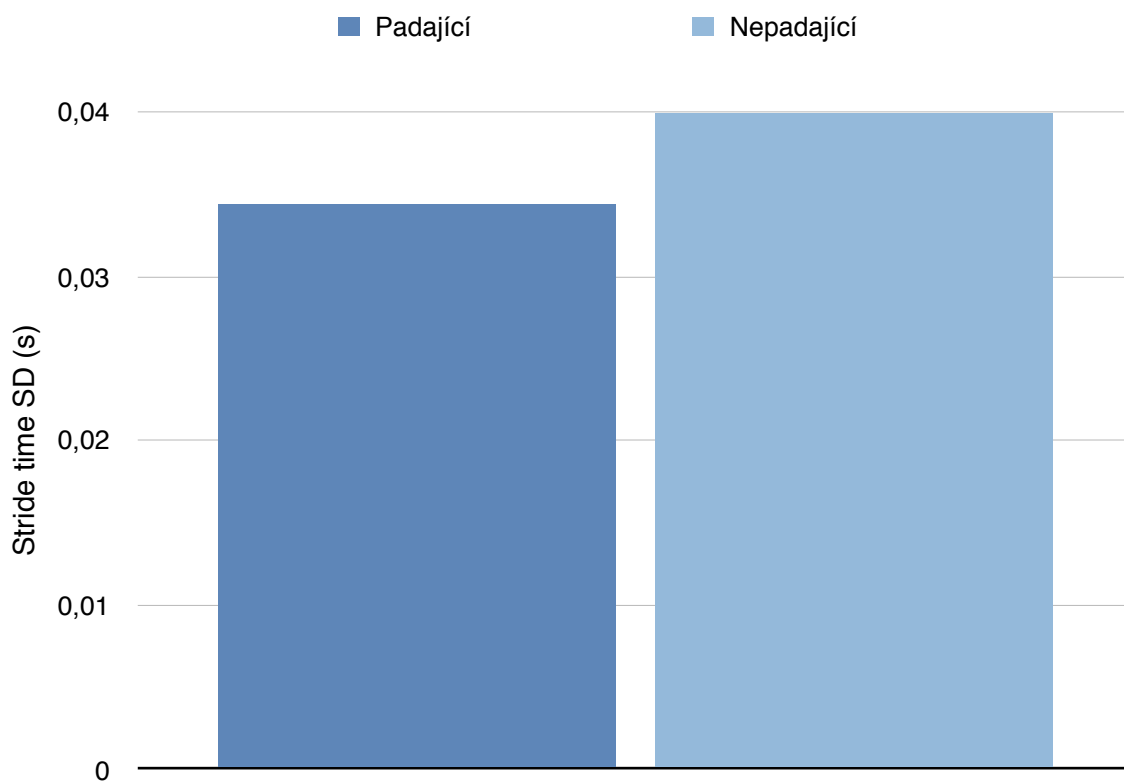
Legenda: SD - směrodatná odchylka, CV - variační koeficient

Tab. 9 Mann - Whitney U test variability délky trvání krokového cyklu

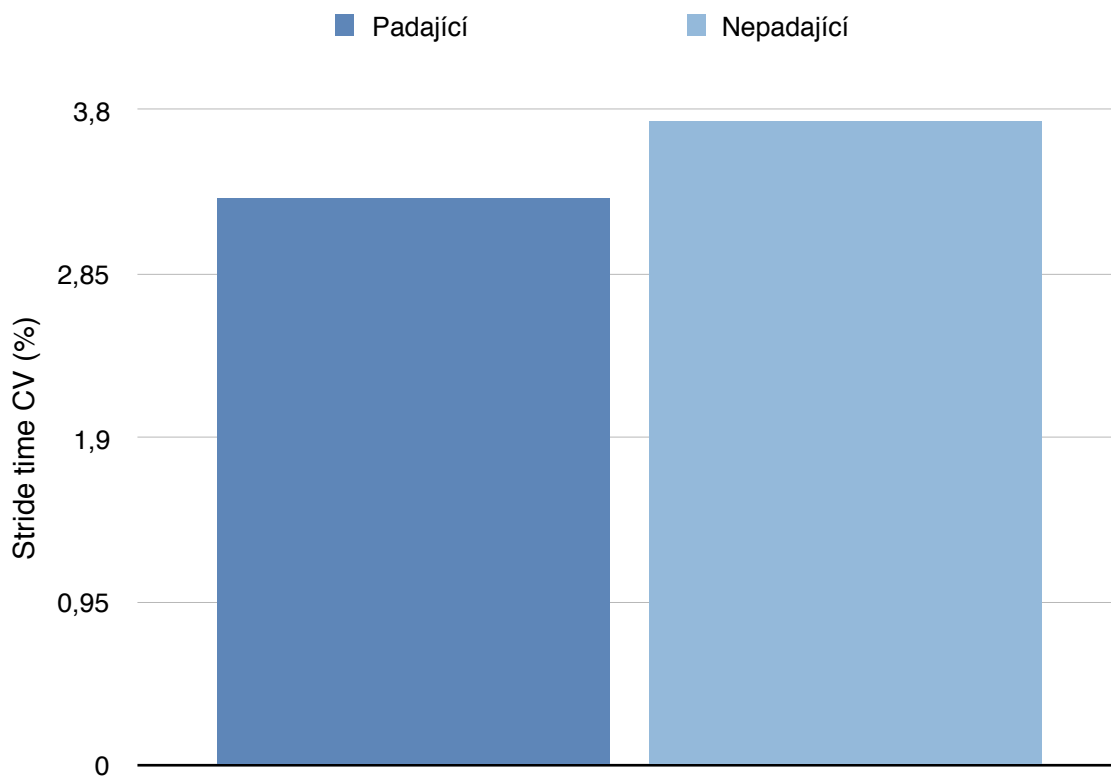
Mann - Whitney U test	Z	p-hodnota
Stride time SD (s)	2,06072	0,039331
Stride time CV (%)	1,96621	0,049275

Legenda: Z - kritická hodnota mann-whitney testu, p - hladina statistické významnosti, SD - směrodatná odchylka, CV - variační koeficient

Graf 4 Směrodatná odchylka délky trvání krokového cyklu



Graf 5 Variační koeficient délky trvání krokového cyklu



Variabilita délky trvání krokového cyklu vyjádřená směrodatnou odchylkou a variačním koeficientem se u obou skupin liší. Variační koeficient i směrodatná odchylka délky trvání krokového cyklu je vyšší u nepadající populace než u populace padající. Variabilita délky trvání chůzového cyklu je tedy vyšší u skupiny nepadajících, což značí větší nestabilitu chůze. Rozdíly mezi padající a nepadající skupinou probandů jsou statisticky významné ($p < 0,05$) a **hypotézu č. 4 potvrzujeme**.

5.5 Lokální dynamická stabilita

Ve výsledcích jsme hodnotili lokální dynamickou stabilitu pomocí krátkodobých a dlouhodobých Lyapunovových exponentů (LE) ve třech směrech. Data z akcelerometru umístěném na úrovni L5 jsme vyhodnotili přímo a z dat umístěných na končetinách jsme před zhodnocením dlouhodobých i krátkodobých LE vypočítali aritmetický průměr z dat na levé a pravé dolní končetině.

5.5.1 Dlouhodobé Lyapunovové exponenty v oblasti L5

Dlouhodobé (long-term) LE jsme hodnotili ve směru vertikálním, anterioposteriorním a mediolaterálním.

Tab. 10 Hodnoty dlouhodobých LE v oblasti L5

Dlouhodobé LE v oblasti L5		Průměr	Medián	SD
ltLE - L5 (V)	Padající populace	0,03406	0,03346	0,01255
	Nepadající populace	0,03562	0,03524	0,01275
ltLE - L5 (ML)	Padající populace	0,01197	0,01125	0,00588
	Nepadající populace	0,01392	0,01351	0,00748
ltLE - L5 (AP)	Padající populace	0,03105	0,03267	0,01183
	Nepadající populace	0,03145	0,03123	0,01175

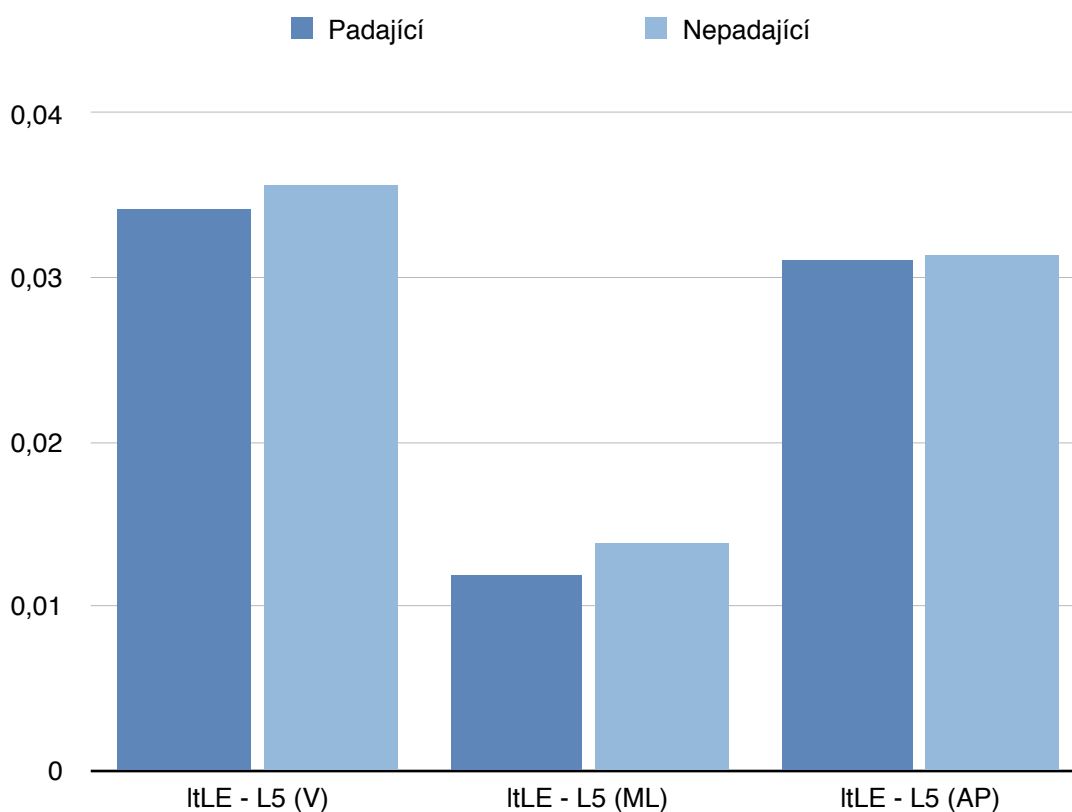
Legenda: ltLE - dlouhodobé Lyapunovové exponenty, V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anterioposteriorní směr SD - směrodatná odchylka

Tab. 11 Mann - Whitney U test dlouhodobých Lyapunovových exponentů v oblasti L5

Mann - Whitney U test	Z	p-hodnota
ltLE - L5 (V)	0,55390	0,57965
ltLE - L5 (ML)	1,16283	0,24490
ltLE - L5 (AP)	0,27564	0,78283

Legenda: Z - kritická hodnota Mann - Whitney U testu, p - hladina statistické významnosti, ltLE - dlouhodobé Lyapunovové exponenty V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anterioposteriorní směr

Graf 6 Dlouhodobé Lyapunovové exponenty v oblasti L5



Legenda: ltLE - dlouhodobé Lyapunovové exponenty V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anterioposteriorní směr

Výsledky měření dlouhodobých LE v oblasti L5 ukazují, že ve všech třech měřených směrech je lokální dynamická stabilita v období 10 chůzových cyklů při měření horší u nepadajících probandů, jelikož jsou hodnoty vyšší než u populace padajících. Naměřené rozdíly dlouhodobých LE v oblasti L5 mezi skupinou padajících a nepadajících nejsou statisticky významné ($p > 0,05$), tudíž **hypotézu č. 5 zamítáme.**

5.5.2 Krátkodobé Lyapunovové exponenty v oblasti L5

Krátkodobé (short-term) LE jsme hodnotili také ve třech směrech - vertikálním, anterioposteriorním a mediolaterálním.

Tab. 12 Hodnoty krátkodobých LE v oblasti L5

Krátkodobé LE v oblasti L5		Průměr	Medián	SD
stLE - L5 (V)	Padaající populace	0,74207	0,73802	0,18244
	Nepadaající populace	0,68936	0,68196	0,14035
stLE - L5 (ML)	Padaající populace	0,97086	0,97782	0,15712
	Nepadaající populace	0,92053	0,91418	0,18125
stLE - L5 (AP)	Padaající populace	0,78233	0,73653	0,18502
	Nepadaající populace	0,67805	0,66821	0,13153

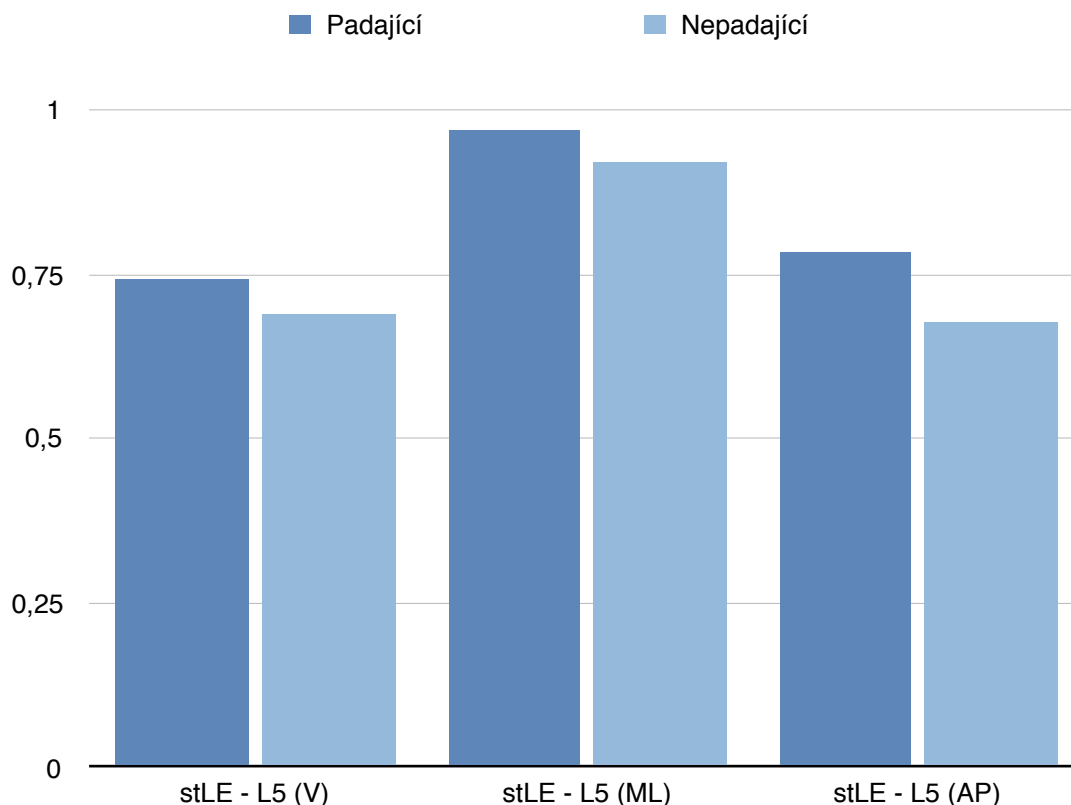
Legenda: stLE - krátkodobé Lyapunovové exponenty, V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anterioposteriorní směr, SD - směrodatná odchylka

Tab. 13 Mann - Whitney U test krátkodobých Lyapunovových exponentů v oblasti L5

Mann - Whitney U test	Z	p-hodnota
stLE - L5 (V)	-1,37294	0,169773
stLE - L5 (ML)	-1,79324	0,072935
stLE - L5 (AP)	-2,78525	0,005349

Legenda: Z - kritická hodnota Mann - Whitney U testu, p - hladina statistické významnosti, stLE - krátkodobé Lyapunovové exponenty V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anterioposteriorní směr

Graf 7 Krátkodobé Lyapunovové exponenty v oblasti L5



Legenda: stLE - krátkodobé Lyapunovové exponenty V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anteroposteriorní směr

Výsledky krátkodobých LE v oblasti L5 ukazují vyšší absolutní hodnoty u skupiny padajících probandů ve všech třech měřených směrech. Tyto vyšší hodnoty značí nižší lokální dynamickou stabilitu padající skupiny v období jednoho kroku při měření. U krátkodobých LE z oblasti L5 ve směru vertikálním a mediolaterálním se statisticky významný rozdíl naměřených hodnot potvrdit nepodařilo ($p > 0,05$). Statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) se ukázal při hodnocení krátkodobého LE v oblasti L5 v anteroposteriorním směru a tudíž **hypotézu č. 6 potvrzujeme.**

5.5.3 Dlouhodobé Lyapunovové exponenty v oblasti dolních končetin

Hodnocené data byly průměrem dat z obou končetin. Hodnotili jsme směr vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní.

Tab. 14 Hodnoty dlouhodobých Lyapunovových exponentů v oblasti dolních končetin

Dlouhodobé LE v oblasti dolních končetin		Průměr	Medián	SD
ltLE - průměr končetin (V)	Padaající populace	0,02493	0,02275	0,01005
	Nepadaající populace	0,02559	0,02499	0,00956
ltLE - průměr končetin (ML)	Padaající populace	0,01545	0,01498	0,00582
	Nepadaající populace	0,01560	0,01459	0,00635
ltLE - průměr končetin (AP)	Padaající populace	0,03192	0,03155	0,00897
	Nepadaající populace	0,03156	0,03200	0,01016

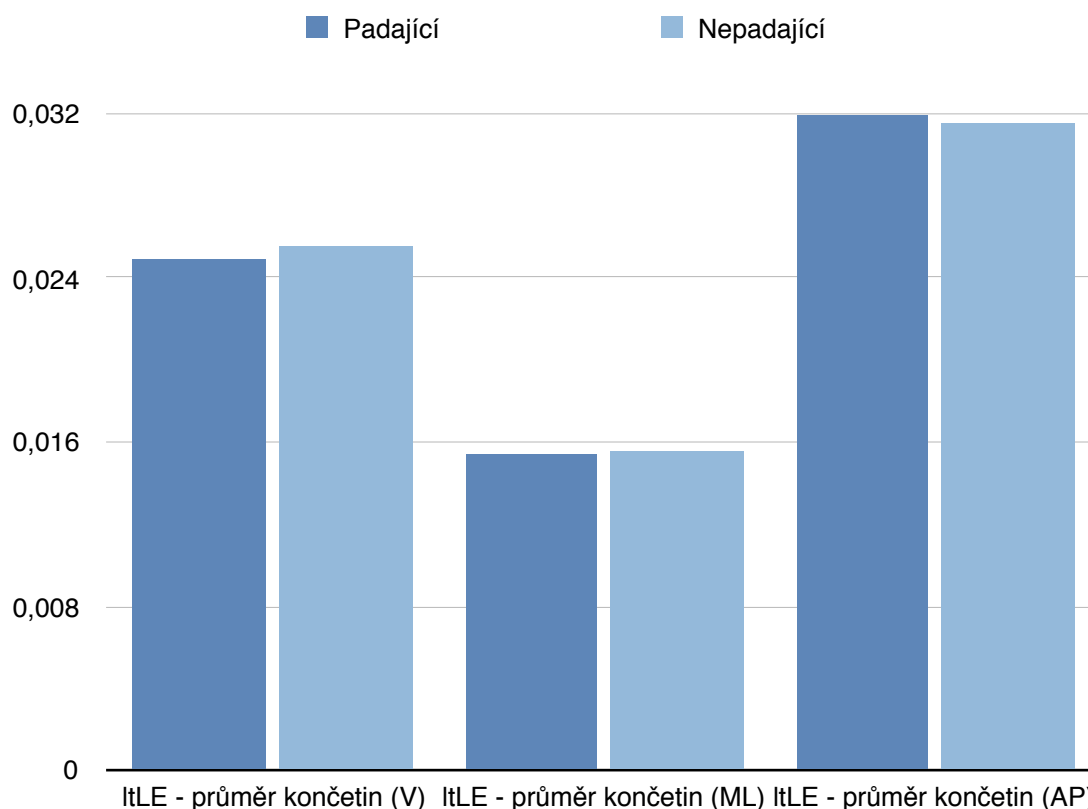
Legenda: ltLE - dlouhodobé Lyapunovové exponenty, V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anteroposteriorní směr SD - směrodatná odchylka

Tab. 15 Mann - Whitney U test dlouhodobých Lyapunovových exponentů v oblasti dolních končetin

Mann - Whitney U test	Z	p-hodnota
ltLE - průměr končetin (V)	0,67465	0,499896
ltLE - průměr končetin (ML)	-0,05513	0,956037
ltLE - průměr končetin (AP)	-0,38589	0,699577

Legenda: Z - kritická hodnota Mann - Whitney U testu, p - hladina statistické významnosti, ltLE - dlouhodobé Lyapunovové exponenty V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anteroposteriorní směr

Graf 8 Dlouhodobé Lyapunovové exponenty v oblasti dolních končetin



Legenda: ltLE - dlouhodobé Lyapunovové exponenty V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anterioposteriorní směr

Naměřené hodnoty dlouhodobých LE v oblasti končetin ukazují, že skupina padajících má nižší hodnoty LE ve vertikálním a mediolaterálním směru, což značí vyšší stabilitu chůze než u probandů nepadajících. Ve směru anterioposteriorním jsou hodnoty dlouhodobého LE u populace padající vyšší a vyplývá z nich vyšší stabilita nepadající populace v tomto směru. Ani v jednom směru nejsou rozdíly naměřených hodnot dlouhodobých LE v oblasti dolních končetin. statisticky významné ($p > 0,05$), proto **hypotézu č. 7 zamítáme**.

5.5.4 Krátkodobé LE v oblasti dolních končetin

Hodnocené data byly průměrem dat z obou končetin. Hodnotili jsme směr vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní.

Tab. 16 Hodnoty krátkodobých LE v oblasti dolních končetin

Krátkodobé LE v oblasti dolních končetin		Průměr	Medián	SD
stLE - průměr končetin (V)	Padaající populace	1,17980	1,17914	0,14048
	Nepadaající populace	1,13329	1,13601	0,14618
stLE - průměr končetin (ML)	Padaající populace	1,29348	1,25519	0,16002
	Nepadaající populace	1,22275	1,22588	0,20203
stLE - průměr končetin (AP)	Padaající populace	0,85368	0,83878	0,09810
	Nepadaající populace	0,83736	0,83991	0,15372

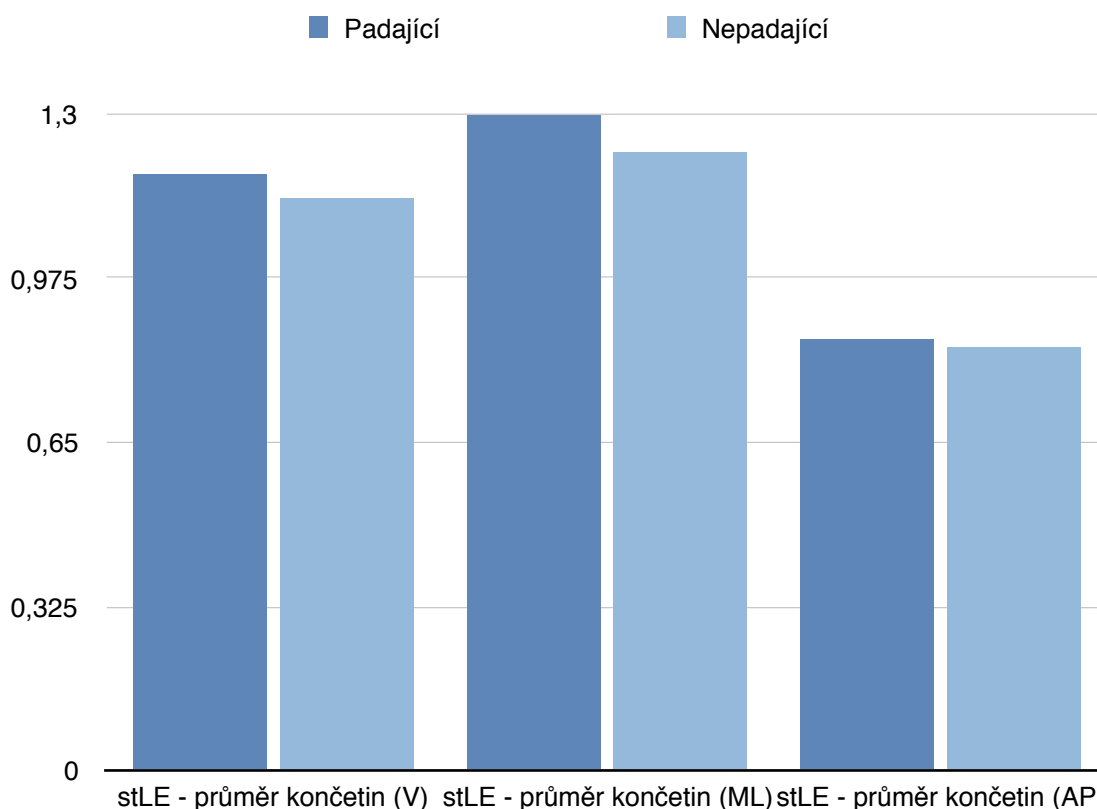
Legenda: stLE - krátkodobé Lyapunovové exponenty, V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anteroposteriorní směr, SD - směrodatná odchylka

Tab. 17 Mann - Whitney U test krátkodobých Lyapunovových exponentů v oblasti dolních končetin

Mann - Whitney U test	Z	p-hodnota
stLE - průměr končetin (V)	-1,59344	0,111061
stLE - průměr končetin (ML)	-1,74570	0,080864
stLE - průměr končetin (AP)	-0,45940	0,645951

Legenda: Z - kritická hodnota Mann - Whitney U testu, p - hladina statistické významnosti, stLE - krátkodobé Lyapunovové exponenty V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anteroposteriorní směr

Graf 9 Krátkodobé Lyapunovové exponenty v oblasti dolních končetin



Legenda: stLE - krátkodobé Lyapunovové exponenty V - vertikální směr, ML - mediolaterální směr, AP - anterioposteriorní směr

Výsledky měření krátkodobých LE v oblasti končetin ukazují, že všech třech měřených směrech jsou hodnoty krátkodobých LE nižší u skupiny nepadajících než u skupiny padajících a proto je stabilita chůze větší u skupiny nepadajících. Největší rozdíl naměřených hodnot mezi skupinou padajících a nepadajících byl ve směru mediolaterálním. Ani v jedno ze směrů není rozdíl naměřených hodnot statisticky významný ($p > 0,05$), tudíž **hypotézu č. 8 zamítáme**.

6 Diskuze

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda existuje vztah mezi vybranými parametry chůze u padající a nepadající seniorské populace.

6.1 Tinetti balance assessment tool

Tinetti test vypovídá o riziku pádu na základě zhodnocení dvou subtestů, které se následně sečtou a tím získáme konečné skóre. Nejvyšší možné skóre Balance subtestu je 16 a Gait subtestu je 12. Maximální možný počet bodů je tedy 28. Při dosažení počtu bodů <19 je riziko pádu velké, 19-23 dosažených bodů znamená střední riziko pádu a skóre nad 23 bodů značí riziko malé (Tinetti, 1986)

V diplomové práci dosáhla skupina, která zažila pád v posledních 6 měsících průměrného skóre 27,1 bodů a skupina nepadajících dosáhla průměrného skóre 27,6 bodů a tento rozdíl skóre nebyl statisticky významný. Dosažené skóre řadí obě skupiny do kategorie, která má pouze malé riziko pádu. Jelikož se jedná pouze o pohybový test, který hodnotí schopnost chůze a stabilitu, je nutné uvažovat i o dalších rizikových faktorech pádu jako může být strach z pádu, předchozí zkušenost s pádem, interní či neurologické onemocnění, kognitivní omezení a další (Tabbarah, Crimmins, & Seeman, 2002). Ko et al. (2009) uvádí, že průměrné dosažené skóre Tinetti testu ve věkové kategorii 65-79 let je 25,39 bodu. Co se týče pohybových schopností lze tedy obě skupiny považovat za nadprůměrné a dle Tinetti testu s malým rizikem pádu.

6.2 Rychlost chůze

Rychlost chůze se u seniorské populace snižuje. U jedinců starších 70 let je pokles rychlosti chůze až o 16% za 10 let (JudgeRoy, Davis, & Ounpuu, 1996).

Rozdíl v rychlosti chůze u padající a nepadající populace v naší studii nebyl statisticky významný, ačkoliv byla rychlost chůze u probandů bez pádu v posledních 6 měsících vyšší. Tento výsledek se shoduje s dalšími studiemi (Thaler-Kall et al., 2014). Jelikož neměli probandi určenou rychlost chůze, kterou měli test absolvovat zvolili svou přirozenou rychlost tak, aby zvládli celý test. Při chůzi uvnitř budov jsou pádem více ohroženi jedinci s nízkou rychlostí chůze pod $0,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, zatímco při chůzi mimo budovy jsou senioři s vyšší než normální rychlostí chůze na $1,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Podle této studie byli probandi hodnoceni v naší studii na horní hranici “normální” chůze (Quach et al., 2011). Což opět značí velmi zdatné seniory a přisuzuje jim nejnižší riziko pádu vzhledem k jejich rychlosti chůze. Tvrzení, že probandi s vyšším rizikem pádu mají nižší

přirozenou rychlost chůze, potvrzují i data z další studie, která uvádí významně nižší průměrnou rychlost chůze u padající populace ($0,97 \text{ m.s}^{-1}$) ve srovnání s rychlostí chůze ($1,19 \text{ m.s}^{-1}$) nepadající populace (Weiss et al., 2013).

6.3 Frekvence chůzového cyklu

Frekvence chůzového cyklu má spolu s dalšími parametry spojitost s rizikem pádu. Obecně lze říci, že s rostoucím věkem se frekvence chůzového cyklu zvyšuje (Cavagna & Franzetti, 1986). Zvýšená frekvence chůzového cyklu při přirozené chůzi může být spojena s poruchami rovnováhy či svalovým oslabením (DeVita, 2006). Studie Barak, Wagenaar, & Holt (2006) ukazuje, že padající populace se vyznačuje vyšší frekvencí chůze při rychlostech chůze od $0,18$ do $1,52 \text{ m.s}^{-1}$. V prospektivní studii autoři van Schooten et al. (2015) naopak zjistili, že vyšší riziko pádu bylo u probandů, kteří mají během měření nižší frekvenci chůzového cyklu.

V naší studii byla průměrná hodnota frekvence chůzového cyklu u probandů padajících vyšší $0,97 \text{ Hz}$ oproti $0,95 \text{ Hz}$ u skupiny nepadajících. Tyto výsledky nekorespondují ani s jedním názorem výše uvedeným. Ukazuje na to, že rozlišovat padající jedince od jedinců nepadajících na základě frekvence chůzového cyklu může být u přibližně stejně pohybově zdatných jedinců obtížné.

6.4 Variabilita délky trvání chůzového cyklu

Lidská chůze je velmi komplexní úkol k provedení. Při řízení lidské motoriky musí mozek zpracovávat četné informace ze zevního a vnitřního prostředí těla a koordinovat tyto informace k dosažení stabilního, a účelného pohybu. Tyto zevní i interní podněty způsobují, že každý krok, který vykonáme, se mírně liší od kroku předcházejícího (McAndrew, Wilken, & Dingwell, 2011). Variabilita chůze je tedy přirozená pro chůzi každého jedince. Na jednu stranu je zvýšená variabilita chůze znakem indikujícím zvýšené riziko pádu. Na straně druhé může být zvýšená variabilita chůze faktorem, který pomáhá trénovat chůzi při rehabilitaci (Ziegler, Zhong, Roy, & Edgerton, 2010).

Variabilita chůze je typickým znakem, kterým lze odlišit padající seniorskou populaci od populace nepadající. Padající senioři mají výrazně větší variabilitu chůze než senioři nepadající (Wolfson, Whipple, Amerman, & Tobin, 1990).

V našem výzkumu jsme našli statisticky významný rozdíl ve výsledcích variability délky trvání chůzového cyklu. Oproti dříve publikovaným studiím se ukázalo, že v naší skupině byla variabilita trvání chůzového cyklu u padající populace nižší než u populace nepadající. Tento výsledek mohl být způsoben tím, že v padající skupině byli mimojiné probandi, kteří prožili pád již

před měřením a proto se při měření pohybovali opatrněji než jedinci bez prožitého pádu. Tato opatrnost se neprojevila na prametrech rychlosti chůze nebo na jejich schopnosti provádět úkoly Tinetti testu, ale právě na stride to stride variabilitě, kdy mohli na svou chůzi více myslet a tím snížit variabilitu trvání krokového cyklu. Vliv toho, že skupiny byly fyzicky zdatné hraje také svou roli.

6.5 Lyapunovové exponenty

Stabilita chůze je často měřena variabilitou vyjádřenou směrodatnou odchylkou mezi jednotlivými kroky. Toto však neobsahuje informaci, jak pohybový systém reaguje na malé změny při chůzi v období jednotlivých chůzových cyklů. Zhodnocení lokální dynamické stability ukazuje na to, jak dokáží probandi reagovat na malou perturbaci v období jednoho kroku nebo chůzového cyklu a také jak se tato perturbace projevuje za delší úsek 4-10 chůzových cyklů (Dingwell & Cusumano, 2000). Hodnocení Lyapunovových exponentů je považováno za jednu z nejvalidnějších metod k hodnocení stability chůze (Bruijn, Meijer, Beek, & van Dieen, 2013). Jedinci s vyššími pozitivními hodnotami Lyapunovových exponentů mají nižší stabilitu chůze a tím vyšší riziko pádu (Reynard & Terrier, 2014).

V naší práci jsme hodnotili krátkodobé a dlouhodobé Lyapunovové exponenty. Byly hodnoceny 2 oblasti: oblast v úrovni obratle L5 a oblast dolních končetin. V obou oblastech jsme měřili 3 směry: vertikální, mediolaterální, anterioposteriorní. Při hodnocení dlouhodobých Lyapunovových exponentů v obou oblastech nebyl nalezen statisticky významný rozdíl mezi naměřenými daty u padající a nepadající populace. Ve výsledcích hodnocení krátkodobých Lyapunovových exponentů jsme našli statisticky významný rozdíl naměřených hodnot v oblasti L5 jen v anterioposteriorním směru. V oblasti končetin nebyly hodnoty krátkodobých Lyapunovových exponentů statisticky významné. Tyto zjištění korespondují s názorem, že při vlastní chůzi je prediktivním ukazatelem pádu právě krátkodobý Lyapunovův exponent a dlouhodobý Lyapunovův exponent není validní instrument při předpovídání pádu. Nicméně Lyapunovové exponenty ukazují pouze to, jak je člověk schopen zareagovat na malou perturbaci, což je jeden z faktorů zajištění stabilní chůze. Pro stabilní chůzi je potřeba zajistit ještě další 2 faktory a to zajištění stability po větších perturbacích a hodnota schopnosti reagovat na maximální perturbaci musí být vyšší než hodnota perturbace. (Bruijn, Meijer, Beek, & van Dieen, 2013)

6.6 Limity studie

Zastoupení aktivních, nadprůměrně pohybově schopných jedinců může být limitou naší studie. Probandi byli rekrutováni většinou z klubu seniorů nebo univerzity třetího věku. Kritéria pro zařazení do studie jsou také určitým limitem, protože automaticky vyřadily všechny pacienty s neurologickým onemocněním bez další specifikace onemocnění a tím mohla být testovaná skupina ochuzena o probandy z jiného spektra než byli nyní. Další limitou práce byl nestejný počet probandů ve výzkumných skupinách, kdy ve skupině padajících bylo cca 3x méně probandů.

7 Závěr

Cílem práce bylo zhodnotit vybrané parametry zrychlení na riziko pádu u skupiny seniorů nad 65 let věku.

Bylo definováno celkem 8 hypotéz.

Potvrdit se podařilo 2 hypotézy, ve kterých byly statisticky významné rozdíly hodnot mezi padající a nepadající populací. Jednou potvrzenou hypotézou byla variabilita délky trvání chůzového cyklu. Statisticky významné rozdíly se potvrdily s tím, že větší variabilita délky trvání chůzového cyklu byla vyšší u nepadající populace, což se neshoduje s přijímaným tvrzením, že variabilita je vyšší u padajících jedinců. Druhou potvrzenou hypotézou byly krátkodobé Lyapunovové exponenty v oblasti L5, kde byl statisticky významný rozdíl hodnot mezi padající a nepadající populací v anterioposteriorním směru.

Ostatní hypotézy potvrzeny nebyly, protože jsme nenašli statisticky významné rozdíly mezi hodnotami padajících a nepadajících probandů.

S přihlédnutím k podobnosti obou skupin a tomu, že dosáhli podobného skóre Tinettiho testu se jako vhodné jeví využití krátkodobých Lyapunovových exponentů pro hodnocení rizik pádu u seniorů.

8 Souhrn

Cílem studie bylo zjistit vliv zrychlení na riziko pádu u seniorů. Celkem jsme hodnotili 142 probandů průměrného věku $71,1 \pm 6,9$ let. Vybraní jedinci byli rozděleni do 2 výzkumných skupin podle toho zda upadli v 6 měsících po absolvování měření. Ve skupině padajících bylo 34 jedinců průměrného věku $71,3 \pm 7,1$ let. Ve skupině nepadajících bylo 97 probandů průměrného věku $70,8 \pm 6,7$ let.

Hodnotili jsme Tinetti test, rychlost chůze, frekvence chůzového cyklu, variabilita doby trvání chůzového cyklu, dlouhodobé a krátkodobé Lyapunovové exponenty v oblastech obratle L5 a dolních končetin.

Před měřením byly umístěny na tělo 3 bezdrátové 3D akcelerometry (Trigno wireless system, Delsys inc., Natick, MA, USA). Jeden byl umístěn do výšky obratle L5 a další 2 na dolní končetiny cca 15 cm nad zevní kotník. Měření probíhalo na rovné chodbě dlouhé 25 metrů. Pacienti chodili od začátku na konec chodby celkem 5 minut vlastní přirozenou rychlostí.

Statisticky významný rozdíl mezi skupinou padajících a nepadajících byl u variability délky trvání chůzového cyklu. Statisticky významný rozdíl byl taktéž nalezen při hodnocení krátkodobých Lyapunovových exponentů v oblasti L5.

Statisticky významné rozdíly nebyly nalezeny u Tinetti testu, rychlosti chůze, frekvence chůzového cyklu, dlouhodobých Lyapunovových exponentů v obou oblastech a při hodnocení krátkodobých Lyapunovových exponentů v oblasti dolních končetin.

9 Summary

The aim of the study was to determine the effect of acceleration at risk of falling in the elderly. We evaluated 142 probands (mean age 71.1 ± 6.9 years.) Selected individuals were divided into two research groups according to whether they fell within six months before or after the completion of the measurement. In the falling group there were 34 individuals (mean age 71.3 ± 7.1 years). In the non-fallers group there were 97 probands (mean age 70.8 ± 6.7 years).

We evaluated Tinetti test, gait speed, stride frequency, stride time variability, long-term and short-term Lyapunov exponents in the areas of the L5 vertebra and lower extremities.

Before the measurements 3 wireless 3D accelerometers (Trigno wireless system, Delsys inc., Natick, MA, USA) were placed on the body. One was placed to a height L5 vertebra and the other two on the lower limbs about 15 cm above the outer ankle. Measurements were carried out on a straight corridor length of 25 meters. Patients were walking from the beginning to the end for five minutes with their own natural walking speed.

A statistically significant difference between the fallers and non-fallers groups was found in stride time variability. A statistically significant difference was also in the evaluation of short-term Lyapunov exponents in the height L5 vertebra.

Statistically significant differences were not found in Tinetti test, gait speed, stride frequency, long-term Lyapunov exponents in both areas and in the evaluation of short-term Lyapunov exponents in the area of the lower extremities.

10 Referenční seznam

- Aboutorabi, A., Arazpour, M., Bahramizadeh, M., Hutchins, S., & Fadayevatan, R. (2015). The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging Clinical And Experimental Research*, 28(3), 393-405.
- Ayoubi, F., Launay, C., Kabeshova, A., Fantino, B., Annweiler, C., & Beauchet, O. (2014). The influence of fear of falling on gait variability: results from a large elderly population-based cross-sectional study. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 11(1), 128.
- Baloh, R., Ying, S., & Jacobson, K. (2003). A Longitudinal Study of Gait and Balance Dysfunction in Normal Older People. *Archives Of Neurology*, 60(6), 835.
- Barak, Y., Wagenaar, R., & Holt, K. (2006). Gait Characteristics of Elderly People With a History of Falls: A Dynamic Approach. *Physical Therapy*, 86(11), 1501-1510.
- Barry, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F., & Fahey, T. (2014). Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr*, 14(1).
- Beauchet, O., Annweiler, C., Lecordroch, Y., Allali, G., Dubost, V., Herrmann, F., & Kressig, R. (2009). Walking speed-related changes in stride time variability: effects of decreased speed. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 6(1), 32.
- Bhatt, T., Wening, J., & Pai, Y. (2005). Influence of gait speed on stability: recovery from anterior slips and compensatory stepping. *Gait & Posture*, 21(2), 146-156.
- Bridenbaugh, S. & Kressig, R. (2011). Laboratory Review: The Role of Gait Analysis in Seniors' Mobility and Fall Prevention. *Gerontology*, 57(3), 256-264.
- Bruijn, S., van Dieën, J., Meijer, O., & Beek, P. (2009). Is slow walking more stable?. *Journal Of Biomechanics*, 42(10), 1506-1512.
- Bruijn, S., Meijer, O., Beek, P., & van Dieen, J. (2013). Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal Of The Royal Society Interface*, 10(83), 20120999-20120999.
- Campbell, A., Borrie, M., Spears, G., Jackson, S., Brown, J., & Fitzgerald, J. (1990). Circumstances and Consequences of Falls Experienced by a Community Population 70 Years and over during a Prospective Study. *Age And Ageing*, 19(2), 136-141.
- Cavagna, G. & Franzetti, P. (1986). The determinants of the step frequency in walking in humans. *The Journal Of Physiology*, 373(1), 235-242.
- Čápková, J. *Terapeutický koncept. Bazální programy a podprogramy*. Ostrava: Repronis, 2008.

- Deandrea, S., Lucenteforte, E., Bravi, F., Foschi, R., La Vecchia, C., & Negri, E. (2010). Risk Factors for Falls in Community-dwelling Older People. *Epidemiology*, 21(5), 658-668.
- Desforges, J., Applegate, W., Blass, J., & Williams, T. (1990). Instruments for the Functional Assessment of Older Patients. *New England Journal Of Medicine*, 322(17), 1207-1214
- DeVita, P. (2006). Biomechanical Changes in Healthy and Pathological Elderly Populations. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 38(Supplement), 51.
- Dingwell, J. & Cusumano, J. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos: An Interdisciplinary Journal Of Nonlinear Science*, 10(4), 848.
- Dingwell, J., Cusumano, J., Cavanagh, P., & Sternad, D. (2001). Local Dynamic Stability Versus Kinematic Variability of Continuous Overground and Treadmill Walking. *Journal Of Biomechanical Engineering*, 123(1), 27.
- Downs, S. (2015). The Berg Balance Scale. *Journal Of Physiotherapy*, 61(1), 46.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Dvořák, R. (1998). *Základy kinezioterapie [Vysokoškolská skripta]*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Exton-Smith, A. & Weksler, M. (1985). *Practical geriatric medicine*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Friedman, S., Munoz, B., West, S., Rubin, G., & Fried, L. (2002). Falls and Fear of Falling: Which Comes First? A Longitudinal Prediction Model Suggests Strategies for Primary and Secondary Prevention. *Journal Of The American Geriatrics Society*, 50(8)
- Gabell, A. & Nayak, U. (1984). The Effect of Age on Variability in Gait. *Journal Of Gerontology*, 39(6), 662-666.
- Gage, J. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press.
- Hamill, J. & Knutzen, K. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- Hausdorff, J. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 2(1), 19.
- Heebner, N., Akins, J., Lephart, S., & Sell, T. (2015). Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait & Posture*, 41(2), 535-539.
- Hill, K., Schwarz, J., Flicker, L., & Carroll, S. (1999). Falls among healthy, community-dwelling, older women: a prospective study of frequency, circumstances, consequences and prediction accuracy. *Aust N Z J Public Health*, 23(1), 41-48.

- Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal Of Physiology*, 514(3), 915-928.
- Janura, M. & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Janura, M., Svoboda, Z. & Porada, V. (2009). Možnosti využití analýzy záznamu chůze pro identifikaci osob v kriminalistice podle individuálních trajektorií funkčních a dynamických znaků. In Porada, V. & Šimšík, D., *Identifikace osob na základě projevu lokomoce člověka*. Praha: Vysoká škola Karlovy Vary.
- JudgeRoy, J., Davis, B., & Ounpuu, S. (1996). Step Length Reductions in Advanced Age: The Role of Ankle and Hip Kinetics. *The Journals Of Gerontology Series A: Biological Sciences And Medical Sciences*, 51A(6), M303-M312. <http://dx.doi.org/10.1093/gerona/51a.6.m303>
- Kang, H. & Dingwell, J. (2006). Intra-session reliability of local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*, 24(3), 386-390.
- Kang, H. & Dingwell, J. (2008). Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture*, 27(4), 572-577.
- Kannus, P. (1999). Fall-Induced Injuries and Deaths Among Older Adults. *JAMA*, 281(20), 1895.
- Ko, Y., Park, W., Lim, J., Kim, K., & Paik, N. (2009). Discrepancies between balance confidence and physical performance among community-dwelling Korean elders: a population-based study. *International Psychogeriatrics*, 21(04), 738.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Laufer, Y. (2005). Effect of Age on Characteristics of Forward and Backward Gait at Preferred and Accelerated Walking Speed. *The Journals Of Gerontology Series A: Biological Sciences And Medical Sciences*, 60(5), 627-632.
- Masud, T. & Morris, R. (2001). Epidemiology of falls. *Age And Ageing*, 30(suppl 4), 3-7.
- McAndrew, P., Wilken, J., & Dingwell, J. (2011). Dynamic stability of human walking in visually and mechanically destabilizing environments. *Journal Of Biomechanics*, 44(4), 644-649.
- McGibbon, C., Krebs, D., & Puniello, M. (2001). Mechanical energy analysis identifies compensatory strategies in disabled elders' gait. *Journal Of Biomechanics*, 34(4), 481-490.
- Nevitt, M., Cummings, S., & Hudes, E. (1991). Risk Factors for Injurious Falls: a Prospective Study. *Journal Of Gerontology*, 46(5), M164-M170
- Perry, J. (1992). *Gait analysis*. Slack.
- Perry, J., Burnfield, J., & Cabico, L. (2010). *Gait analysis*. Thorofare, NJ: SLACK.

- Quach, L., Galica, A., Jones, R., Procter-Gray, E., Manor, B., Hannan, M., & Lipsitz, L. (2011). The Nonlinear Relationship Between Gait Speed and Falls: The Maintenance of Balance, Independent Living, Intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study. *Journal Of The American Geriatrics Society*, 59(6), 1069-1073.
- Reynard, F. & Terrier, P. (2014). Local dynamic stability of treadmill walking: Intrasession and week-to-week repeatability. *Journal Of Biomechanics*, 47(1), 74-80.
- Reynard, F., Vuadens, P., Deriaz, O., & Terrier, P. (2014). Could Local Dynamic Stability Serve as an Early Predictor of Falls in Patients with Moderate Neurological Gait Disorders? A Reliability and Comparison Study in Healthy Individuals and in Patients with Paresis of the Lower Extremities. *Plos ONE*, 9(6), e100550.
- Rose, D., Jones, C., & Lucchese, N. (2002). Predicting the Probability of Falls in Community-Residing Older Adults Using the 8-Foot Up-and-Go: A New Measure of Functional Mobility. *Journal Of Aging And Physical Activity*, 10(4), 466-475.
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg*, 35-A, 543-58.
- Sovová, E., Zapletalová, B., & Cipryanová, H. (2008). 100+1 otázek a odpovědí o chůzi, nejen nordické. Praha: Grada.
- Tabbarah, M., Crimmins, E., & Seeman, T. (2002). The Relationship Between Cognitive and Physical Performance: MacArthur Studies of Successful Aging. *The Journals Of Gerontology Series A: Biological Sciences And Medical Sciences*, 57(4), M228-M235.
- Thaler-Kall, K., Peters, A., Thorand, B., Grill, E., Autenrieth, C., Horsch, A., & Meisinger, C. (2015). Description of spatio-temporal gait parameters in elderly people and their association with history of falls: results of the population-based cross-sectional KORA-Age study. *BMC Geriatrics*, 15(1)
- Tinetti, M. (1986). Performance-Oriented Assessment of Mobility Problems in Elderly Patients. *Journal Of The American Geriatrics Society*, 34(2), 119-126.
- Tinetti, M., Speechley, M., & Ginter, S. (1988). Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. *New England Journal Of Medicine*, 319(26)
- Tinetti, M. & Powell, L. (1993). 4 Fear of Falling and Low Self-efficacy: A Cause of Dependence in Elderly Persons. *Journal Of Gerontology*, 48(Special), 35-38.
- Toebe, M., Hoozemans, M., Furrer, R., Dekker, J., & van Dieën, J. (2012). Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait & Posture*, 36(3), 527-531.

- Valmassy, R. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: Mosby.
- van der Meulen, E., Zijlstra, G., Ambergen, T., & Kempen, G. (2014). Effect of Fall-Related Concerns on Physical, Mental, and Social Function in Community-Dwelling Older Adults: A Prospective Cohort Study. *Journal Of The American Geriatrics Society*.
- van Schooten, K., Sloom, L., Bruijn, S., Kingma, H., Meijer, O., Pijnappels, M., & van Dieën, J. (2011). Sensitivity of trunk variability and stability measures to balance impairments induced by galvanic vestibular stimulation during gait. *Gait & Posture*, 33(4), 656-660.
- van Schooten, K., Pijnappels, M., Rispens, S., Elders, P., Lips, P., & van Dieën, J. (2015). Ambulatory Fall-Risk Assessment: Amount and Quality of Daily-Life Gait Predict Falls in Older Adults. *The Journals Of Gerontology Series A: Biological Sciences And Medical Sciences*, 70(5), 608-615.
- Vařeka, I. & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Vaughan, C., Davis, B., & O'Connor, J. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Vojta, V., Kárász, K., Moserová, R., Máček, M., & Svoboda, V. (1993). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada.
- Weiss, A., Brozgol, M., Dorfman, M., Herman, T., Shema, S., Giladi, N., & Hausdorff, J. (2013). Does the Evaluation of Gait Quality During Daily Life Provide Insight Into Fall Risk? A Novel Approach Using 3-Day Accelerometer Recordings. *Neurorehabilitation And Neural Repair*, 27(8), 742-752.
- Whittle, M. (1996). *Gait analysis*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Whittle, M. (1997). *Gait analysis: an introduction* (2nd ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.
- Wolfson, L., Whipple, R., Amerman, P., & Tobin, J. (1990). Gait Assessment in the Elderly: A Gait Abnormality Rating Scale and Its Relation to Falls. *Journal Of Gerontology*, 45(1), M12-M19.
- Woollacott, M. (1993). Age-Related Changes in Posture and Movement. *Journal Of Gerontology*, 48(Special), 56-60.
- Ziegler, M., Zhong, H., Roy, R., & Edgerton, V. (2010). Why Variability Facilitates Spinal Learning. *Journal Of Neuroscience*, 30(32), 10720-10726.

11 Seznam zkratek

ABC - activities - specific balance confidence dotazník

AS - area of support

BS - base of support

BBS - Bergova stupnice

BMI - body mass index

CNS - centrální nervová soustava

COG - centre of gravity

COM - těžiště

COP - centre of pressure

CV - variační koeficient

DK - dolní končetina

DKK - dolní končetiny

FES - falls efficiency scale

LE - Lyapunovové exponenty

ltLE - dlouhodobé Lyapunovové exponenty

POMA - Tinetti test

SD - směrodatná odchylka

stLE - krátkodobé Lyapunovové exponenty

TUG - timed up and go test

12 Seznam tabulek

Tab. 1 Základní tělesné parametry	29
Tab. 2 Hodnoty Tinetti Balance Assessment tool	32
Tab. 3 Mann - Whitney U test Tinetti test	32
Tab. 4 Hodnoty rychlosti chůze	33
Tab. 5 Mann - Whitney U test rychlosti chůze	34
Tab. 6 Hodnoty frekvence chůzového cyklu	35
Tab. 7 Mann - Whitney U test frekvence chůzového cyklu	35
Tab. 8 Hodnoty variability délky trvání krokového cyklu	36
Tab. 9 Mann - Whitney U test variability délky trvání krokového cyklu	36
Tab. 10 Hodnoty dlouhodobých LE v oblasti L5	38
Tab. 11 Mann - Whitney U test dlouhodobých Lyapunovových exponentů v oblasti L5	39
Tab. 12 Hodnoty krátkodobých LE v oblasti L5	40
Tab. 13 Mann - Whitney U test krátkodobých Lyapunovových exponentů v oblasti L5	40
Tab. 14 Hodnoty dlouhodobých Lyapunovových exponentů v oblasti dolních končetin	42
Tab. 15 Mann - Whitney U test dlouhodobých Lyapunovových exponentů v oblasti dolních končetin	42
Tab. 16 Hodnoty krátkodobých LE v oblasti dolních končetin	44
Tab. 17 Mann - Whitney U test krátkodobých Lyapunovových exponentů v oblasti dolních končetin	44

13 Seznam grafů

Graf 1 Tinetti Balance Assessment Tool subtesty a celkové skóre	33
Graf 2 Rychlost chůze	34
Graf 3 Frekvence chůzového cyklu	35
Graf 4 Směrodatná odchylka délky trvání krokového cyklu	37
Graf 5 Variační koeficient délky trvání krokového cyklu	37
Graf 6 Dlouhodobé Lyapunovové exponenty v oblasti L5	39
Graf 7 Krátkodobé Lyapunovové exponenty v oblasti L5	41
Graf 8 Dlouhodobé Lyapunovové exponenty v oblasti dolních končetin	43
Graf 9 Krátkodobé Lyapunovové exponenty v oblasti dolních končetin	45

14 Seznam obrázků

Obr. 1 Chůzový cyklus dle Perry	18
Obr. 2 Chůzový cyklus dle Vaughan	19
Obr. 3 Závislost délky dvojkroku na rychlosti chůze u seniorů	24
Obr. 4 Variabilita doby chůzového cyklu	25

15 Přílohy

Příloha 1 Schválení etické komise Fakulty tělesné 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

Příloha 2 Informovaný souhlas

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 uchovávána 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:

Příloha 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 nyní):

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?

.....

Příloha 4 Tinetti balance assesment tool



Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment

POMA is a task- oriented test that measures an older adult's gait and balance abilities by an ordinal scale of 0 (most impairment) to 2 (independence). The assessments takes **10 - 15 minutes to complete**.

(See: Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. JAGS 1986; 34: 119-126.

Scoring description: PT Bulletin Feb. 10, 1993)

Name:

Date:

Location:

Administrator:

Balance Assessment

Instructions: Subject is seated in a hard, armless chair. The following maneuvers are tested.

Task	Description of Balance	Possible	Score
1 Sitting Balance	Leans or slides in chair	0	
	Steady, safe	1	
2 Arises	Unable without help	0	
	Able, uses arms to help	1	
	Able without using arms	2	
3 Attempts to arise	Unable without help	0	
	Able, requires > 1 attempt	1	
	Able to rise, 1 attempt	2	
4 Immediate standing balance (first 5 seconds)	Unsteady (swaggers, moves feet, trunk sway)	0	
	Steady but uses walker or other support	1	
	Steady without walker or other support	2	
5 Standing Balance	Unsteady	0	
	Steady but wide stance (medial heels > 4 inches apart) and uses cane or other support	1	
	Narrow stance without support	2	
6 Nudged (subject at max position with feet as close together as possible, examiner pushes lightly on subject's sternum with palm of hand 3 times)	Begins to fall	0	
	Staggers, grabs, catches self	1	
	Steady	2	
7 Eyes closed (at maximum position #6)	Unsteady	0	
	Steady	1	
8 Turning 360 degrees	Discontinuous steps	0	
	Continuous steps	1	
	Unsteady (grabs, swaggers)	0	
	Steady	1	
9 Sitting Down	Unsafe (misjudged distance, falls into chair)	0	
	Uses arms or not a smooth motion	1	
	Safe, smooth motion	2	
0 = highest level of impairment 2 = independent		Total Balance Score (out of 16) =	



Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment

Patient Name:

Date:

Location:

Administrator:

Gait Assessment

Instructions: Subject stands with examiner, walks down hallway or across the room, first at "usual" pace, then back at "rapid, but safe" pace (using usual walking aids).

Task	Description of Gait	Possible	Score
10 Initiation of gait (immediately or after told to "go")	Any hesitancy or multiple attempts to start	0	
	No hesitancy	1	
11 Step length and height	a. Right swing foot does not pass left stance foot with step	0	
	b. Right foot passes left stance foot	1	
	c. Right foot does not clear floor completely with step	0	
	d. Right foot completely clears floor	1	
	e. Left swing foot does not pass right stance foot with step	0	
	f. Left foot passes right stance foot	1	
	g. Left foot does not clear floor completely with step	0	
	h. Left foot completely clears floor	1	
12 Step Symmetry	Right and left step length not equal (estimate)	0	
	Right and left step appear equal	1	
13 Step Continuity	Stopping or discontinuity between steps	0	
	Steps appear continuous	1	
14 Path (estimated in relation to floor tiles, 12-inch diameter; observe excursion of 1 foot over about 10 feet of the course).	Marked deviation	0	
	Mild/moderate deviation or uses walking aid	1	
	Straight without walking aid	2	
15 Trunk	Marked sway or uses walking aid	0	
	No sway but flexion of knees or back, or spreads arms out while walking	1	
	No sway, no flexion, no use of arms, and no use of walking aid	2	
16 Walking Stance	Heels apart	0	
	Heels almost touching while walking	1	

0 = highest level of impairment
2 = independent

Total Gait Score (out of 12) =

Balance + Gait Score=

< 19 = HIGH FALL RISK 19-24 = MEDIUM FALL RISK 25-28 = LOW FALL RISK

Příloha 5 Fes-I (Falls Efficacy Scale International)

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. mokrém nebo zledovatělém)	☐	☐	☐	☐
12	Návštěva přátel nebo příbuzných	☐	☐	☐	☐
13	Chůze v davu lidí	☐	☐	☐	☐
14	Chůze po nerovném povrchu (např. kamenitém, nezpevněném chodníku)	☐	☐	☐	☐
15	Chůze do nebo ze svahu	☐	☐	☐	☐
16	Návštěva společenské akce (například náboženské, rodinné setkání, návštěva klubu)	☐	☐	☐	☐

Příloha 6 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 odpovědí 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