

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

POROVNÁNÍ CHŮZE BĚHEM BĚŽNÝCH DENNÍCH AKTIVIT A CHŮZE
V KONTROLOVANÝCH PODMÍNKÁCH U SKUPINY SENIORŮ

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Helena Lošťáková, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

Olomouc 2022

Jméno a příjmení autora: Bc. Helena Lošťáková

Název diplomové práce: Porovnání chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách u skupiny seniorů

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2022

Abstrakt: Cílem závěrečné práce je porovnat rozdíly chůze v laboratorních podmínkách a chůze v přirozeném venkovním prostředí, ve kterém člověk provádí pro něj typické každodenní aktivity. Údaje byly získávány pomocí akcelerometru Axivity (typ AX3, Axivity Ltd., Newcastle upon Tyne, Velká Británie), umístěného na zádech ve výšce pátého bederního obratle. Do výzkumu bylo zařazeno 10 seniorů ve věku ($71,3 \pm 3,9$) let (5 mužů a 5 žen) s průměrnou výškou ($169,3 \pm 8,5$) cm a tělesnou hmotností ($73,0 \pm 12,3$) kg.

Testování chůze probíhalo jak v přirozeném venkovním prostředí, tak v laboratoři, kde byly testovány tři typy chůze, a to: prostá chůze, chůze s nenáročným pohovorem a chůze se sekundární kognitivní úlohou. Z výsledků lze usuzovat, že se chůze ve venkovním prostředí a chůze v laboratoři u seniorů liší. Jako statisticky významný parametr se ukázal být čas trvání kroku a střední kvadratická odchylka pro vertikální směr. Z našich výsledků plyne, že je výhodnější testovat chůzi pouze ve venkovních podmínkách. Tento typ testování je výhodnější kvůli menší časové a finanční náročnosti, nižšímu riziku zkreslení výsledků a vyššímu komfortu probanda.

Klíčová slova: chůze, pád, senior, akcelerometrie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author name and surname: Bc. Helena Lošťáková

Thesis title: Comparison of Gait Under Supervised and Unsupervised Conditions in Elderly People

Department: Department of Physiotherapy

Thesis supervisor: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

The year of presentation: 2022

Abstract: The objective of this master thesis was to compare the differences between gait parameter measurements taken in laboratory conditions and in a natural environment in which a person performs typical daily activities with no professional supervision (uncontrolled conditions). Data were obtained using an Axivity accelerometer (type AX3, Axivity Ltd., Newcastle upon Tyne, UK), which was placed on the spine at the height of the fifth lumbar vertebra. The research included 10 seniors aged (71.3 ± 3.9) years (5 men and 5 women) with an average height (169.3 ± 8.5) cm and body weight (73.0 ± 12.3) kg.

Gait measurements were conducted both in the real-life natural and in the laboratory environment for three gait types: regular gait, gait with interview and cognitive dual-task gait. The results lead to a conclusion that there are differences between gait measured in the real-life natural and in the laboratory environment. Statistically speaking, step duration and root mean square for vertical acceleration showed to be statistically significant. Based on the results of this study it can be also concluded that a gait testing focused only on real-life outdoor environment is more suitable measurement method. This is because lower time consumption, lower financial costs, reduced result bias and higher comfort of the research participants.

Keywords: gait, fall, elderly people, accelerometry

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Lucie Bizovské, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

.....

Ráda bych poděkovala vedoucí mé diplomové práce, Mgr. Lucii Bizovské, Ph.D., za vstřícnost, trpělivost a cenné rady při psaní práce. Poděkování patří i mé rodině za podporu po celou dobu studia.

Diplomová práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého v Olomouci IGA_FTK_2020_003.

Obsah

1	ÚVOD	9
2	PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1	Epidemiologie pádů	10
2.1.1	Klasifikace pádů	10
2.1.2	Rizikové faktory pádů.....	11
2.2	Laboratorní testování chůze	14
2.2.1	Časoprostorové parametry chůze.....	15
2.2.2	Klinické testy	15
2.2.3	Přístrojové hodnocení chůze.....	18
2.3	Laboratorní testování chůze	25
2.4	Chůze v přirozeném prostředí	29
2.4.1	Proč měřit v přirozeném prostředí?	29
2.4.2	Zařízení měřící v domácím prostředí.....	31
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	38
3.1	Hlavní cíl práce	38
3.2	Dílčí cíle práce	38
3.3	Hypotézy	38
3.4	Výzkumné otázky.....	38
4	METODIKA	40
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	40
4.2	Postup měření.....	40
4.3	Měření a zpracování naměřených dat	41
4.4	Statistické zpracování dat.....	42
5	VÝSLEDKY	43
5.1	Zhodnocení hypotéz	45
5.1.1	Posouzení hypotézy H1	47
5.1.2	Posouzení hypotézy H2	47

5.1.3	Posouzení hypotézy H3	47
5.2	Zhodnocení výzkumných otázek.....	47
5.2.1	Posouzení výzkumné otázky VO1	47
5.2.2	Posouzení výzkumné otázky VO2.....	48
5.2.3	Posouzení výzkumné otázky VO3	48
6	DISKUSE.....	49
7	ZÁVĚR	53
8	SOUHRN	54
9	SUMMARY	55
10	REFERENČNÍ SEZNAM	56
11	PŘÍLOHY	65

Seznam použitých zkratk

3D	troj-dimenzionální
ADL	activities of daily living – běžné denní činnosti
Ap	antero-posteriorní
B	chůze bez sekundární úlohy
BMI	body mass index
COP	centrum of pressure – působiště reakční síly působící od podložky
K	chůze se sekundárním kognitivním úkolem
MI	medio-laterální
P	chůze se současným nenáročným pohovorem
RMS	the root-mean-square – střední kvadratická odchylka
V	chůze v přirozeném prostředí
Vert	vertikální

1 ÚVOD

Chůze je jedním z nejběžnějších lidských pohybů. Existuje pro bezpečnou a efektivní přepravu těla přes úroveň terénu, do kopce nebo z kopce. Chůzi se začínáme učit již během prvního roku života. Její vývojové změny jsou však patrné po celé období lidského života. Množství vynaložené energie na chůzi se s rostoucím věkem zvyšuje. U starších lidí se postupně zpomaluje tempo chůze a výskyt nových patologických vzorů je daleko četnější než u mladší populace.

Pády jsou hlavní příčinou morbidit u starších osob a téměř na všech případech pádů se podílejí některé aspekty lokomoce. Se zvyšující se očekávanou délkou života starších osob a jejich aktivnějším životním stylem je nyní kladen důraz na určování jakýchkoli změn, ke kterým dochází ve vzorcích jejich chůze. Aby se snížila frekvence pádů, je důležité identifikovat tyto změny a umět je dobře diagnostikovat, jelikož jsou spolehlivými prediktory pádu. V dnešní době se vyvíjejí stále nové programy pro prevenci takových pádů.

V dostupné literatuře dnes můžeme najít spousty důkazů o tom, jak velký pozitivní vliv na zdravotní stav má u seniorů pohybová aktivita, co se fyzické, ale i psychické stránky týče. Proto je pro zdravotní péči zásadní, získat úplné a objektivní hodnocení mobility seniora. Toto hodnocení se obvykle provádí v laboratoři, je však často ovlivněno psychologickými efekty jako jsou efekt bílého pláště nebo Hawthornův efekt a výsledky pak nejsou dostatečně relevantní. Pro spolehlivější hodnocení chůze u seniorů je důležité měřit probandy nenápadně a delší čas, zatímco se pohybují volně a bez dozoru v jejich každodenním životním prostředí. Pro takové testování jsou v dnešní době hojně využívány akcelerometry. Rozdíly v parametrech mobility při srovnávání hodnocení pod dohledem a hodnocení bez dozoru se můžou vysvětlit několika způsoby. Pohyby bez dozoru jsou obvykle samy iniciované a zaměřené na cíl. Naproti tomu pohyby v kontrolovaném prostředí jsou většinou spouštěny na příkaz a provádí se v izolovaném, standardizovaném prostředí. Dalším rozdílem je to, že v laboratoři je prostředí obvykle standardizováno, probíhá v čistém prostředí bez rušivých vlivů, zatímco venku je mnohem variabilnější, může vyvolat velkou variabilitu a asymetrii v chůzi. Další odlišností jsou pak výše zmiňované psychologické efekty. K dalším rozdílům pak během chůze v nekontrolovaných podmínkách přispívají různé multitaskingové situace, které při testování v laboratoři nejsou běžné.

Hlavním cílem práce je porovnat, jak se u seniorů liší chůze v kontrolovaných a nekontrolovaných podmínkách.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Epidemiologie pádů

Existuje celá řada možností, jak můžeme definovat pád. Většina z nich se však shoduje, že jako pád je obvykle klasifikována multifaktoriálně způsobená událost, jež byla neočekávaná či neúmyslná, a při níž se jedinec náhle ocitá na zemi či na předmětu, který se nachází pod úrovní jeho kolen (Masud & Morris, 2001).

World Health Organization (2021) uvádí, že až 37,3 milionů pádů ročně vyžaduje pomoc lékařů. Z toho asi 684 000 pádů bývá smrtelných, což z nich činí druhou hlavní příčinu neúmyslného předčasného úmrtí po úrazech na silnicích. Nevyšší míra mortality v důsledku pádu bývá zejména u lidí starších 60 let (World Health Organization, 2021). V případě zranění následkem pádu může dojít k bolestivosti a omezené pohyblivosti (Gazibara et al., 2017).

Z dat vychází, že až jedna třetina lidí ve věku vyšším než 65 let a polovina lidí starších osmdesáti let padá alespoň jednou za rok. Opakované pády a nestabilita mohou omezit fyzickou, ale i sociální aktivitu jedince a přispívají až ve 40 % případů k jeho přijetí do pečovatelského domu, přičemž pobyt v něm lidem zpravidla nezlepšuje stabilitu chůze či její plynulost, a tím pádem ani neodstraňuje riziko pádu. Pády z výšky dvou a více metrů způsobují nejčastěji poranění u lidí vyššího věku. Navíc k nim u těchto osob dochází velmi často (National Institute for Health and Care Excellence, 2013).

Problém pádů u starší populace tvoří jejich vysoký výskyt společně s velkou náchylností ke zranění. Ta je dána predispozicí ke zranění v důsledku značné prevalence klinických onemocnění jako je osteoporóza a fyziologické změny. Fyziologicky mohou být zpomaleny např. ochranné reflexy, což způsobuje, že i relativně mírný pád může být pro člověka velmi nebezpečný. Navíc je u těchto lidí proces zotavení také zpomalen, čímž se stupňuje riziko následných pádů z důvodu dekondice. Další komplikací představuje po pádu syndrom úzkosti, kdy jedinec snižuje svou aktivitu, začne být velmi opatrný a má přehnaný strach z dalšího pádu, což sekundárně vede ke slabosti, dekondici a abnormální chůzi, čímž se však zvyšuje riziko pádů (Rubenstein, 2006).

2.1.1 Klasifikace pádů

Podle fenomenologie dělíme pády na pád zhroucením, skácením a zakopnutím. Pád zhroucením je charakteristický tím, že u jedince náhle dojde ke ztrátě svalového tonu, v důsledku čehož padá. Příčiny mohou být cerebrální (např. epilepsie), nebo extracerebrální (např. kardiální synkopa) (Hronovská, 2012; Kalvach et al., 2008).

Dalším typem je pád skácením, jenž nastává z důvodu závažného porušení rovnováhy. Jelikož pacient v tomto případě padá bez reflexních obranných pohybů, bývá často zraněn. Tyto pády jsou časté u vestibulárních lézí, stavů narušujících propiocepci apod. (Hronovská, 2012; Kalvach et al., 2008).

U pádu zakopnutím obvykle lidé zavadí palcem nebo špičkou nohy o překážku, v důsledku čehož pak směřují dopředu a padají na předpažené horní končetiny. Příčinou může být neschopnost dosažení dostatečné extenze v kotníku např. z důvodu spasticity na dolní končetině nebo peroneální parézy. Časté je to také u pacientů s Parkinsonovou chorobou, kteří nedostatečně zvedají nohy při chůzi. Do skupiny nediferencovaných pádů pak můžeme řadit např. pády z důvodu nepozornosti (Hronovská, 2012; Kalvach et al., 2008).

Dále se mohou pády dělit podle toho, kde proběhly. Podle Hronovské (2012) se v domácím prostředí odehrává až 60 % pádů a asi 20 % pádů je zaznamenáno ve zdravotnických zařízeních. Venkovní pády za hezkého počasí bývají nejčastěji spojeny s cestou na nákup nebo s procházkou se psem. Za špatného počasí, jako je např. mrznoucí déšť nebo obecně nízké teploty, padají lidé obvykle v důsledku uklouznutí na náledí (Hronovská, 2012; Morency et al., 2012). Pády v domácím prostředí jsou spojeny s vyšším stupněm postižení, horším zdravotním stavem a neaktivním životním stylem. Nejčastěji k nim dochází v ložnicích, kuchyních a jídelnách, méně pak v koupelnách či na schodech. Naproti tomu pády venku bývají způsobeny v důsledku aktivního životního stylu. Tito lidé obvykle mívají lepší zdravotní stav a fyzickou kondici, proto jsou častější pro lidi mladší 75 let (Campbell et al., 1990; Kelsey et al., 2012).

Činnosti, které pády způsobují nejčastěji, jsou ty, při kterých jsou osoby nejvíce nuceni se hýbat. Tedy doprava nebo přemísťování, nakupování, uklízení a aktivity mimo domov. Aktivity, které jsou pro seniory méně rizikové, ale pořád při nich dochází k častým pádům, jsou oblékání, péče o sebe samotného, provádění osobní hygieny. ADL (z anglického Activities of Daily Living), neboli každodenní aktivity, které pro jedince nebývají rizikové pro vznik pádu jsou jezení a sociální kontakt v domácím prostředí (Coleman et al., 1991).

2.1.2 Rizikové faktory pádů

Etiologie vzniku pádu je závislá na vnitřních a vnějších predispozičních podmínkách. Vnitřní příčiny jsou rizikovými faktory kvůli člověku samému a lze je rozdělit na fyziologické, patologické a nezávislé (Pasquetti et al., 2014).

2.1.2.1 Fyziologické vnitřní příčiny

Do této skupiny patří stárnutí. S vyšším věkem roste úmrtnost v závislosti na pádu exponenciálně (Pasquetti et al., 2014). Největší nárůst z hlediska četnosti bývá po 80. roce života, a to z důvodu fyzické křehkosti, imobility a snížené funkční kapacity (Papaioannou et al., 2010). Mezi fyziologické faktory související s věkem řadíme změny zraku, sluchu, centrálního nervového systému a muskuloskeletálního systému (Pasquetti et al., 2014).

Mezi změny zraku může patřit snížení zrakové ostrosti, schopnosti akomodace, tolerance oslnění, rozlišovací schopnosti barev, presbyopie a nedostatek rozlišovací schopnosti barev, v důsledku čehož pak může dojít k narušení posturální stability a pohyblivosti. Na vyšší riziko vzniku pádů má vliv i snížená zraková ostrost nebo porucha prostorového vnímání. Dochází totiž například k nepřesnému odhadu v rozmístění překážek, čímž narůstá riziko náhodného zakopnutí či uklouznutí (Dargent-Molina et al., 1996).

Mezi fyziologické změny v centrálním nervovém systému řadíme deficit povrchového i hlubokého cití, díky čemuž je porušena posturální stabilita. Dále se prodlužuje reakční čas osoby na podnět. Změny mohou být ve vestibulárním aparátu, čímž se snižují balanční schopnosti jedince (Pasquetti et al., 2014). U zdravých lidí dochází s rostoucím věkem ke snížení některých kognitivních funkcí (Schoor et al., 2002).

Do změn v muskuloskeletálním systému ve stáří patří snížení rozsahu pohybu, úbytek svalové hmoty a pokles svalové síly. V důsledku toho pak může dojít k poruše rovnováhy. Funkce svalů je silně spojena s fyzickou aktivitou. Nepadající starší dospělí jsou většinou ti, kteří jsou mírně až velmi aktivní. Lidé se svalovou slabostí mají narušen jejich vzor chůze a padají až pětkrát častěji. Navíc je u nich zvýšeno riziko opakovaných pádů (Grimby, 1995).

2.1.2.2 Patologické vnitřní příčiny

Patologické změny, které se objevují ve stáří a mohou být příčinou pádů, dělíme na neurologické, kardiovaskulární (infarkt myokardu, arytmie, ortostatická hypotenze), endokrinní (hypothyreóza, hypoglykémie, anémie), gastrointestinální (krvácení, diarreha), genitourinární, muskuloskeletální (artróza, myopatie) a psychiatrické (Pasquetti et al., 2014).

Mezi poruchy nervové soustavy patří např. cévní mozková příhoda, parkinsonismus a demence. V jejich důsledku se mohou rozvinout kognitivní poruchy či zmatenost, které mohou, dokonce i při stavu nízké úrovně poškození, zvyšovat riziko vzniku pádu (Schoor et al., 2002).

Močová inkontinence bývá nejčastější genitourinární poruchou ve stáří a je také spojována s pády. Pacienti se stresovou inkontinencí mají vyšší riziko vzniku pádu. Inkontinentní ženy padají třikrát větší pravděpodobností než ty zdravé, přičemž nejčastěji k tomu dochází na cestě do koupelny (Abrams et al., 2003).

Nízký Body Mass Index (BMI), neboli index tělesné hmotnosti, je spojen se zvýšeným rizikem pádů. Nízká tělesná hmotnost a neúmyslná ztráta hmotnosti zapříčiněná podvýživou, představuje problém zejména pro starší ženy, které mají v důsledku osteoporózy nízkou kostní denzitu. Díky tomu u nich dochází ke zlomeninám zapříčiněných pádem častěji než u mužů (Cummings et al., 1995).

Kolem 30 % starších dospělých mívá zdravotní potíže v oblasti nohy. Mohou u nich být nalezeny patologie jako, jsou problémy s kůží, deformované či jinak poškozené nehty a prstce, bolesti, poruchy čítí, infekce nebo otoky. V důsledku těchto zdravotních komplikací by u lidí mohlo dojít k oslabení svalové síly na dolních končetinách, k omezené pohyblivosti v kloubech nebo také k nemožnosti chodit v pevné uzavřené obuvi. Lze tedy očekávat, že u starších dospělých dojde ke zhoršení rovnováhy a chůze, tím pádem se u nich opět zvýší riziko pádu (Herr et al., 1991).

Do psychiatrických faktorů patří zejména úzkost a deprese, které jsou spojeny se zvýšeným rizikem pádů. Deprese může být způsobena z důvodu pacientových funkčních omezení jako je zhoršená schopnost chůze, rovnováhy a snížení kognitivních funkcí. Nebo v důsledku poškození dříve jmenovaného dojde u seniora ke ztrátě sebevědomí, čímž se u něj může vyvinout nadměrný strach z pádu, z čehož pak následně vzniká samotná deprese. Starší lidé s příznakem deprese mají přibližně 2,2krát vyšší riziko pádů (Korpelainen et al., 2006). Pro pacienty trpící depresemi, jenž jsou navíc náchylní k pádům, je obzvláště těžké se s depresí vyrovnat, jelikož při užívání antidepresiv je zvyšováno riziko upadnutí (Iaboni & Flint, 2013).

2.1.2.3 Nezávislé vnitřní příčiny

Mezi faktory nezávislé se řadí příjem více než čtyř léků. Léky, které vyvolávají pády nejčastěji, jsou antihypertenziva, diuretika, benzodiazepiny a dříve zmiňovaná antidepresiva. Užívání více než čtyř léků je také spojeno se strachem z pádu a devítinásobně zvýšeným rizikem vzniku kognitivních poruch. Riziko je způsobeno vlivem fyziologických změn způsobených stárnutím jako je snížení svalové hmoty, zvýšení tělesného tuku či pokles funkce ledvin a jater, čímž se mění proces vstřebávání, distribuce a vylučování léků (Yoshida, n.d.).

Pády a následné zranění může zapříčinit i užívání alkoholu. Alkohol má totiž nepříznivé účinky na rovnováhu, chůzi a kognici (Nelson et al., 1992).

Další nezávislou vnitřní příčinou může být strach z pádu, jenž bývá u starších lidí běžný. Objevuje se asi u 30 % lidí, kteří v anamnéze nemají pád, a u těch, kteří padají, se vyskytuje dokonce až v 60 % případů. Tento strach je spojen se změnami rovnováhy, mobility a nástupem svalové slabosti. V návaznosti na to dochází k snížení doby jednooporové fáze a rychlosti chůze. S tím souvisí i snížení jistoty při chůzi, čímž dojde k poklesu aktivity či sedavému chování jedinců, což vede ke ztrátě jejich nezávislosti. U takových lidí se postupně rozvíjí svalová atrofie, v jejímž důsledku dochází k častějším pádům. Strach z pádu se vyvíjí zejména u těch lidí, kteří již spadli, a můžeme ho nazvat syndrom úzkosti po pádu (Maki et al., 1991).

Dalším nezávislým faktorem je pohlaví. Ženy padají statisticky více často a mají vyšší pravděpodobnost následné hospitalizace z důvodu úrazu než muži. Mají navíc větší předpoklady pro rizika vzniku zlomenin v důsledku osteoporózy, která se u nich obvykle rozvíjí po menopauze (Papaioannou et al., 2010).

2.1.2.4 Vnější příčiny

Vnějšími příčinami pádů jsou faktory prostředí, jako jsou překážky, nedostatečné osvětlení, nevhodná obuv (boty s otevřenou patou, vysoký podpatek), oblečení, nerovná či kluzká podlaha, přítomnost schodů (nejrizikovější bývá první a poslední), nepřítomnost zábradlí, nedostatečná výška postele, nevhodné židle, pomůckami nedostatečně vybavená koupelna a neznámé prostředí (Hronovská, 2012; Pasquetti et al., 2014). Jedinci při výskytu alespoň čtyřech těchto rizikových faktorů mají až o 69 % vyšší šanci, že upadnou, než běžná populace (Pasquetti et al., 2014). Chůze naboso či jen v ponožkách v domácím prostředí může zvyšovat riziko pádu doma (Menz & Morris, 2005).

Lidé, kteří mají omezený přístup ke zdravotním a sociálním službám, s nízkým příjmem a nižším vzděláním, mívají větší pravděpodobnost vzniku chronických onemocnění, která mohou následně vést k pádům. Studie naznačují, že ženy, jež žijí samy, mají daleko vyšší riziko pádu ve srovnání se stejně starými, ale vdanými ženami. Sociální vztahy jsou tedy také důležité faktory pro zdraví starších dospělých (Faulkner et al., 2003).

2.2 Laboratorní testování chůze

Laboratorní testování chůze se využívá zejména pro diagnostiku různých onemocnění, především pohybového aparátu či nervové soustavy. Jako základní vyšetření chůze je využívána aspekce. Avšak pro klinickou rehabilitaci je důležité provést co nejvíce objektivní

vyšetření, které by bylo spolehlivé a nebyly by pro něj tedy podstatné znalosti a zkušenosti vyšetřujícího. Proto jsou v praxi využívány laboratorní nebo standardizované klinické testy (Bastlová et al., 2015).

2.2.1 Časoprostorové parametry chůze

Časoprostorové parametry chůze se při laboratorním testování využívají pro objektivní zhodnocení chůze. Uplatňují se například pro identifikaci poruch chůze, dále je lze používat v terapii na posouzení její účinnosti (Correale et al., 2020).

Do těchto parametrů patří **délka dvojkroku**, která je definována jako vzdálenost mezi dvěma po sobě následujícími došlapy stejného chodidla. Délka dvojkroku se skládá ze dvou kroků, levého a pravého, přičemž za normálního stavu bývají oba přibližně stejně dlouhé. Jejich délka se určuje pomocí stejných míst, přičemž obvykle jimi bývají paty. Obě vzdálenosti se uvádí v metrech (Whittle, 2007).

Šířka kroku je vzdálenost mezi chodily a měří se mezi středem pat. Šířka kroku bývá u zdravého jedince jen pár centimetrů, ale u lidí s poruchou rovnováhy může mít až kolem 20 centimetrů. Dalším parametrem je **úhel chodidla**, který se měří mezi směrem pohybu a osou chodidla. Jeho jednotkou jsou úhlové stupně. Tento úhel ukazuje, jestli je noha během stejné fáze kroku ve vnitřní nebo vnější rotaci a jak velká tato rotace je (Whittle, 2007).

Kadence udává počet kroků za určitý čas, obvykle se uvádí v počtu kroků za minutu, přičemž průměrná hodnota u zdravých lidí je 110 kroků za minutu. Na délce kroků a kadenci je závislá **rychlost chůze**, která udává, kolik člověk ujde metrů za sekundu (Giannini et al., 1994).

2.2.2 Klinické testy

Pomocí parametrů získaných v jednotlivých testech je následně možné určit průběh nemoci v čase či efekt léčby nebo fyzioterapie. Tyto testy by měly být rychle a snadně proveditelné. Dále by v testování neměly být provedeny žádné chyby, jelikož je u nich důležitá přesnost. Jejich výhodou je pak možnost jejich zopakování. Subjektivní pocity jako je bolest apod. by neměly měření ovlivňovat (Kirtley, 2006).

Díky klinickým testům, které jsou nenáročné na vybavení, můžeme měřit základní parametry chůze. Při klinickém testování je velmi důležitá zkušenost fyzioterapeuta, což můžeme zařadit mezi nevýhody tohoto typu testování, jelikož tento typ hodnocení je zatížen subjektivním hodnocením terapeuta (Neumannová et al., 2015). Pomocí parametrů získaných v jednotlivých testech je následně možné určit průběh nemoci v čase či efekt léčby nebo

fyzioterapie. Tyto testy by měly být rychle a snadně proveditelné. I v tomto případě dále by v testování neměly být provedeny žádné chyby, poněvadž je u nich důležitá přesnost. Jejich výhodou je pak možnost jejich zopakování. Subjektivní pocity jako je bolest apod. by neměly měření ovlivňovat (Kirtley, 2006).

2.2.2.1 Dynamic Gait Index

Jedná se o test s velmi vysokou senzitivitou, jelikož se nehodnotí pouze chůze v neměnném provedení, ale posuzují se schopnosti jedince upravit chůzi v návaznosti na měnící se požadavky vyšetřujícího. Je vyšetřováno 8 typů chůze: v ustáleném stavu, při změně její rychlosti, s vertikálním a horizontálním pohybem hlavy, při překonávání a překračování překážek, během otáčení, a na schodech. Jednotlivé úkony jsou hodnoceny ve stupních od 0 po 3, kde 3 znamená běžný výkon a 0 vážně narušenou chůzi. Celkové skóre nižší než 19 bodů je spojeno s poruchou chůze a rizikem pádu (Shumway-Cook et al., 1997).

2.2.2.2 6 Minute Walk Test

6 Minute Walk Test se využívá k hodnocení vytrvalosti při sub maximální míře aerobní kapacity. Proband chodí jeho vlastním tempem a hodnotí se vzdálenost (v metrech), kterou za dobu šesti minut ušel po rovné dráze s tvrdým povrchem. Výhodou tohoto i dále zmiňovaných testů je jednoduchost, finanční nenáročnost a snadné zopakování pokusu. Test byl původně vyvinut pro hodnocení cvičení kapacity u pacientů s kardiopulmonálními chorobami. Dnes se využívá i pro měření funkční kapacity, tedy vytrvalosti při chůzi. Využívá se při předoperačních či pooperačních hodnoceních a pro měření zlepšování stavu po terapeutických intervencích zejména u pacientů s plicními a srdečními chorobami. Absolutní kontraindikací je nestabilní angina pectoris nebo infarkt myokardu během předchozího měsíce. Relativní kontraindikací je např. zvýšený klidový tep nad 120 (American Thoracic Society, 2002).

Pacientovým úkolem je ujít co nejdelší vzdálenost. Přičemž normální hodnoty pro lidi ve věku 60 až 70 let se pohybují v rozmezí od 500 po 450 metrů. Chodí se v chodbě, ve které jsou rozmístěny kužely (ve vzdálenosti 30 m od sebe), kolem kterých se pacienti mají bez váhání, co možná nejrychleji otočit a pokračovat v pohybu zpět po chodbě. V případě potřeby mohou probandi zpomalit, zastavit, opřít se o zeď a odpočinout si, ale jakmile se budou cítit lépe, měli by opět v chůzi pokračovat. U testu je zakázáno mluvit, aby nedošlo ke zbytečnému zvýšení námahy (American Thoracic Society, 2002).

Pokud nemají pacienti potíže s rovnováhou, neměli by chodit testující osoby s ním, jelikož by to narušovalo jejich přirozené tempo. Každou minutu dostává proband informaci,

kolik času mu ještě zbývá. Neměla by se však používat slova povzbuzení, opět aby pacient neměl tendence zrychlovat. Po testování si pacient sedá a hodnotí subjektivní míru dušnosti pomocí Borgovy škály, která začíná nulou, jež znamená žádnou míru dušnosti a končí desítkou, která značí maximální dušnost (American Thoracic Society, 2002).

2.2.2.3 2 Minute Walk Test

Při tomto testu se probandí snaží ujít co nejdelší vzdálenost (měřena v metrech) za dobu dvou minut. Platí pro něj stejná pravidla jako u předešlého 6 Minute Walk testu, avšak zde má pacient navíc jít největší rychlostí, kterou zvládne vyvinout. Pacienti mohou v případě potřeby jít za pomoci berlí či jiných lokomočních pomůcek. Výstupem testu je opět aerobní kapacita a funkční mobilita probanda (Shirley, 2021b).

2.2.2.4 10 Meter Walk Test

Je využíván pro změření rychlosti chůze na krátkou vzdálenost. Probandí chodí buď maximální možnou rychlostí, nebo rychlostí, kterou obvykle chodívají. Pro správné provedení je nutné mít nejméně 10 metrů dlouhou podlahu, která bude zároveň rovná. V testu se nehodnotí celých 10 metrů kvůli vyloučení akceleračně-deceleračních pohybů, a tak se kromě značek na startu a konci, udělají i ve vzdálenosti dvou a osmi metrů. Ve dvou metrech se tedy stopovat začíná a v osmi končí. Výsledkem je čas, za který jedinec ujde 6 metrů a z něj se poté vypočítá rychlost chůze. Při testu mohou probandí opět využívat kompenzační pomůcky pro chůzi. Test se provádí třikrát a z těchto pokusů je následně vypočítána průměrná hodnota, přičemž norma je stanovena na rychlost $1,36 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Shirley, 2021a).

2.2.2.5 The Walking While Talking Test

Pro testování je vymezena vzdálenost šest metrů. Pacient sedí na židli a jeho úkolem je jít ke značce, otočit se, jít zpět a zase se posadit. Ujde tedy dohromady dvanáct metrů. Čas, který je potřeba ke stoupnutí a sednutí si, není do výsledků započítáván. Pacient by měl jít přirozeným tempem a nesmí běhat. Jsou tři stupně toho testu. V první fázi překonávání dvanáctimetrové vzdálenosti vede vyšetřující s probandem jednoduchý rozhovor, přičemž hraniční hodnota pro riziko vzniku pádů je 18 sekund. Druhým úkolem pacienta je poté při chůzi odříkávat postupně písmena abecedy. Provedení testu za čas delší než 20 vteřin značí zvýšené riziko vzniku pádu. Nejtěžší variantou potom může být při chůzi odečítání čísla 3 od libovolného čísla mezi 100 a 20. Zvýšení obtížnosti kognitivního úkolu pak snižuje rychlost chůze, takže hraniční hodnoty jsou zde 33 sekund a déle (Maranhão-Filho et al., 2011; Verghese et al., 2007).

2.2.3 Přístrojové hodnocení chůze

2.2.3.1 Přístrojové chodníky

Přístrojových chodníků je na trhu celá řada a používají se pro měření načasování kontaktu chodidla s podložkou, pozice chodidla na podložce, nebo obojí. Rychlost je vypočítávána nezávisle tak, že tělo subjektu přeruší paprsky dvou fotobuněk připojených k počítači, přičemž jeden článek je na každém konci chodníku. Načasování informací z kontaktu chodidla je používáno pro spočítání času chůzového cyklu a kombinace tohoto a rychlosti se může využít pro výpočet délky kroku (Whittle, 2007).

Jiné uspořádání chodníku může být takové, že on samotný obsahuje velký počet spínacích kontaktů, které detekují pozici chodidla a načasování první a poslední fáze chůzového cyklu. Jejich výhodou je, že jsou vyráběny v bezdrátovém provedení, a navíc se chodník může využívat pro měření délky kroku i dvojkroku. Modernější přístrojové chodníky poskytují informace o působících silách mezi podložkou a nohou (Whittle, 2007).

Takovým chodníkem je například GAITRite®. Využíván je pro měření časoprostorových parametrů chůze v reálném čase, což je užitečné pro predikci pádů. Jeho software je navržen tak, aby poskytoval jednoduchý způsob získávání validních, spolehlivých a objektivních dat. Může být použit jak v klinickém, tak ve výzkumném prostředí. Když pacient chodí po chodníku, software zaznamenává data zachycující geometrii a relativní uspořádání každého kroku jako funkci času a prostoru. Více záznamů chůze lze shromáždit během několika minut. Parametry se počítají spolu s jejich variačním koeficientem. Jednotlivé zprávy o testech a průběhu jsou konfigurovatelné a snadno generovatelné. Výhodou tohoto zařízení je možnost používání kompenzačních pomůcek pro chůzi při testování (GAITRite®, n.d.).

GAITRite® je možné využít pro zaznamenávání průběhu a efektu léčby. Tyto chodníky jsou prováděny v různých modelech a délkách. Jsou sbírány například data o čase kroku, chůzového cyklu, délce kroku, o trvání fáze jednooporové, dvouoporové, švihové a stojné a o rotaci chodidla (GAITRite®, n.d.).

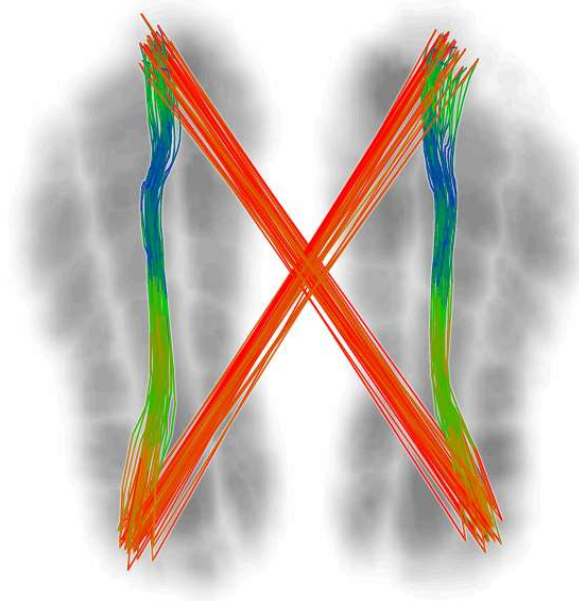
Dalším takovým chodníkem je Zebris Rehawalk®, který sestrojila německá firma Zebris Medical GmbH. Toto zařízení má zabudovanou silovou plošinu v běžeckém páse. Plošina zaznamenává velikost vertikální reakční síly podložky díky několika tisícům tlakových senzorů (přes 5300) rozmístěných na ploše 150 x 50 cm, což umožňuje velmi přesné zaznamenávání dat. Využívá se pro analýzu chůze, stoje, a také v terapii pacientů, a to zejména těch, jenž mají ortopedické či neurologické onemocnění. Přístroj zaznamenává údaje jako jsou šířka

a délka kroku, fáze chůzového cyklu a podrobné rozložení sil pod chodidly. Mezi výhody lze zařadit možnost sledování procesu měření na monitoru v reálném čase. Maximální rychlost běžecského pásu je 10 km/h, maximální zrychlení je 0,1 km/h. Přístroj má možnost náklonu až o 15 %, a také zpětného chodu. Součástí jsou nastavitelná madla a bezpečnostní závěsný systém pro odlehčení a bezpečnost jedince. Maximální nosnost je 135 kg. Přístroj se dále skládá z dataprojektoru, obrazovky, dvou videokamer umístěných na straně a vzadu za pacientem. Díky nim může být obraz nahráván a chůze tak může být lépe hodnocena aspekci. K analýze statického a dynamického rozložení sil slouží měřící software FDM-T (Kolářová et al., 2014).

Při analýze stoje se popisují následující parametry (Kolářová et al., 2014; *Zebris FDM 1.12 Software User Manual*, 2015):

- Analysis time (s) – doba trvání analýzy
- Force (N) – grafické znázornění silového působení pro přednoží a zadonoží
- 95 % confidence ellipse area (mm²) – plocha, kde se nachází 95 % projekcí tlakového působení – centra tlaku (Center of Pressure – COP) v měřeném čase
- COP path length (mm) – délka trajektorie COP v měřeném čase
- COP average velocity (mm/s) – průměrná rychlost pohybu COP
- Average Forces (%) – průměrné procentuální zatížení levé a pravé dolní končetiny a dále předonoží a zadonoží v rámci jedné DK.

Analýza chůze začíná tří dimenzionálním (3D) znázorněním průměrného rozložení tlaků v plosce nohy během stoje, a dále maximálním zatížením předonoží a zadonoží. Výsledkem jsou tři grafy, které ukazují průměrné rozložení tlaku při jednooporové fázi, stoji a při maximálním zatížení ve stoji. V další fázi je zobrazeno maximální rozložení tlaku a průběh COP při chůzovém cyklu, a to pro každou dolní končetinu zvlášť. Dále jsou popsány již známé časoprostorové parametry chůze. Následně se hodnocení soustředí na analýzu COP, které je graficky znázorněno v podobě butterfly diagramu, jež zobrazuje průběh COP při chůzovém cyklu. Průběh COP je také znázorňován pro každou dolní končetinu zvlášť. Jsou vypracovány grafy znázorňující vertikální složku reakční síly končetiny. Nakonec je zobrazena distribuce tlaků během stejné fáze pro zadonoží, středonoží a předonoží (Kolářová et al., 2014; *Zebris FDM 1.12 Software User Manual*, 2015).



Obrázek 1: Butterfly diagram (*Biomechanix Measurement of Movement*, n.d.)

Do skupiny přístrojových chodníků můžeme zařadit i tlakové plošiny. Jednou z nich je 3D skener RSscan, který se využívá pro plantární tlakovou analýzu. Zaměřuje se na fyziologii, strukturu a funkčnost chodidel, dolních končetin i celého těla. Je vhodný i pro získávání antropometrických parametrů nohy jako je šířka a délka. Jeho výhodou je opět přenosnost a vysoká přesnost. Body vysokého tlaku na chodidle jsou znázorněny barevně, což pomáhá pacientům lépe pochopit, z čeho pramení jejich potíže (*RSscan LAB LTD*, 2022).

Mezi nejmodernější systém analýzy pohybu patří také systém Optogait. Tento systém se používá při hodnocení chůze a sledování odchylek při chůzi, čím může pomoci v prevenci zranění. Dále se využívá pro sledování pokroku v průběhu rehabilitace poranění. Jeho výhodou je cenová dostupnost a přenosnost. Systém může být jeden až 100 m dlouhý. Při spárování se standardním běžeckým pásem lze studovat všechny aspekty chůzového cyklu. Parametry chůze lze měřit s přesností 0,001 sekundy. Přístrojem jsou získávány informace také o symetrii kroků či můžeme sledovat standardní skok do dřepu či skoky na jedné noze v libovolném směru pro porovnání síly levé a pravé dolní končetiny. Přesná, objektivní data jsou korelována k určení rozsahu zranění a účinnosti léčby. Všechna data jsou zobrazována v reálném čase prostřednictvím softwarové platformy a spárována s laterální a sagitální videoanalýzou. Data se ukládají v průběhu času, čímž lze určit účinnost léčby. Prevence zranění je posílena pomocí objektivních údajů, které ukazují zvýšené asymetrické tendence před nástupem bolesti (*MICROGATE*, 2022).

Jednou z obdob systému Optogait je optický měřicí přístroj Optojump, který se skládá z vysílací a přijímací lišty. Každá z nich obsahuje 96 LED diod (rozlišení 1,0416 cm), které na vysílací liště nepřetržitě komunikují s těmi na přijímací. Systém tak detekuje jakékoli přerušení komunikace mezi tyčemi a vypočítá jejich trvání. Na základě těchto základních údajů umožňuje specializovaný software získat řadu parametrů spojených s výkonem sportovce s maximální přesností a v reálném čase. Jeho výhodou je absence pohyblivých mechanických částí přístroje, čímž je zajištěna přesnost a velká spolehlivost (MICROGATE, 2022).

Přístroje díky malým kamerám, které lze libovolně umístit, umožňují zaznamenávat snímky provedených testů a dokonale je synchronizovat s měřeními událostmi. Proto je možné používat výhod křížové kontroly mezi daty a obrázky, a také výhod vyplývajících z podrobnější analýzy videa. Filmové sekvence a všechna ostatní data jsou uložena v databázi. Díky tomu je lze kdykoli konzultovat a stejně jako u číselných údajů porovnávat výkony různých sportovců nebo stejného sportovce v různých okamžicích (MICROGATE, 2022).

2.2.3.2 Silové plošiny

Silové plošiny jsou využívány pro měření reakční síly působící od podložky, když přes ni člověk prochází. V dnešní době je vyvinuto široké množství těchto zařízení, ale nejčastěji je zastoupen „typický design“. Ten je asi 100 mm vysoký, s horní plochou ve tvaru obdélníku o rozměrech 400 mm x 600 mm. Aby byl horní povrch extrémně tuhý, je vyroben buď z velkého kusu kovu, nebo z lehké voštinové struktury. V dnešní době je využíváno systémů se čtyřmi senzory, které měří sílu v 3D prostoru. Silové plošiny by měly být umístěny ideálně pod úroveň podlahy a jejich horní část by měla být v rovině se zemí. Silové plošiny jsou umístěny za sebou a pro měření je nutné, aby na jednu plošinu dopadla pouze jedna ploska (Whittle, 2007).

2.2.3.3 Kinematické systémy

Kinematické systémy jsou využívány pro analýzu chůze k zaznamenávání pozice a orientace segmentů těla. Jakmile jsou tyto údaje známy, lze poté následně dopočítat úhly v kloubech a odpovídající lineární a úhlové rychlosti a zrychlení. Kinematické měření může být jak dvou, tak i tří dimenzionální. K měření ve 3D je zapotřebí dvou kamer. Nejjednodušší měření je možné provést pouze pomocí jedné kamery a nekalibrovaného systému, čímž se zjišťují úhly v kloubech v sagitální rovině. Jednou kamerou, avšak už s kalibrací, lze provést přibližné měření vzdálenosti. Pro přesné měření je však nezbytné používat kalibrovaný 3D systém, který pohyby měří ve všech třech anatomických rovinách (Whittle, 2007).

Většina kinematických systémů využívá ke kalibraci 3D kalibrační objekt, který mohou kamery vidět jak postupně, tak zároveň. Počítačový software je pak využíván k vypočítání vztahu mezi 3D pozicí značek na kalibračním objektu a 2D pozicí těchto značek v zorném poli více kamer. Když značku vidí pouze jedna kamera, není možné její pozici vypočítat. Data se shromažďují v řadě časových intervalů známých jako snímky. Většina systémů je dostatečně přesných k tomu, aby se následně mohla dopočítat pozice končetin a úhlů v kloubech. Výpočet lineární nebo úhlové rychlosti však zároveň vyžaduje matematické derivace polohy, což vede k velkým chybám. Dnes je využíváno například zařízení Vicon MX (Whittle, 2007).

Další systémy využívané pro zaznamenávání pohybu jsou kombinované kineticko-kinematické systémy. Jedná se o kamerový systém (kinematický systém) a plošiny (kinetický systém), které jsou propojeny pomocí softwaru. Schopnost kombinovaného systému je větší než součet jeho součástí. Jeho výhodou je to, že známe vztah mezi segmenty končetiny a vektorem reakční síly působící od podložky, a tudíž je možné provádět inverzní dynamické výpočty (Whittle, 2007).

2.2.3.4 Elektrogoniometry

Tato zařízení jsou využívána pro elektronické kontinuální měření úhlů v kloubech. Jedná se o goniometry se dvěma rameny – jedno je připevněno k úhloměru a druhé se otáčí při měření úhlů během pohybu. Elektrogoniometry jsou mnohem levnější než zobrazovací systémy a umožňují okamžitý sběr a prohlížení dat. Jejich nevýhodou je však ztížení provedení pohybu, neboť ke goniometru musí být připojena různá elektronika a většina systémů vyžaduje připojení kabelů k systému pro sběr dat. Dalším problémem při užívání elektrogoniometrů je skutečnost, že ne všechny klouby fungují jako čisté panty, kvůli čemuž jakýkoli translační pohyb kloubu vytváří chybné úhlové otáčení goniometru. V dnešní době jsou sestavovány samonastavovací mechanismy v podobě čtyřtyčového spojení, které tyto nedostatky řeší (Robertson et al., 2014).

Může se jimi měřit pohyb ve všech kloubech, avšak nejvíce jsou využívány pro měření úhlu v kolenu, méně často pak v kotníku a kyčli. Výstup tohoto zařízení je obvykle vykreslen jako graf úhlu kloubu v závislosti na čase. Pokud však byla měření provedena ze dvou úhlů, mohou být data vykreslena jako diagram úhel-úhel, známý taky jako cyklogram. Tento formát vytváří jasnější interakci mezi dvěma klouby a umožňuje identifikovat charakteristické vzory (Whittle, 2007).

Nejběžnější typ elektrogoniometru používá jako snímací prvek potenciometr, což je v podstatě proměnný rezistor. Část zařízení, která otáčí potenciometrem, vytváří napětí

v množství úměrném velikosti otočení. Jedna část potenciometru je připojena manžetami k jednomu segmentu kloubu a druhá k sousednímu segmentu. Pozice potenciometru by měla být tak blízko kloubní ose, jak je jen možné. Jakýkoli úhlový pohyb kloubu způsobí otáčení potenciometru a tím i jeho výstupní napětí. Jeden potenciometr může provádět měření pouze v jedné ose kloubu, ale dva nebo tři mohou být připevněny v různých rovinách, a je tak možné provádět multiaxiální měření (Robertson et al., 2014).

Tenzometrický elektrogoniometr se skládá z plochého, tenkého pásu kovu, který je připevněn po stranách končetiny nad a pod testovaným kloubem. Ohýbání kovu při pohybu spoje je měřeno tenzometry a jejich přidruženou elektronikou. Kvůli způsobu, jakým kovové pásy reagují na ohýbání, závisí výstup na úhlu mezi oběma konci, lineární pohyb je ignorován. K měření pohybu ve více než jedné ose lze použít dvouosý goniometr nebo dva až tři samostatné goniometry, které mohou být připevněny kolem kloubu, zarovnané do různých rovin (Whittle, 2007).

2.2.3.5 Akcelerometry

Tato zařízení jsou typem mobilních inerciálních senzorů a měří lineární zrychlení. Oproti jiným běžně používaným metodám, které provádějí posturografická vyšetření, jsou akcelerometry výrazně levnější variantou. Jednotka, která se používá u těchto zařízení je tíhové zrychlení 1 g, které je v našich zeměpisných šířkách rovno zrychlení $9,81 \text{ ms}^{-2}$ v základních SI jednotkách (Bizovská et al., 2017; Culhane et al., 2005).

Jedno zařízení může zaznamenávat zrychlení pouze v jednom směru, avšak při umístění tří akcelerometrů tak, aby byly jejich osy vůči sobě kolmé, získáme data o zrychlení v prostoru. Takovéto akcelerometry nazýváme jako 3D. Přístroje využívané k analýze chůze jsou zpravidla velice malé, váží jen pár gramů, díky čemuž jsou tato zařízení snadno přenositelná. Díky tomu je můžeme využít pro zaznamenávání pohybu i ve venkovním prostředí. Některé akcelerometry mají navíc interní paměť, díky čemuž u nich není potřeba přítomnost stacionární stanice pro uložení a nahrávání dat. Nevýhodou však u takového měření je nemožnost kontrolovat data v reálném čase. Zároveň je také obtížnější zpracování dat, jelikož zařízení neumožňuje oddělit zaregistrované pohyby v reálném čase, kvůli čemuž je těžší připravit data pro jejich pozdější vypracování. Naopak senzory bez vnitřní paměti nemají potíže s přípravou dat, ale při měření vyžadují přítomnost stacionární stanice, a to většinou ve vzdálenosti maximálně 20 – 40 m (Bizovská et al., 2017).

Na trhu je velký počet akcelerometrů, které jsou navíc vyráběny v mnoha podobách a provedeních. Pro tuto diplomovou práci byly využity senzory, které byly umístěny přímo na kůži probanda, kde držely pomocí lepicí pásky či náplasti. Tento typ akcelerometrů je nutné často kontrolovat, jelikož v důsledku nárazů a pocení jedince mohou klouzat po kůži dolů, což by vedlo ke zkresleným výsledkům měření. Jejich rozmístění se odvíjí od toho, jaký úkon je právě vyšetřován. Když je hodnocena stabilita, jsou senzory umístěny v oblasti dolní bederní páteře, obvykle kolem pátého bederního obratle (Bizovská et al., 2017).

Akcelerometry jsou velmi vhodné pro měření krátkých dějů s vysokým zrychlením, jako je počáteční kontakt, tedy první fáze chůzového cyklu. Jejich nevýhodou je získávání dostatečného mechanického spojení mezi akcelerometrem a probandem, jelikož akcelerometr často klouže po kůži dolů (Whittle, 2007).

Tyto přístroje se také využívají pro kinematickou analýzu pohybu končetin. Pokud je známé zrychlení segmentu končetiny, jedna matematická integrace určí jeho rychlost a druhá integrace jeho polohu, za předpokladu, že obě polohy a rychlost jsou známé (Whittle, 2007).

Akcelerometry jsou také ideální volbou pro hodnocení variability pohybu a rovnováhy. Poskytující neinvazivní přenosnou metodu měření. Podle naměřeného zrychlení lze vypočítat jednoduché parametry chůze jako čas trvání kroku, symetrii chůze a rychlost chůze. Zrychlení při chůzi se odráží v pohybu trupu, jeho zpomalením, zrychlením, stoupáním, klesáním a pohybováním se ze strany na stranu. Opakované vzory získané pomocí měření zrychlení obsahují informace o plynulosti či proměnlivosti vzoru chůze (Culhane et al., 2005).

Ambulantní monitorování aktivity starších dospělých pomocí akcelerometrů je spolehlivá technika, která poskytuje nepřetržité sledování jejich mobility, a to bez nutnosti přítomnosti další osoby. Dva akcelerometry, jeden na trupu a druhý na noze, jsou dostačující k rozlišení mezi sezením a stáním, ležením a pohybováním se. Spolehlivost takového měření se udává na 95 % (Culhane et al., 2004).

Monitor aktivity dokáže, pomocí čtyř akcelerometrů (dva na trupu, jeden na každém stehnu), rozlišit až 20 každodenních poloh. Mezi ně patří různé formy sezení, stání, lehu, dále obecný pohyb, chůze, stoupání a sestupování do schodů, jízda na kole a běh. Monitorování chůze pomocí akcelerometrů je vhodné pro objektivní posouzení pohyblivosti jedince i po delší dobu. Lze je používat např. jako iniciální hodnotící nástroj nebo jako doplněk ke sledování pokroku v rehabilitaci (Bussmann et al., 2001).

2.2.3.6 Gyroskopy

Gyroskopy jsou využívány pro měření orientace segmentu těla v prostoru. Jedná se o senzory, které zaznamenávají úhlovou rychlost, neboli změnu velikosti úhlu za čas. Jednotkou, využívanou při měření, jsou stupně za sekundu ($^{\circ} \cdot s^{-1}$). Jelikož chůze spočívá v rotaci dolních končetin kolem kloubů, je použití miniaturních snímačů gyroskopů vhodnou alternativní technikou pro analýzu chůze. Inerciální senzory složené z trojosého akcelerometru a gyroskopu poskytují informace o lineárním zrychlení a úhlové rychlosti ve třech na sebe kolmých rovinách (Bizovská et al., 2021).

2.3 Laboratorní testování chůze

V rámci této kapitoly bude čtenáři stručně představen odborný základ mé diplomové práce, tedy hlavní výzkumy, ze kterých jsem v průběhu mého psaní čerpala. Jedná se o komplexní výzkumy z posledních dvaceti let, u kterých bude uveden jejich účel, podmínky měření a následná zjištění, tvořící teoretický základ mého vlastního výzkumu. Tyto jednotlivé případy dokazují důležitost pečlivého měření v laboratorním prostředí pro získání relevantních a přesných údajů.

Účelem studie Keskin et al. (2008) bylo prozkoumat vztah mezi svalovou silou, funkční pohyblivostí a pády. Do studie bylo zařazeno 31 žen ve věku 65 let a více. Byly zaznamenány demografické vlastnosti, index tělesné hmotnosti, komorbidní zdravotní stavy, kouření, počet užívaných léků a pádové charakteristiky. Síla flexorů a extenzorů dominantní končetiny byla měřena izokinetickým systémem Biodex a fyzická aktivita byla hodnocena šestiminutovým testem chůze. Kognitivní stav byl hodnocen pomocí Mini-Mental State Examination a výkon v ADL aktivitách byl stanoven na základě Barthel indexu. Dvanáct žen uvedlo, že v předchozím roce zaznamenalo pád. Osm z nich spadlo mimo domov a 4 uvnitř domova. Devět probandek upadlo jednou, dvě dvakrát a jedna spadla třikrát. Šesti ženám zapříčil pád zlomeninu. Svalová síla extenzorů a flexorů kolena, a také fyzická kapacita byla podobná u skupiny padajících i nepadajících. Byly hodnoceny rizikové faktory související s pádem, ale nebyl stanoven žádný související faktor. Bylo zjištěno, že strach z pádu je vysoký u pacientů, kteří v předchozím roce spadli. Závěrem lze říci, že síla extenzorů a flexorů kolena není významným faktorem při vzniku pádu nebo jeho riziku vzniku u starších žen, zejména u těch, které jsou schopny fungovat samostatně. Balanční testy používané v současné době jsou účinnými prediktory pádů u starších dospělých, kteří žijí samostatně a nemají žádný významný zdravotní problém (Keskin et al., 2008).

Riis et al. (2020) použili ve své studii chodník GAITRite (CIR Systems, Inc., 12 Cork Hill Rd, BLDG 2, Franklin, NJ, USA). Výzkumu se účastnilo 24 geriatrických pacientů (15 žen) v průměrném věku 80 let. 75 % z nich mělo v anamnéze pád. Porovnávala se validita mezi parametry chůze pomocí GAITRitu a funkčních testů rovnováhy, jež hodnotí rizika pádů. Zařízení GAITRite patří k nejčastěji používaným přístrojům. Jeho výhodou je to, že pacient může používat při chůzi kompenzační pomůcky a umožňuje spolehlivě měřit časoprostorové parametry chůze, což je užitečné pro predikci pádů (de Mettelinge & Cambier, 2015). Do studie byli zařazeni pacienti i s kognitivním postižením. Z funkčních testů rovnováhy se použily tyto: Bergs Balance Scale, Dynamic Gait Index, Timed Up and Go a Sit To Stand test. Testování na chodníku bylo provedeno buď s jedním úkolem, nebo s dvěma úlohami zároveň s tím, že obě varianty testování se opakovaly třikrát. Pacienti měli za úkol jít svým obvyklým tempem. V případě dvou úloh měli při normálním tempu chůze navíc odečítat od čísla 50. Při testu bylo možné používat pomůcky pro chůzi. Data ze tří procházek na chodníku GAITRite byla analyzována automaticky pomocí Software GAITRite (verze 4.8.7, Franklin, NJ, USA). Byly zkoumány následující parametry: rychlost, kadence, délka kroku, doba švihů, doba dvojité opory, délka kroku, variabilita a časová variabilita švihové fáze. Všechny parametry GAITRite vykazovaly slabou (v případě STS testu), až střední (v ostatních případech) korelaci s testy funkční rovnováhy, a to v obou případech. Rychlost a délka kroku nejvíce korelovaly s funkčními testy rovnováhy, zatímco variabilita délky kroku a doby švihové fáze s nimi vykazovaly nejslabší korelaci (Riis et al., 2020).

Pomocí systému GAITRite byla analyzována chůze kvůli prevenci pádů i ve studii Bridenbaugh & Kressig (2011). Testovala se chůze nejprve v tempu zvoleném probandem, dále pomalejší chůze (než je probandovo obvyklé tempo), a následně se chodilo v co možná nejrychlejším tempu. Chůze přirozenou rychlostí poskytovala informace o pohyblivosti probandů. Výkon při pomalé chůzi může dát náhled na mediolaterální stabilitu a rozdíl mezi normální a rychlou chůzí poskytuje informaci o jejich funkční rezervě. Dále byly prováděny dva duální úkoly. Prvním byla pracovní paměťová úloha, kdy při chůzi probandi zároveň nahlas odečítali od 50 číslo 2. Druhým úkolem pak bylo při chůzi plynule vyjmenovávat zvířata (Bridenbaugh & Kressig, 2011).

Chůze s úlohou je do testování řazena z toho důvodu, že v běžném životě vykonáváme zároveň s chůzí i další činnosti. Souběžně například mluvíme s někým po telefonu či si přenášíme šálek s kávou. Současné provádění jiného úkolu (kognitivního nebo motorického) při chůzi je situace se dvěma úkoly, což zvyšuje nároky na pozornost. Pokud tyto nároky

nemůže uspokojit kapacita rezervy pozornosti, pak je narušen výkon v jedné nebo obou úlohách. Navíc bylo zjištěno, že člověk, který přestane chodit, když mluví, má zvýšené riziko vzniku pádu (Lundin-Olsson et al., 1997). Tato skutečnost upozornila na důležitost spojení mezi chůzí a kognicí. Chůze je složitý motorický úkol, který je však obecně (u zdravých dospělých) prováděn automaticky. U starších dospělých se však objevují neuromotorické změny související s věkem, jako je snížená svalová síla či snížený sensorický vstup, čímž jsou zvyšovány nároky na pozornost potřebnou pro chůzi (Tombu & Jolicoeur, 2003).

Práh pro výskyt a rozsah odchylek v chůzi související s dvojitým úkolem závisí na kognitivní zátěži. Ta, pokud bude kvůli samotnému úkolu nebo jeho složitosti dostatečně velká, bude práh v určitém bodě překročen, a proto nelze čerpat dostatečnou rezervu pozornosti centrální kapacity pro splnění požadavků na pozornost. Čím náročnější je sekundární úkol rozdělující pozornost, tím větší je porucha chůze. Když je sekundární úkol dostatečně náročný, dokonce i mladí zdraví dospělí budou vykazovat interferenci při chůzi související s dvojitým úkolem (Bloem et al., 2001).

Chůze s dvojitým úkolem tedy umožňuje posouzení účinku rozdělené pozornosti na motorický výkon. Díky tomu lze odhalit kognitivní deficity a nedostatky chůze, které při provádění pouze jednoho úkonu mohou zůstat bez povšimnutí. Hlavní výhodou tohoto testování je to, že tyto nedostatky lze odhalit v rané fázi, což umožňuje včasný zásah či v lepším případě i prevenci. V případě, že je detekována interference při dvojitým úkolu a nestabilita chůze, je cílem terapie zajistit opatření ke stabilizaci chůze dříve, než dojde k pádu nebo funkční závislosti (Bridenbaugh & Kressig, 2011).

Kasović et al. (2020) za pomoci systému Zebris zjišťovali, zda má rotace chodidla vliv na riziko pádů u starších žen. Do studie bylo zařazeno 120 účastnic starších 60 let, jež žily nezávisle, a které musely být schopny chodit po dobu 10 minut, ať už s pomocí nebo bez ní. Na začátku testování vyplnily dotazník o duševním stavu a nesměly trpět žádným neurologickým onemocněním. Na posouzení rizika pádu se použil dotazník Downtown Fall Risk Index. Zařízení Zebris (FDM; GmbH, Mnichov, Německo), které má 11 264 tlakových senzorů na ploše 149 x 54,2 m a vzorkovací frekvenci 100 Hz, bylo použito na změření plantárního tlaku. Účastnice měly na páse přirozenou rychlostí chodit bosé. Při chůzi se neměly dívat na plošinu, ale jen před sebe. Jejich úkolem bylo projít přes plošinu na konec, tam se otočit o 180° a pokračovat v chůzi zpět. Test byl jednou opakován. Probandky byly dotazovány na bolest nohou. K posouzení jejich úrovně fyzické zdatnosti byl použit Senior Fitness Test. Studie

prokázala souvislost mezi vyšší rotací nohou se zvýšeným rizikem pádů u starších žen (Kasović et al., 2020).

Vliv stárnutí na chůzi byl hodnocen u zdravých jedinců (138 mužů a 144 žen) ve věku 20-98 let pomocí akcelerometrů umístěných na trupu. Probandi neměli v anamnéze žádné muskuloskeletální či neurologické onemocnění, dále nebyla přítomna porucha chůze ani bolest. Někteří probandi starší 60 let užívali léky, nikdy však ne více než tři typy a nejednalo se o sedativa, protizánětlivé či psychotropní léky. Všichni účastníci byli vyšetřeni pro vyloučení výrazných pánevních asymetrií a skoliózy. Chůze byla vyhodnocována pomocí akcelerometru, záznamového zařízení a počítačového programu, který sám zpracovával signály zrychlení. Používaný senzor měl 20 g a skládal se ze dvou na sebe kolmo umístěných akcelerometrů v jedné krabičce (40x18x18 mm). Byl zabudován do semielastického pásu, který se upevňoval probandům kolem pasu tak, aby byl nad meziobratlovým prostorem L3 – L4. Jeden akcelerometr je v rovině s medio-laterální osou těla a druhý s kraniokaudální osou. Signály ze senzoru byly zaznamenány přenosným záznamníkem dat o frekvenci 50 Hz. Toto zařízení váží 140 g a je v krabičce (65x22x12 mm). Může nahrávat nepřetržitě po dobu 10 minut. Zaznamenané signály byly následně přeneseny do počítače. Hodnotila se chůze po rovině v chodbě. Probandi šli přirozenou rychlostí 40 metrů v botách, které obvykle nosili. Rychlost chůze byla měřena elektronickými stopkami synchronizovanými se záznamníkem dat chůze. Pro analýzu dat byla z nahrávání vybrána perioda chůze 20,48 s. Tato perioda obsahovala kolem 1024 měření zrychlení, 19 – 21 cyklů chůze a 28 ujitých metrů pro zdravé dospělé. Byly vypočítány proměnné chůze: frekvence kroků, kroková symetrie, pravidelnost kroků a kraniokaudální aktivita po rychlé Fourierově transformaci signálů z akcelerometru. Na vertikální křivce byly identifikovány jednotlivé body cyklu chůze. U zdravých starších subjektů byla rychlost chůze ve srovnání s mladšími jedinci pomalejší, měli kratší délku kroku a trup se u nich pohyboval méně. Tyto údaje vypovídají o opatrnější chůzi (Auvinet et al., 2002).

Cílem jiného výzkumu bylo zjistit, zda existují nějaké rozdíly ve zrychlení horní části těla u mladých a starších lidí při chůzi. Do studie bylo zařazeno 8 mladých lidí ve věku kolem 23 let a 8 starších dospělých, jejichž věk se pohyboval kolem 74 let. Nikdo z probandů neměl neurologické onemocnění, muskuloskeletální patologie či zranění. Zrakové vady byly u provádění testu zkorigovány na normální vidění. Bylo porovnáváno zrychlení při chůzi v přirozeném tempu ve vzdálenosti 20 metrů v rovné chodbě. Měření bylo opakováno pětkrát. Probandi měli mít při testování zrak upřený na bod umístěný v úrovni jejich očí na konci chodby. K měření byly použity dva tříosé akcelerometry (Crossbow CXL02LF3, rozsah ± 2 g).

Zaznamenávaly vertikální, antero-posteriorní a medio-laterální zrychlení hlavy a trupu. Akcelerometr na hlavě byl umístěn na zadní straně hlavy pomocí čelenky a druhý byl na processu spinosu obratle L3. Před každým testováním byla každá osa akcelerometru statisticky kalibrována pomocí vodorovného referenčního povrchu. Výstup na svislé ose byl -1 g a na vodorovných osách 0 g . Nožní spínač byl použit ke stanovení první (heel strike) a poslední (toe off) fáze stojné fáze kroku, pro výpočet jeho trvání a délky, dále doby stoje, švihové fáze kroku a kadence. Nožní spínače byly umístěny u každého člověka na pravé botě a byly připojeny k zakázkovým vložkám pod tarsální kosti k měření toe off fáze a heel strike fáze. Data byla vzorkována při 512 Hz pomocí přenosného záznamníku dat (Valitec AD2000 Ready DAQ), který byl připevněn k bedernímu opasku, který měli probandi. Rychlost chůze byla měřena na deseti metrech (od 5. do 15. metru). Nebyly prokázány žádné významné rozdíly mezi skupinami. Starší jedinci měli nižší rychlost chůze, kadenci a krokovou délku než mladší lidé (Kavanagh et al., 2004).

2.4 Chůze v přirozeném prostředí

2.4.1 Proč měřit v přirozeném prostředí?

K hodnocení rizika pádu se používá mnoho přístupů. Zatímco jejich vlastnosti a schopnost úspěšně kvantifikovat riziko pádu se značně liší, většina z nich má společné znaky. A sice odrážejí výkon v konkrétním okamžiku a jsou založeny na subjektivním sebehodnocení. Bohužel kvůli přechodným změnám nebo syndromu bílého pláště nemusí taková hodnocení adekvátně představovat skutečné riziko pádu. Navíc, protože k mnoha pádům dochází uvnitř nebo v blízkosti domova, kde jsou rizika běžná, je důležité vyhodnotit riziko pádu v těchto složitých prostředích nebo v situacích, které odrážejí tyto každodenní podmínky. Testování, ke kterému dochází tam, kde lidé provádějí svou skutečnou každodenní životní rutinu během chůze v přirozeném prostředí, by mělo dobře odrážet riziko pádu. Dle Weiss et al. (2013) nemusí být jednodenní monitorování dostatečné k zachycení každodenní aktivity. Proto hodnotili mobilitu a riziko pádů na základě nepřetržitého sledování fyzické aktivity po dobu tří dní (Weiss et al., 2013).

Důležitou roli v rozdílech mezi chůzí v nekontrolovaných podmínkách a v laboratoři hrají i psychologické faktory, jako je Hawthornův efekt a syndrom obráceného bílého pláště. Hawthornův efekt je nespécifický léčebný účinek, změna chování člověka v důsledku motivační reakce na léčebnou péči a pozornost (Adair, 1984). Měly by mít pravděpodobně pozitivní vliv na testování v laboratoři. Pro chůzi mimo laboratoř by naopak měly mít dopad minimální. Naproti tomu faktory jako nálada, deprese a únava mohou negativně ovlivnit spíše

chůzi v přirozeném prostředí. Je to zapříčiněno tím, že probandi se v laboratorních podmínkách snaží vynaložit maximální úsilí bez ohledu na náladu a únavu (Hillel et al., 2019).

Testování v laboratorních podmínkách může negativně ovlivnit syndrom bílého pláště neboli sociální úzkost, která je definovaná jako strach z výkonu v situacích, ve kterých je člověk vystaven neznámým osobám nebo případnému zkoumání jinými lidmi (Leary, 1983). Zahrnuje změny v autonomním nervovém systému (včetně srdeční frekvence, dýchání), ale také ovlivňuje kritické kognitivní zpracování (Mauss et al., 2004). Konkrétně sociální úzkost snižuje pozornost člověka k enviromentálním podnětům a ovlivňuje, jak jsou informace kódovány a interpretovány. Zvyšuje pravděpodobnost vzniku škodlivých emocí, jako je negativní smýšlení o sobě samém, a vyvolává averzivní pocity (Geh et al., 2011).

Studie Geh et al. (2011) zkoumala vliv sociální úzkosti (syndromu bílého pláště) na emoční stav a rovnováhu během klinického hodnocení. Do studie bylo přihláшено 19 zdravých dospělých žen (průměrný věk 22 let) a 19 starších žen (průměrný věk 60 let), u kterých se zkoumal vliv věku a klinického hodnocení na výkonnost v rovnováze. Míry rovnovážného výkonu byly odvozeny ze záznamů tří různých posturálních úkolů. Psychologická měření zahrnovala strach z negativního hodnocení, stav úzkosti a strach spojený s dokončením balančních úloh. Při jejich plnění docházelo k významnému nárůstu stavové úzkosti a strachu v momentě, kdy byly ženy hodnoceny posuzovatelem. Ve srovnání s kontrolním stavem (prováděly stejné úkony, ale bez přítomnosti hodnotitele) se obě věkové skupiny při hodnocení v úloze funkčního dosahu naklonily výrazně více dopředu. Při hodnocení měly starší ženy významně větší amplitudy a frekvence posunu centra tlaku (COP) během stoje na dvou nohách se zavřenýma očima, a kratší dobu stání během stoje na jedné noze ve srovnání s kontrolním stavem. Naproti tomu balanční výkon u mladých dospělých během úkolů ve stoji na jedné nebo dvou nohách se klinickým hodnocením nezměnil. Závěrem lze říci, že sociální úzkost spojená s klinickým hodnocením rovnováhy může mít negativní vliv jak na emoční stavy, tak na kontrolu rovnováhy (Geh et al., 2011).

Porovnání naměřených parametrů chůze v laboratorním a v přirozeném prostředí naznačuje, že při měření v laboratorních podmínkách se lidé snaží jít co možná nejlépe. Tento typ testování je tak spíše vhodný pro zjištění nejlepšího výkonu jedince. Pro zjištění jejich obvyklého výkonu je tedy lepší testování v přirozeném prostředí. Rozdíly mezi testováním v běžném životě a laboratorním hodnocením lze také vysvětlit tím, že si jsou účastníci více vědomi měření prováděného během klinického hodnocení, a to i přesto, že chůzi v laboratorním prostředí můžeme měřit jen pomocí malého senzoru. Laboratorní testování chůze (bez

přidaného úkonu) je také jednodušší v tom, že proband současně nemusí vykonávat jiné aktivity, a proto se může na chůzi více soustředit (Brodie et al., 2016).

Brodie et al. (2016) dále porovnávali variabilitu času kroku při chůzi v nekontrolovaných podmínkách a v laboratoři. Při testování byla variabilita času kroku asi pětikrát větší než při posouzení v laboratoři pomocí elektronického chodníku. Pravděpodobně by to mohlo být způsobeno tím, že chůze v laboratorním prostředí je ustálený stav při přímé chůzi, zatímco kolísající kadence byly zaznamenány během procházek v přirozeném prostředí. Brodie et al. (2016) také zaznamenali, že se často měnila rychlost kroků při procházkách v přirozeném prostředí. Probandi často zrychlili na začátku chůze a zpomalili, když se blížili k překážkám (Brodie et al., 2016).

Spolehlivost měření nelze snadno dosáhnout při posuzování chůze v nekontrolovaných podmínkách, poněvadž se během testování mění okolnosti. Změnami mohou být věci, jako jsou povrchy pro chůzi, zatačky a překážky, změny v rychlosti chůze, provádění dvojího úkolu, anebo interakce s ostatními lidmi. Takové modifikace okolností mohou přidat náhodné výkyvy k charakteristikám chůze, což může narušit jejich spolehlivost. Zprůměrování charakteristik stanovených během delšího období však může tyto výkyvy vyrovnat, což může vést k ještě spolehlivějším datům, než jaké by bylo možné získat při jedné relaci za kontrolovaných podmínek (Rispen et al., 2015).

2.4.2 Zařízení měřící v domácím prostředí

Funkční schopnost nebo její omezení je určujícím faktorem nezávislého života. Úroveň funkčních schopností člověka má významný dopad na kvalitu života. Mnoho nástrojů bylo vyvinuto tak, aby pomáhaly při hodnocení funkčních schopností. Patří mezi ně již zmiňované kinematické a kinetické analýzy, videozáznam, elektromyografie, analýza silových desek a funkční testy. Potíže s těmito přístupy jsou v tom, že jsou buď časově náročné nebo drahé, vyžadující přístup ke specializovanému vybavení a vyhrazenému laboratornímu nastavení. Další nevýhodou je subjektivní zabarvení výsledků hodnotícího. Navíc měření pohybů prováděných na klinice nemusí přesně odrážet funkční schopnosti pacienta v normálním prostředí (Kiani et al 1997). Proto je nutné provádět měření v přirozeném prostředí jedince pomocí zařízení, která jsou schopná poskytovat objektivní měření s nízkými náklady. Řada senzorů upevněných na těle včetně elektromechanických spínačů, goniometrů, akcelerometrů, gyroskopů a krokometrů se využívá k měření pohybové aktivity člověka v přirozeném prostředí (Mathie et al., 2004).

Studie van Schooten et al. (2016) měla za úkol zjistit, jaký je vztah mezi pravděpodobností pádu a každodenním chováním seniorů. Byly do ní začleněny osoby ve věku 65 – 99 let, které musely být schopné ujít 20 metrů a mít minimální hodnotu Mini Mental State Examination 19. Osoby byly sledovány 6 – 12 měsíců, kdy každý den vyplňovaly deník pádů a jednou měsíčně od nich byly získávány informace po telefonu. Účastníkům byl na dobu osmi po sobě jdoucích dní připevněn tříosý akcelerometr, který měl vzorkovací frekvenci 100 vzorků za sekundu a jeho rozsah byl – 6g až + 6g. Senzor byl připevněn na úrovni pátého bederního obratle po celý den kromě sprchování. Z měření bylo vynecháno prvních a posledních šest hodin, aby nezahrnovalo dopravu účastníka. Množství fyzické aktivity bylo kvantifikováno na základě údajů z akcelerometru. Doba nenošení, lokomoce, sezení, ležení a stání byla identifikována pomocí algoritmu výrobce. Pro dny, kdy byl akcelerometr nošen 75 % času, byla vypočítána celková doba lokomoce, sezení, stání a lehu, dále počet kroků a průměrný počet lokomočních intervalů, jejich medián a maximální doba trvání, doba chůze a počet přechodů ze sedu do stoje. Tyto údaje byly následně zprůměrovány za všechny dny hodné pro kvantifikaci obvyklé fyzické aktivity (van Schooten et al., 2016).

Kvalita chůze byla po měření srovnána s anatomickými osami na základě orientace akcelerometru s ohledem na gravitaci a optimalizaci levo-pravé symetrie. Byly vybrány všechny lokomoční úseky delší než 10 sekund, které byly rozděleny na 10sekundová okna, pro která se určila délka kroku z vertikálního přemístění trupu, frekvence kroku a rychlost chůze (van Schooten et al., 2016).

Zjišťoval se vztah mezi běžně používanými charakteristikami chůze, a to k určení jejich souvislosti s dobou do pádů. Studie ukázala, že charakteristiky, jakou jsou rychlost chůze, délka kroku, jeho frekvence, intenzita, variabilita, plynulost a symetrie, spolu často středně až vysoce souvisely a ukázaly se jako prediktivní pro čas pádu. Kvalita chůze, získaná z nošení akcelerometrů, se ukázala jako vhodná pro predikci pádů. Toto měření může významně pomoci při identifikaci osob s vysokým rizikem pádu (van Schooten et al., 2016).

I cílem další studie bylo kvantifikovat riziko pádu v domácím prostředí pomocí senzoru. Bylo do ní zařazeno 71 starších dospělých bez poruchy kognice ve věku mezi 65 až 87 let, kteří nesměli mít žádné poruchy chůze či rovnováhy. Podle zprávy o předešlých pádech byli rozděleni do skupin. V případě, že spadli v posledním roce alespoň dvakrát, byli považováni za padající. Ostatní se řadili do skupiny nepadajících. Tyto skupiny byly vyrovnané, co se věku, pohlaví, vzdělání, výšky, váhy a indexu tělesné hmotnosti týče (Weiss et al., 2013).

Studie probíhala ve čtyřech částech. V první se hodnotilo riziko pádu pomocí klinického testování. Použity byly tyto testy: Dynamic Gait Index, Berg Balance Scale, Timed Up and Go, Four Square, Mini Mental State Examination a Actifities-specific Balance Confidence scale. V další části testování byla hodnocena chůze v laboratoři, kdy účastníci chodili minutu chůzí v přirozeném tempu, přičemž měli na spodní části zad připevněn 3D akcelerometr a gyroskop. Poté jim byl ponechán senzor na zádech na měření ADL aktivit po dobu tří dnů v domácím prostředí. Probandi si zaznamenávali, kdy a proč si zařízení sundali a nasadili. Poté byla data o pádech shromažďována ještě 6 měsíců do deníku, který si probandi vedli. Ze senzorů se získávala data o vertikálním, medio-laterálním a antero-posteriorním zrychlení, dále o otáčení, sklonu a náklonu ve vzorkovací frekvenci 100 Hz. Chůze v laboratoři byla měřena pro srovnání s chůzí v domácím prostředí. Byly sledovány intervaly 60 s. Dále byla sledována průměrná délka kroku, pravidelnost, rytmus a variabilita chůze. Byl extrahován index hladkosti a rozsahy zrychlení (Weiss et al., 2013).

Dle očekávání měli padající výrazně horší skóre v testech funkční rovnováhy a mobility. Měli i větší strach z pádu, který se odráží v Actifities-specific Balance Confidence testu. Rychlost chůze byla vyšší u nepadajících, trvání kroku však bylo výrazně delší u padajících. V ostatním se ovšem skupiny nelišily. Z třídních záznamů chůze bylo zjištěno, že padající chodili s výrazně vyšší variabilitou chůze ve vertikální ose a výrazně nižší variabilitou v ose medio-laterální (Weiss et al., 2013).

Cílem jiné studie bylo identifikovat charakteristiky chůze, které jsou spojeny s historií pádů. Bylo do ní zařazeno 110 účastníků ve věku (65 - 97 let), kteří museli být schopni ujít alespoň 20 m, přičemž byly dovoleny kompenzační pomůcky, a jejich Mini-Mental State Examination skóre muselo převyšovat 18. Probandi nosili tříosý akcelerometr na dolní části zad po dobu dvou týdnů. Sundávali si jej pouze na sprchování. Počet pádů, který účastníci sami uvedli během 12 měsíců před měřením, byl použit jako ukazatel jejich historie pádů. Prvních a posledních 6 hodin každého týdne měření bylo z výzkumu vyřazeno, pro vyloučení dat obsahující přenosy senzorů z výzkumného týmu na účastníka a naopak. Lokomoční intervaly byly identifikovány pomocí algoritmu klasifikace aktivity. Byly vybrány epizody lokomoce trvající 10 sekund nebo déle, a aby se předešlo možnému zkreslení souvisejícímu s velikostí vzorku, byla každá epizoda rozdělena do souvislých období po 10 sekundách, přičemž zbývající nevyužitý čas byl rovnoměrně rozdělen na začátek a konec epizody. K další analýze byl použit MATLAB. Z dat vyplývá, že procenta spektrálního výkonu pod 0,7 Hz podél vertikální a antero-posteriorní osy a pod 10 Hz podél medio-laterální osy, stejně jako lokální dynamická

stabilita, lokální dynamická stabilita kroku, hladkost chůze, amplituda a sklon dominantní frekvence podél vertikální osy, byly spojeny s pády v předchozím roce (Rispen et al., 2015).

V nekontrolovaném prostředí se hodnotila rizika pádu podle množství a kvality každodenní chůze u starších dospělých. 169 účastníků bylo do studie zahrnuto, pokud byli ve věku mezi 65 a 99 lety, jejich skóre ze zkoušky Mini Mental State Examination přesáhlo 18 a byli schopni ujít alespoň 20 m (v případě potřeby s pomůckou pro chůzi). Od všech účastníků byly získány údaje jako je věk, váha, výška a používání pomůcky pro chůzi. Kromě toho byli účastníci požádáni, aby vyplnili dotazníky hodnotící rizikové faktory pádu, kognitivní funkce a strach z pádu. Všem byla změřena síla stisku pomocí ručního dynamometru. Probandi nosili tříosý akcelerometr se vzorkovací frekvencí 100 Hz a rozsahem od -6g do +6g po dobu osmi po sobě jdoucích dnů. Tento akcelerometr byl umístěn dorzálně na trup v úrovni pátého bederního obratle pomocí elastického pásu. Prvních a posledních 6 hodin měření bylo proto z analýzy vynecháno, aby se odstranily všechny možné artefakty způsobené přepravou. Na základě akcelerometrie byly pomocí algoritmu výrobce identifikovány doby nenošení, lokomoce, sezení, ležení a stání. Byla vypočítána celková doba trvání pohybu, sezení, stání a ležení za den, ale také počet kroků, průměrný počet krátkých období lokomoce, střední a maximální dobu trvání chůze a počet přechodů do stoje za den. Tyto odhady byly zprůměrovány za dny, kdy byl akcelerometr nošen více než 75 % času, aby se získaly spolehlivé a platné ukazatele množství denní aktivity. Charakteristiky chůze byly odhadnuty pomocí MATLABU pro všechny lokomoční intervaly, které přesáhly 10 sekund, a ty byly rozřezány do 10sekundových oken. Pád v anamnéze byl významně spojen s neschopností používat veřejnou dopravu, s nižší silou úchopu, vyšším strachem z pádu, vyšším skóre deprese, používáním pomůcky při chůzi, nižším počtem kroků za den, kratší celkovou dobou trvání denní lokomoce a vyšším výkonem v dominantní frekvenci ve směru medio-laterálním (van Schooten et al., 2015).

Studie Hillel et al. (2019) porovnávala, jestli se každodenní chůze u starších dospělých více podobá chůzi se současným duálním úkolem nebo obvyklé chůzi. Do výzkumu bylo zařazeno 150 probandů ve věku 60 – 90 let, kteří byli schopni chodit alespoň 5 minut bez pomoci a v anamnéze měli nejméně 2 pády v posledních šesti měsících, přičemž navíc nesměli trpět psychiatrickým, neurologickým, revmatickým či ortopedickým onemocněním. Ze studie byli také vyřazeni probandi s akutní bolestí dolní části zad a dolních končetin (Hillel et al., 2019).

V laboratoři byla chůze testována v 15 metrů dlouhé dobře osvětlené chodbě, kde chodili probandi po dobu jedné minuty tam a zpět za dvou podmínek. V prvním případě se pohybovali jejich preferovanou, obvyklou rychlostí chůze. Druhým úkolem byla chůze za současného odečítání čísla 3 od předem definovaného čísla. Pro kvantifikaci chůze byl využit lehký senzor fixovaný na tělo, který byl připevněn pásem ke spodní části zad (bederní obratle 4 – 5). Senzor obsahoval tříosý akcelerometr, gyroskop a magnetometr. V závěru laboratorního testování byli účastníci požádáni, aby nosili tříosý akcelerometr Axivity AX3 po dobu jednoho týdne. Zařízení bylo drženo na místě pomocí kožní pásky v místě bederních obratlů (4 – 5). Probandi byli instruováni, aby nechali zařízení zapnutá po celý týden a pokračovali ve svých každodenních činnostech jako obvykle a neměnili svou rutinu (Hillel et al., 2019).

Záznamy chůze byly rozděleny na 30sekundové části. Výsledky měření v laboratoři i v přirozeném prostředí zahrnovaly dobu a délku kroku, rychlost chůze, pravidelnost kroku a míru asymetrie chůze. Ukázalo se, že průměrné hodnoty skupiny získané v laboratoři během chůze s dvojitým úkolem jsou obecně podobné hodnotám získaným během každodenního života. Konkrétní měření v laboratoři však spolehlivě neodrážejí měření denního života. Více než 50 % procházek v přirozeném prostředí je horších než odpovídající hodnoty dvou-úlohového měření v laboratoři, které má horší výsledky než hodnoty naměřené při přirozené chůzi v laboratoři (Hillel et al., 2019).

Cílem jiné studie bylo zjistit, jestli vnější prostředí ovlivňuje kvalitu chůze, jejích vzorů, a také pochopit vztah mezi typem venkovního prostředí a kvalitou informací o chůzi u zdravých dospělých. Aby bylo možné prozkoumat parametry chůze v různých externích prostředích, byla provedena celá řada případových studií. Deset probandů v průměrném věku 29 let chodilo po celé řadě různých terénů za současného nošení inerciálních senzorů (Shimmer 3, Dublin, Irsko), a se zavěšenou kamerou na krku pro nahrání obrazu. Účastníci byli do studie zařazeni pouze v případě, pokud u nich nebyla diagnostikována porucha chůze či rovnováhy (Patterson et al., 2014).

Rozsah akcelerometrů byl nastaven na +/- 6 G a odebíraly data při 102,4 Hz. Rozsah gyroskopu byl nastaven na +/- 1000°/s, aby bylo zajištěno, že maximální hodnoty rychlosti rotace budou během švihové fáze kroku zachyceny. Inerciální senzory, umístěné nad laterálním kotníkem obou hlezenních kloubů, byly aktivovány současně s kamerou. Probandi chodili společně s hodnotitelem, který jim říkal, kudy mají jít a zaznamenával si časy chůze. Chodilo se v pěti různých podmínkách: běžnou chůzí po rovném povrchu, v rušné chodbě, na šterku, do kopce, a se zavázanými očima na rovném povrchu, kdy mezi jednotlivými úkoly nebyly žádné

přestávky. Testovaní chodili ve svém přirozeném tempu vždy alespoň 30 sekund po každém povrchu, aby kamera zajistila fotografii terénu (Patterson et al., 2014).

Tento výzkum ukázal, že modifikace vzorce chůze mohou být ovlivněny změnami v prostředí, nikoliv pouze vnitřními změnami pacienta. I práce Weiss et al. (2013) dokázala, že hodnocení chůze pomocí akcelerometrů v domácím prostředí může u starších dospělých identifikovat riziko pádu stejně dobře jako klinické testy. Rychlost otáčení se ukázala být důležitým parametrem při abnormální chůzi. U zdravých dospělých byla tato rychlost nižší v rušné chodbě, při chůzi do kopce i se zavázanýma očima (Patterson et al., 2014).

Studie Taylor et al. (2015) zjišťovala, jak se starší dospělí pohybují v domácnosti a v komunitě na základě dat z inerciálních senzorů, které probandi nosili po dobu sedmi dnů. Celkem bylo do výzkumu zařazeno 20 osob. V kontrolní skupině (bez historie pádu) jich bylo 12 v průměrném věku 71 let. Ve skupině padajících (pád v předešlých 6 měsících) bylo osm lidí ve věku přibližně 76 let. Pro zařazení do výzkumu bylo nutné zvládat ADL aktivity, chodit bez kompenzační pomůcky a minimální skóre v Montreal Cognitive Assessment muselo být 25 (Taylor et al., 2015).

Ke sběru dat byly použity dva inerciální senzory Shimmer 3 (Shimmer Research Ltd, Dublin, Irsko), které byly připevněny nad kotníkem páskami na suchý zip. Ty zaznamenávaly třísosé zrychlení na ± 8 G a údaje o rychlosti otáčení $\pm 1000^\circ$. Dále se využívala kamera, zavěšená na krku probanda, zaznamenávající typ prostředí. Před nasazením senzorů byly shromážděny antropometrické údaje a proveden dotazník Falls Efficacy Scale International, test Timed Up and Go a vizuální analýza chůze (Taylor et al., 2015).

Výsledky ukázaly, že obě skupiny strávili relativně málo času chůzí v náročných podmínkách, a že skupina padajících strávila v průměru podstatě méně času chůzí venku, a byla obecně mírně pomalejší. Zahrnutí fotografických dat se při analýze chůze bez dozoru opět ukázalo býti prospěšné (Taylor et al., 2015).

V nekontrolovaných podmínkách proběhl i výzkum Soltani et al. (2020), který chtěl získat data o chůzi seniorů v domácím prostředí pro objektivní posouzení časoprostorových parametrů chůze, jelikož tyto informace úzce souvisejí se zdravotním stavem člověka. Studie se účastnilo 29 mladých lidí ve věku kolem 37 let (14 žen, 15 mužů), kteří nosili na obou zápěstích inerciální senzor připevněný pomocí elastického pásku, z toho však pouze jeden z nich nahrával data o zrychlení ve 3D prostoru. K tomu nosili ještě další časově synchronizovaný inerciální senzor na holeni, který také zaznamenával zrychlení ve 3D

a úhlovou rychlost. Účastníci používali senzory dva dny (12 hodin denně), z toho jeden den pracovní a jeden o víkendu, aby se udržela dostatečná rozmanitost fyzických aktivit v běžném životě. Ve druhé skupině byli senioři (19 žen a 18 mužů) v průměrném věku 64 let. Ti měli jeden senzor měřící zrychlení ve 3D na jednom zápěstí a druhý, referenční senzor, na holeni, který zaznamenával zrychlení ve 3D a úhlovou rychlost. Senzory byly nošeny asi 12 hodin během jednoho dne v každodenních situacích. Výsledky ukázaly, že je tato metoda vhodná pro získání dat o fyzické aktivitě jedinců, a pro dlouhodobé monitorování pohybové aktivity v situacích každodenního života. Navíc umožňuje online poskytnutí smysluplné zpětné vazby uživateli v každodenním životě, což pomáhá podporovat aktivnější životní styl (Soltani et al., 2020).

Pomocí akcelerometrů se hodnotilo riziko pádů u seniorů i ve studii Marschollek et al. (2008). Cílem tohoto výzkumu bylo posouzení rizika pádu pomocí vypočtených parametrů na základě spektrální analýzy z dat získaných z tříosého akcelerometru, který měli probandi umístěný v pase. Dlouhodobým cílem bylo poskytnout jednoduchou metodu, která by posuzovala riziko pádů u starších osob pomocí detekce i malých změn, čímž by mělo dojít k prevenci před případnými pády. Do studie bylo zařazeno celkem 110 probandů (81 žen, 29 mužů) s různým stupněm rizika pádu. Devět z nich bylo ze studie vyřazeno z důvodu technických poruch při měření. Výsledky, které byly získány, vykazují dobrou přesnost v predikci individuálního rizika pádu. Údaje z akcelerometru pomáhají rozlišit vysoce a nízké rizikové osoby pro vznik pádu (Marschollek et al., 2008).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Hlavní cíl práce

Cílem práce je porovnání chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách u skupiny seniorů.

3.2 Dílčí cíle práce

Porovnání chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách bez současného vykonávání sekundární úlohy.

Porovnání chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách se současným vykonáváním kognitivní sekundární úlohy.

Porovnání chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách se současným nenáročným rozhovorem.

Posouzení vztahu mezi chůzí během běžných denních aktivit a chůzí v kontrolovaných podmínkách bez současného vykonávání sekundární úlohy.

Posouzení vztahu mezi chůzí během běžných denních aktivit a chůzí v kontrolovaných podmínkách se současným vykonáváním kognitivní sekundární úlohy.

Posouzení vztahu mezi chůzí během běžných denních aktivit a chůzí v kontrolovaných podmínkách se současným nenáročným rozhovorem.

3.3 Hypotézy

H1: Chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách bez současného vykonávání sekundární úlohy se u seniorů liší.

H2: Chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách se současným vykonáváním kognitivní sekundární úlohy se u seniorů liší.

H3: Chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách se současným nenáročným rozhovorem se u seniorů liší.

3.4 Výzkumné otázky

VO1: Existuje vztah mezi chůzí během běžných denních aktivit a chůzí v kontrolovaných podmínkách bez současného vykonávání sekundární úlohy?

VO2: Existuje vztah mezi chůzí během běžných denních aktivit a chůzí v kontrolovaných podmínkách se současným vykonáváním kognitivní sekundární úlohy?

VO3: Existuje vztah mezi chůzí během běžných denních aktivit a chůzí v kontrolovaných podmínkách se současným nenáročným rozhovorem?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Do studie bylo zařazeno 10 seniorů (5 mužů a 5 žen) ve věku ($71,3 \pm 3,9$) let s průměrnou výškou ($169,3 \pm 8,5$) cm a hmotností ($73,0 \pm 12,3$) kg. Probandi byli vybráni ze skupiny studentů Univerzity třetího věku Univerzity Palackého v Olomouci.

Kritéria pro zařazení do studie:

- Věk nad 60 let
- Schopnost samostatné lokomoce
- Schopnost vykonávat samostatně ADL aktivity

Kritéria pro vyřazení z účasti na studii:

- Ortopedická nebo neuromuskulární porucha
- Poruchy rovnováhy
- Jakékoli akutní onemocnění
- Jakékoli poškození muskuloskeletálního systému či prodělaný chirurgický zákrok v době kratší než 2 roky před zahájením testování

4.2 Postup měření

První fáze testování probíhala v laboratorních podmínkách, které umožňovaly snazší kontrolu a dohled. Další fáze zahrnovala měření bez dozoru (mimo kontrolované podmínky laboratoře), kdy byli probandi vybaveni senzorem pro domácí testování. Před samotným testováním vyplnili probandi krátké anamnestické dotazníky.

Testování v kontrolovaných podmínkách probíhalo ve větrané, dobře osvětlené místnosti ve třech šestiminutových intervalech, mezi kterými byly dostatečně dlouhé přestávky na odpočinek. Hodnoty byly získávány pomocí akcelerometru Axivity (typ AX3, Axivity Ltd., Newcastle upon Tyne, Velká Británie), se vzorkovací frekvencí 100 Hz, který zaznamenával zrychlení v medio-laterální, antero-posteriorním a vertikálním směru. Na probandovo tělo se umisťoval v oblasti bederní páteře, konkrétně v místě obratle pátého bederního obratle. Před jeho upevněním byla kůže testované osoby v okolí tohoto obratle odmaštěna. Následně byl senzor přiložen, pro udržení na místě byl přelepen lepicí páskou tak, že z každé strany senzor přesahoval zhruba o 2,5 centimetru.

Následně byl probandem vylosován postup měření. První část měření byla vždy jen prostá chůze. Pořadí dalších dvou úkolů bylo určeno losováním probanda. Jednalo se o chůzi s kognitivním úkolem a chůzi s nenáročným rozhovorem.

Testovací trasa o celkové vzdálenosti dvaceti metrů byla vytyčena v místnosti jedné z budov Fakulty tělesné kultury. Trasa byla označena orientačními značkami, jež probandům určovaly bod obratu. Během testovací chůze byli probandi nabádáni, aby se otáčeli na místě. Dále byl kladen důraz na přímém vedení chůze, tzn. bez kličkování. Probandi měli chodit jejich přirozeným tempem a stylem. Začátek všech testů začínal slovy „Pozor, start“. V průběhu měření bylo probandům sdělováno, kolik zbývá času do konce jednotlivých testů. Byl brán zřetel na průběžnou fyzickou kondici jednotlivých probandů.

V první části měření nebyla povolena verbální komunikace proto, aby nedocházelo ke zkreslení naměřených dat. Podmínkou druhé části měření bylo vést nenáročný rozhovor s hodnotitelem a přitom udržovat stálé tempo chůze. Při rozhovoru byly hodnotitelem kladeny jednoduché otázky. Třetí část měření obsahovala kognitivní úkol – vyjmenování co nejvíce slov (např. měst, zvířat) začínající na písmeno určené hodnotitelem. Při tomto úkolu byl kladen důraz na současnou plynulost chůze (tj. bez zastávek) a vyjmenovávání slov. Při dlouhém přemýšlení byli hodnotitelem vyzváni, aby vyjmenovali slova na další písmeno, které jim bylo přiděleno.

Po ukončení měření v kontrolovaných podmínkách zůstal senzor na bederní páteři připevněný za účelem měření bez dozoru po celý následující den. V případě, že došlo k odlepení senzoru během tohoto dne, byli probandi nabádáni k tomu, aby senzor zpět již nepřipevňovali. A to z důvodů možného zkreslení naměřených dat. Bez odborného dohledu totiž nebylo jisté, zda je senzor správně umístěn. U probandů zařazených do studie k této situaci nedošlo. Testování měli dělat všechny ADL aktivity tak, jak jsou zvyklí a nijak se neomezovat.

4.3 Měření a zpracování naměřených dat

Zrychlení spodní části trupu v antero-posteriorním, medio-laterálním a vertikálním směru bylo přefiltrováno obousměrným Butterworthovým filtrem 4. řádu s hraniční frekvencí 30 Hz a upravené pomocí rotačních matic podle (Moe-Nilssen, 2014).

V prvním kroku byla ze signálu identifikována tři kontrolní měření, která se uskutečnila v laboratoři (chůze bez úlohy, chůze s nenáročným hovorem, chůze s kognitivní úlohou). V každém z těchto měření byla na základě metody navrhnuté autory Zijlstra & Hof (2003)

z antero-posteriorního zrychlení identifikována vzorová okna signálu obsahující 14 kroků. Na základě vzorových oken byly dále příkazem „findsignal“ hledané další takové intervaly. Hledání intervalů chůze probíhalo s využitím metody Dynamic time warping a normalizace signálu s odčítáním průměrné hodnoty a dělením směrodatnou odchylkou. Všechny algoritmem identifikované intervaly byly zkontrolovány manuálně a intervaly, které obsahovaly otočení, případně jiný signál, než chůzi, byly vyloučeny z další analýzy. V každém měření bylo náhodně vybráno deset 14-krokových oken, s kterými se pracovalo v dalších fázích.

Identifikace epizod chůze v signále zaznamenaném během běžných denních aktivit probíhalo stejným způsobem. Pro další analýzu bylo použito 20 náhodně vybraných intervalů, které reprezentují časové oblasti napříč 24-hodinovým záznamem. V každém z intervalů byly spočítány základní charakteristiky zrychlení – rozsah a střední kvadratická chyba (RMS) v každém směru. Pro další zpracování byly dále využity v první řadě průměrné hodnoty z 10 intervalů v každém kontrolovaném měření a z 20 intervalů v nekontrolovaných podmínkách, v druhé řadě směrodatná odchylka popisující variabilitu identifikovaného signálu pro každého jedince.

Analýza signálu proběhla v prostředí softwaru Matlab (2020a, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

4.4 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat probíhalo pomocí softwaru Statistica (v. 13, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). S ohledem na nízký počet zahrnutých jedinců byly využity neparametrické metody analýzy. Hladina statistické významnosti byla určena na $p = 0,05$.

Na určení efektu měřicích podmínek byla využita Friedmannova analýza rozptylu s Wilcoxonovým testem pro párové porovnání. Korelační analýza proběhla na základě výpočtu Spearmanova korelačního koeficientu.

5 VÝSLEDKY

Tabulka 1. Shrnutí vypočítaných charakteristik chůze ve všech podmínkách a hodnota statistické významnosti pro jejich porovnání

Proměnná	Podmínky	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Hodnota p
Čas trvání kroku (s)	B	0,56	0,50	0,58	< 0,001
	P	0,55	0,51	0,58	
	K	0,58	0,51	0,60	
	V	0,51	0,48	0,54	
Rozsah vert (g)	B	1,15	1,05	1,30	0,010
	P	1,14	0,91	1,32	
	K	1,01	0,85	1,16	
	V	1,38	1,28	1,46	
Rozsah ml (g)	B	0,85	0,76	1,04	0,266
	P	0,89	0,78	1,12	
	K	0,77	0,73	1,12	
	V	1,05	0,91	1,23	
Rozsah ap (g)	B	0,83	0,74	0,94	0,008
	P	0,80	0,61	0,84	
	K	0,70	0,60	0,87	
	V	0,93	0,70	1,11	
RMS vert (g)	B	0,25	0,22	0,31	0,003
	P	0,24	0,20	0,29	
	K	0,21	0,19	0,26	
	V	0,29	0,26	0,33	
RMS ml (g)	B	0,15	0,13	0,18	0,668
	P	0,15	0,13	0,17	
	K	0,16	0,13	0,17	
	V	0,17	0,16	0,17	
RMS ap (g)	B	0,31	0,20	0,41	0,218
	P	0,29	0,21	0,44	
	K	0,28	0,19	0,46	
	V	0,31	0,20	0,37	

Legenda: vert – vertikální, ml – medio-laterální, ap – antero-posteriorní, RMS – střední kvadratická odchylka, B – prostá chůze v laboratoři, P – chůze v laboratoři s pohovorem, K – chůze v laboratoři se sekundárním úkolem, V – chůze ve venkovním prostředí

V tabulce 1 je zobrazeno, zda lze najít efekt podmínek na chůzi u seniorů. Dle naměřených hodnot se ukázal efekt podmínek, ve kterých probíhala chůze, pro parametry čas trvání kroku, rozsah vertikálního a antero-posteriorního zrychlení a také RMS vert. Naproti tomu se žádný statisticky významný efekt nepotvrdil u rozsahu medio-laterálního zrychlení, RMS ml a RMS ap.

Tabulka 2. Shrnutí vypočítaných charakteristik variability chůze ve všech podmínkách a hodnota statistické významnosti pro jejich porovnání

Proměnná	Podmínky	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Hodnota p
Variabilita času trvání kroku (s)	B	0,008	0,006	0,016	< 0,001
	P	0,012	0,007	0,018	
	K	0,013	0,007	0,015	
	V	0,046	0,028	0,051	
Variabilita rozsahu vert (g)	B	0,069	0,055	0,075	< 0,001
	P	0,087	0,078	0,109	
	K	0,097	0,070	0,118	
	V	0,236	0,187	0,291	
Variabilita rozsahu ml (g)	B	0,078	0,057	0,118	< 0,001
	P	0,092	0,065	0,125	
	K	0,071	0,064	0,083	
	V	0,207	0,172	0,249	
Variabilita rozsahu ap (g)	B	0,059	0,035	0,082	< 0,001
	P	0,052	0,037	0,066	
	K	0,041	0,030	0,061	
	V	0,168	0,101	0,180	
Variabilita RMS vert (g)	B	0,010	0,008	0,014	< 0,001
	P	0,013	0,010	0,020	
	K	0,011	0,008	0,013	
	V	0,050	0,042	0,067	
Variabilita RMS ml (g)	B	0,007	0,005	0,009	< 0,001
	P	0,011	0,009	0,016	
	K	0,007	0,005	0,012	
	V	0,022	0,020	0,026	
Variabilita RMS ap (g)	B	0,013	0,011	0,017	< 0,001
	P	0,014	0,010	0,018	
	K	0,011	0,010	0,014	
	V	0,044	0,023	0,058	

Legenda: viz Legenda pro Tabulku 1

V Tabulce 2 je možné najít efekt podmínek pro variabilitu charakteristik chůze. Efekt podmínek se projevil u všech z nich.

5.1 Zhodnocení hypotéz

Tabulka 3. Statistické výsledky pro porovnání charakteristik chůze v jednotlivých podmínkách a jejich vztah

Proměnná	Typ porovnání	Wilcoxon p	Spearman R	Spearman p
Čas trvání kroku	B & V	0,047	0,83	0,003
	P & V	0,005	0,88	0,001
	K & V	0,007	0,73	0,015
Rozsah vert	B & V	0,169	-0,38	0,276
	P & V	0,059	-0,33	0,346
	K & V	0,017	-0,09	0,802
Rozsah ml	B & V	0,114	0,45	0,186
	P & V	0,059	0,55	0,098
	K & V	0,092	0,52	0,127
Rozsah ap	B & V	0,114	0,47	0,173
	P & V	0,037	0,60	0,066
	K & V	0,022	0,28	0,425
RMS vert	B & V	0,333	-0,42	0,229
	P & V	0,168	-0,44	0,200
	K & V	0,021	-0,54	0,108
RMS ml	B & V	0,386	0,19	0,603
	P & V	0,169	0,07	0,854
	K & V	0,139	0,09	0,802
RMS ap	B & V	0,386	0,87	0,001
	P & V	0,139	0,85	0,001
	K & V	0,646	0,79	0,006

Legenda: viz Legenda pro Tabulku 1

V tabulce 3 jsou vyobrazeny statistické výsledky pro porovnávání charakteristik chůze v jednotlivých podmínkách a jejich vztah. Statisticky významnými hodnotami se ukázaly být všechna porovnání chůze pro čas kroku. Další statisticky významná hodnota byla zaznamenána pro rozsah vertikálního zrychlení ve vztahu K & V, dále rozsah antero-posteriorního zrychlení pro vztah P & V, K & V, RMS vert pro K & V a pro RMS ap ve všech směrech.

Tabulka 4. Statistické výsledky pro porovnání charakteristik variability chůze v jednotlivých podmínkách a jejich vztah

Proměnná	Typ porovnání	Wilcoxon p	Spearman R	Spearman p
Variabilita času trvání kroku	B & V	0,046	0,71	0,021
	P & V	0,005	0,49	0,149
	K & V	0,005	0,18	0,627
Variabilita rozsahu vert	B & V	0,007	0,08	0,828
	P & V	0,005	-0,31	0,384
	K & V	0,005	0,58	0,081
Variabilita rozsahu ml	B & V	0,005	-0,06	0,854
	P & V	0,005	0,64	0,047
	K & V	0,005	0,73	0,015
Variabilita rozsahu ap	B & V	0,007	0,10	0,766
	P & V	0,005	0,38	0,276
	K & V	0,005	0,45	0,186
Variabilita RMS vert	B & V	0,005	0,01	0,986
	P & V	0,005	0,09	0,802
	K & V	0,005	0,15	0,676
Variabilita RMS ml	B & V	0,005	0,09	0,802
	P & V	0,007	0,15	0,676
	K & V	0,007	0,13	0,726
Variabilita RMS ap	B & V	0,005	0,27	0,445
	P & V	0,005	0,47	0,173
	K & V	0,005	0,27	0,445

Legenda: viz Legenda pro Tabulku 3

Tabulka 4 vyobrazuje porovnání charakteristik variability chůze. Statisticky významný vztah bych zaznamenán u všech typů srovnání.

5.1.1 Posouzení hypotézy H1

Hypotéza H1: Chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách bez současného vykonávání sekundární úlohy se u seniorů liší.

Tuto hypotézu není možné zamítnout, protože podle hodnot v tabulce 3 pro čas trvání kroku ve vztahu B & V vyšla hodnota $p = 0,047$ a dle tabulky 4 vyšla hodnota $p < 0,05$ ve všech sledovaných parametrech chůze.

5.1.2 Posouzení hypotézy H2

Hypotéza H2: Chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách se současným vykonáváním kognitivní sekundární úlohy se u seniorů liší.

Tuto hypotézu opět není možné zamítnout, jelikož statisticky významné hodnoty uvedené v tabulce 3 prokázaly rozdíly v následujících parametrech: čas trvání kroku $p = 0,007$, rozsah vertikálního zrychlení $p = 0,017$, rozsah antero-posteriorního zrychlení $p = 0,022$ a v RMS vert $p = 0,021$. Tabulka 4, ukazující variabilitu naměřených hodnot dokazuje, že dle Wilcoxonova párového testu mají všechny získané parametry pro vztah K & V hodnotu $p < 0,05$, což opět potvrzuje statistický efekt podmínek.

5.1.3 Posouzení hypotézy H3

Hypotéza H3: Chůze během běžných denních aktivit a chůze v kontrolovaných podmínkách se současným nenáročným rozhovorem se u seniorů liší.

Hypotézu nelze zamítnout, protože hodnoty z tabulky 3 opět potvrdily, že se P & V chůze vzájemně liší v čase trvání kroku ($p = 0,005$) a rozsahu ap ($p = 0,037$). Tabulka 4, ukazující variabilitu naměřených hodnot dokazuje, že dle Wilcoxonova párového testu mají všechny získané parametry pro vztah P & V hodnotu $p < 0,05$.

5.2 Zhodnocení výzkumných otázek

5.2.1 Posouzení výzkumné otázky VO1

VO1: Existuje vztah mezi chůzí během běžných denních aktivit a chůzí v kontrolovaných podmínkách bez současného vykonávání sekundární úlohy?

Dle hodnoty statistické významnosti spočítané na základě Spearmanova testu v tabulce 3 můžeme říci, že existuje závislost B na V pro čas trvání kroku a pro RMS ap. Pro variabilitu parametrů vyobrazených v tabulce 4 se prokázala existence závislosti B na V pouze pro čas trvání kroku.

5.2.2 Posouzení výzkumné otázky VO2

VO2: Existuje vztah mezi chůzí během běžných denních aktivit a chůzí v kontrolovaných podmínkách se současným vykonáváním kognitivní sekundární úlohy?

Dle hodnoty statistické významnosti spočítané na základě Spearmanova testu v tabulce 3 můžeme říci, že existuje závislost K na V pro parametr čas trvání kroku a RMS. Parametry variability uvedené v tabulce 4 ukazují, že existuje závislost K na V u variability rozsahu ml.

5.2.3 Posouzení výzkumné otázky VO3

VO3: Existuje vztah mezi chůzí během běžných denních aktivit a chůzí v kontrolovaných podmínkách se současným nenáročným rozhovorem?

Dle hodnoty statistické významnosti spočítané na základě Spearmanova testu v tabulce 3 můžeme říci, že byl nalezen statisticky významný vztah mezi V a P pro čas trvání kroku a RMS ap. Pro variabilitu parametrů vyobrazených v tabulce 4 se prokázala existence závislosti V na P pro variabilitu rozsahu ml.

6 DISKUSE

Tato diplomová práce se zabývala porovnáváním chůze u seniorů v laboratorních a venkovních podmínkách. Praktická část se skládala ze dvou částí. V první byla měřena v laboratoři prostá chůze, poté následovala chůze s kognitivním úkolem a jednoduchým rozhovorem. Ve druhé fázi byli probandi vybaveni akcelerometry za účelem snímání dat bez dozoru během běžných denních aktivit.

Dle našich naměřených hodnot nelze jednoznačně říct, které chůzi v laboratorním prostředí se nejvíce podobá chůze ve venkovním prostředí. Nejvíce se však blíží prosté chůzi a chůzi s nenáročným pohovorem dle parametrů času kroku, rozsahu zrychlení a RMS ve všech směrech. Dle času trvání kroku, hodnot uvedených v tabulce 1 se nejvíce podobá venkovní chůze (0,51 s) a chůze s pohovorem (0,55 s). Pro parametr zrychlení se podobnost různá v každém směru, ale opět platí to, že zrychlení ve všech směrech se nejvíce shodují u venkovní chůze a chůze s nenáročným rozhovorem a prosté chůze. Podle naměřených hodnot uvedených v tabulce 1 můžeme říct, že pro vertikální směr zrychlení je k venkovní chůzi (1,38 g) je nejvíce podobná jak prostá chůze (1,15 g), tak i chůze s pohovorem (1,14 g). Ovšem i zde platí, že medio-laterální zrychlení chůze venku (1,05 g) se nejvíce shodovalo s prostou chůzí (0,85 g), ale i chůzi s pohovorem (0,89 g). Pro zrychlení v antero-posteriorním směru byla opět největší podobnost zaznamenána pro chůzi venku (0,93 g) a prostou chůzi v laboratoři (0,83 g).

Pro parametr RMS jsou pak hodnoty ve všech směrech pro veškeré typy chůze velice podobné. Dle hodnot uvedených v tabulce 1 byly pro RMS medio-laterálního a antero-posteriorního směru zaznamenány jen nepatrné rozdíly. Nejvíce se lišila hodnota RMS pro vertikální směr, kde se opět nejvíce podobala chůze ve venkovním prostředí (0,29 g) prosté chůzi (0,25 g). Naproti tomu největší rozdíl mezi chůzí ve venkovním prostředí a chůzí v laboratoři jsme zaznamenali pro chůzi se sekundární kognitivní úlohou (viz tabulka 1), a to téměř ve všech naměřených parametrech. Jediná hodnota, pro kterou to neplatí, je RMS pro medio-laterální směr, kde byla zaznamenána největší rozdílnost s venkovní chůzí pro prostou chůzi a chůzi s nenáročným pohovorem.

Měření v domácím prostředí pomocí akcelerometrů se liší od laboratorního testování chůze. Studie Hillel et al. (2019) si kladla za úkol zjistit, zda se chůze ve venkovním prostředí více podobá chůzi se sekundárním úkolem nebo prosté chůzi v laboratoři. Vlastnosti chůze v laboratoři (např. rychlost chůze či pravidelnost kroku) byly porovnávány se stejnými rysy chůze během každodenního života u 150 starších dospělých. Při všech typech měřeních měli probandi, tak jako v naší studii, akcelerometr umístěný v dolní části zad. Ve venkovním

prostředí byla data sbírána déle než v našem případě, a to po dobu jednoho týdne. Byly detekovány třiceti sekundové intervaly chůze. Rychlost chůze a pravidelnost kroku byla nejvyšší u prosté chůze v laboratoři. Nižší hodnoty vykazovala chůze s kognitivním úkolem v laboratoři a nejmenší rychlost chůze a pravidelnost kroku byla zaznamenána u venkovní chůze. Přesto Hillel et al. (2019) tvrdí, že je výkon chůze během většiny každodenních aktivit horší než výkon měřený během testování chůze v laboratorních podmínkách. V závěru lze říct, že typickou každodenní chůzi staršího dospělého nelze odhadnout pouhým měřením chůze v laboratoři, ale je nutné i testování v jeho přirozeném prostředí (Hillel et al., 2019).

Výsledky naší studie dále ukázaly, že čas trvání kroku je kratší v přirozeném prostředí probandů než v laboratoři. K podobnému závěru dospěla i studie Takayanagi et al. (2019), která porovnávala rychlost chůze u starších dospělých v laboratorních podmínkách a ve venkovním prostředí. Tento výzkum také porovnával probandy starší 60 let pomocí akcelerometrů. Avšak senzory nosili na těle 14 dní. Bylo jich do něj zařazeno necelých 2000 účastníků, což představuje významný reprezentativní vzorek. Výsledky výzkumu odhalily velké rozdíly mezi rychlostí chůze v laboratoři a ve venkovním prostředí. Výsledky naší studie ukázaly, že průměrná rychlost chůze ve venkovním prostředí byla rychlejší než u chůze v laboratoři. Ke stejnému závěru došla i studie Suzuki et al. (2003), která tvrdí, že pomalejší rychlost chůze je spojena se ztrátou schopnosti vykonávat samostatně ADL aktivity. Opakem k tomuto tvrzení je však studie Takayanagi et al. (2019), ve které byla rychlost chůze ve venkovních podmínkách pomalejší než v laboratoři. Nejspíše by to mohlo být zapříčiněno tím, že ve venkovním prostředí lidé obvykle provádějí i jiné úkony, což znamená, že se tolik nesoustředí na chůzi, a proto může být rychlost chůze v běžném životě menší než rychlost chůze v laboratorních podmínkách (Takayanagi et al., 2019).

V rámci naší studie nelze opomenout důležitost sledování změn jednotlivých rozsahů zrychlení ve všech anatomických osách. Tomuto tématu se podrobně věnuje studie Asai et al. (2013), kde je zkoumán vztah míry pozornosti na pohyby trupu ve zmiňovaných osách. Pomocí akcelerometrů bylo dokázáno, že při vyšší míře soustředění při chůzi se výrazně snížil rozsah zrychlení v medio-laterálním směru. Nebyl však prokázán žádný vliv na zrychlení ve vertikálním a antero-posteriorním směru. Výsledky napovídají tomu, že držení trupu při chůzi ve vertikálním a antero-posteriorním směru je pasivně regulováno, ale směr medio-laterální je silně spojen s pozorností jedince. V rozsahu zrychlení v naší studii byly vždy největší rozdíly zaznamenány mezi chůzí ve venkovním prostředí a chůzí s kognitivním úkolem. Přičemž nejmenší absolutní rozdíl byl zaznamenán pro rozsah zrychlení v antero-posteriorním směru,

větší pro medio-laterální směr a největší absolutní rozdíl pro směr vertikální. Studie Asai et al. (2013) dále ukázala, že rychlost chůze měla vliv na čas kroku a rozsah zrychlení při plnění sekundárního kognitivního úkolu byl zvětšen ve vertikálním a antero-posteriorním směru oproti prosté chůzi v laboratoři. Tyto parametry byly porovnávány i v naší studii. Tato studie potvrdila, že kognitivní úkol snížil rozsah zrychlení v medio-laterálním směru, zatímco neovlivnil rozsah zrychlení v ostatních směrech. Vedení trupu se tedy opět ukázalo být silně spojeno s pozorností. Důležitou roli pro kontrolu rovnováhy při stání a chůzi v porovnání s ostatními směry hrají laterální pohyby trupu (Kavanagh et al., 2005; Menz et al., 2003). Medio-laterální nestabilita je pak spojena s vyšším rizikem pádů (Maki, 1997).

Dle námi naměřených hodnot a opět i dalších výzkumů zabývajících se těmito tématy je však důležité, pro to abychom získali co možná nejpřesnější data, testovat oba typy chůze, jak chůzi v laboratoři, tak v přirozeném prostředí jedinců. Jinými slovy relevantní data získáme tím, že budeme provádět testování pro různé typy chůzí za co nejrozmanitějších podmínek v rámci jednoho testování. Takovými podmínkami můžeme rozumět například různé typy povrchů (tvrdá podlaha, měkký povrch, beton, tráva apod.), dále různé situace (dav lidí, neznámé prostředí, ulice před domem), počasí (slunečno, déšť, sníh, mráz). K dalším odlišnostem mohou přispívat i jevy jako například syndrom bílého pláště popisující určitou úroveň nepohodlí v novém či neznámém prostředí (Leary, 1983). Důsledkem tohoto jevu je pak stres, špatné zpracování informací nebo ztráta pozornosti, což by mohlo vést k určitým negativním projevům chování při chůzi – například zpomalování chůze, nepravidelnost kroku nebo snížení plynulosti chůze. Je pravděpodobné, že tyto efekty se pak výrazněji podílejí na snížení relevance výsledků (Geh et al., 2011; Leary, 1983). Dalším jevem, který přispívá ke snížení relevance v laboratorního měření je tzv. Hawthornův efekt (Adair, 1984). Jeho působení se projevuje vyšší motivací účastníků, pokud jsou sami středem pozornosti. Toto zkreslování můžeme považovat za nevýhodu laboratorního testování. Lze si totiž představit různé situace, kdy v těchto podmínkách chování účastníků neodpovídá realitě běžného života. Například, když je proband nabádán k tomu, aby chodil přirozeným způsobem a tempem chůze, ale častou reakcí je naopak nepřirozený přednes a rychlejší tempo chůze než obvykle (Adair, 1984). Důležitost zapojení obou typů testování, jak laboratorního, tak venkovního v každodenních situacích se s technologickým vývojem postupně mění. Je podstatné, abychom zachytili co nejvíce poznatků o způsobu chůze daných jedinců v co nejširší paletě podmínek, jelikož při orientaci na úzký okruh podmínek měření hrozí riziko zvýšení úrovně zkreslení dat. Je nutné tyto rizika potlačovat právě rozšířením podmínek měření v různých prostředích za účelem získání co nejpreciznějších dat. S tímto souhlasí jak (Hillel et al., 2019), tak i Takayanagi et al.

(2019). Konkrétní příklad udává Takayanagi et al. (2019). Říká, že v případě měření rychlosti chůze nelze opomenout fakt, že účastníci prováděli chůzi pouze po relativně krátké časové období, tudíž se do dat nepromítal faktor únavy. Jinými slovy, zavedením testování pomocí akcelometru ve venkovních podmínkách je možné zformovat souhrnné posouzení problematiky chůze a tím pádem postupně nahrazovat náročný proces duálního testování (v laboratoři a ve venkovních podmínkách), jež s sebou nese nároky na zabezpečení personálu, vhodných prostor a s tím spojených zvýšených finančních dopadů. Další výhodou testování ve venkovních podmínkách je pak zvýšený komfort probanda, který již nemusí nikam docházet. Osoba provádějící měření provádí správné upevnění senzoru a základní zaškolení probanda přímo u něj doma. Ten tak již není časově omezený, jelikož upevnění senzoru i se zaškolením trvá necelých 10 minut.

7 ZÁVĚR

Statistická analýza dat prokázala statisticky významný rozdíl mezi chůzí v laboratorním prostředí a chůzí v nekontrolovaných podmínkách.

Jelikož některé z hodnot nevyšly podle našich předpokladů, doporučuje se ve výzkumu nadále pokračovat a zaměřit se i na méně zdatné seniory, kde by mohly být zaznamenány větší rozdíly hodnot.

Na základě námi naměřených parametrů (čas trvání kroku, rozsah zrychlení a střední kvadratická odchylka) můžeme říct, že se venkovní chůze a všechny typy chůze v laboratoři u seniorů liší. Největší absolutní rozdíly hodnocených chůzových charakteristik byly zaznamenány mezi chůzí ve venkovním prostředí a chůzí v laboratoři se sekundární kognitivní úlohou. Naopak nejmenší rozdíly byly nalezeny mezi prostou chůzí v laboratoři a chůzí v laboratoři s nenáročným pohovorem.

Testování ukázalo, že je lepší opustit testování v laboratoři, jelikož dochází ke zkreslení výsledků kvůli psychologickým faktorům. V dnešní době se plynule přechází k pohodlnějšímu testování v přirozených podmínkách.

8 SOUHRN

Cílem práce bylo porovnat chůzi během běžných denních aktivit a chůzi v kontrolovaných podmínkách u skupiny seniorů za pomoci hodnot naměřených akcelerometry.

Teoretická část práce se zabývá stářím, chůzí a epidemiologií pádů. Dále jsou popsány nejčastěji využívané parametry chůze pro její popis. Následně jsou uvedeny klinické a přístrojové metody využívané pro zkoumání chůze v laboratoři. Nakonec jsou popsány výhody, nevýhody či úskalí laboratorního testování a testování mimo laboratoř.

Do výzkumu byli zařazeni senioři, kteří navštěvují Univerzitu třetího věku v Olomouci. Do studie bylo zařazeno 10 probandů starších 60 let (5 žen a 5 mužů), kteří se účastnili nejprve testování v laboratoři. Prováděli Šestimínutový test chůze, a to nejprve jen prostou chůzí, následně byla přidána chůze s kognitivním úkolem a nenáročným pohovorem. Další měření již probíhalo bez dozoru v domácím prostředí každého seniora po dobu 24 hodin. Z hodnot naměřených akcelerometry jsme pracovali s časem trvání kroku, zrychlením a RMS pro všechny anatomické směry.

Statistické zpracování dat prokázalo významné rozdíly mezi chůzí v laboratorních podmínkách a chůzí ve přirozeném prostředí.

Největší rozdíly byly zaznamenány mezi chůzí se sekundárním kognitivním úkolem a chůzí ve venkovním prostředí, naopak nejvíce se chůze venku podobala prosté chůzi v laboratoři a také chůzi s nenáročným pohovorem. V naší studii nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl pro parametr RMS medio-laterálního a antero-posteriorního směru.

Naměřená data prokázala významnou závislost mezi chůzí venku a prosté chůzi v laboratoři zejména pro parametr RMS a čas trvání kroku. Jako statisticky významné se ukázaly i korelační závislosti parametrů RMS ap a času trvání kroku mezi venkovní chůzí s chůzí se sekundární kognitivní úlohou. Obdobně byly vyhodnoceny tyto parametry při porovnání venkovní chůze a chůze s pohovorem.

Testování ukázalo, že je výhodnější testovat chůzi v přirozeném prostředí probandů, jelikož tak nedochází ke zkreslení výsledků kvůli psychologickým faktorům, tak jako v laboratorním prostředí.

9 SUMMARY

The aim of the work was to compare gait differences between measurements taken in laboratory conditions and in a natural environment for a group of seniors by analyzing values measured by accelerometers.

The theoretical part of the thesis deals with old age, walking and epidemiology of falls. The most frequently used gait parameters for its description are described below. Subsequently, the clinical and instrumental methods used to examine gait in the laboratory are presented. Finally, the advantages, disadvantages or disadvantages of indoor laboratory and outdoor real-life testing are described.

The research included seniors attending the University of the Third Age in Olomouc. The study included 10 probands older than 60 years (5 women and 5 men), who first participated in testing in the laboratory. They conducted a six-minute walk test, starting with a simple walk, then a walk with a cognitive task and walking with an interview. Further measurements were subsequently performed without professional supervision in the home environment of each senior for 24 hours. Based on the values measured by accelerometers, we worked with step duration, acceleration and RMS for all anatomical directions.

Statistical data processing showed significant differences between gait in laboratory conditions and gait in the natural real-life environment.

The biggest differences are reported between dual-task cognitive gait and real-life outdoor gait. The closest relation to the real-life outdoor gait is recorded for regular gait and gait with interview measured in the laboratory conditions. No significant RMS difference was documented between medio-lateral and antero-posterior direction.

Acquired data indicated significant correlation between real-life outdoor gait and laboratory regular gait mainly in terms of RMS and step duration parameter values. Statistical significance is reported for correlation of RMS ap and step duration parameter values between real-life outdoor gait and cognitive dual-task gait. When comparing real-life outdoor gait and gait with interview, similar correlation behaviour was recorded as well.

The measurements reveal that gait testing is more suitable in real-life natural environment since result bias do not occur due to psychological aspects as much as in laboratory conditions.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abrams, P., Cardozo, L., Fall, M., Griffiths, D., Rosier, P., Ulmsten, U., Van Kerrebroeck, P., Victor, A., & Wein, A. (2003). The standardisation of terminology in lower urinary tract function: Report from the standardisation sub-committee of the International Continence Society. *Urology*, *61*(1), 37–49. [https://doi.org/10.1016/S0090-4295\(02\)02243-4](https://doi.org/10.1016/S0090-4295(02)02243-4)
- Adair, J. G. (1984). The Hawthorne effect: A Reconsideration of the Methodological Artifact. *Journal of Applied Psychology*, *69*(2), 334–345. <https://doi.org/10.1037/0021-9010.69.2.334>
- American Thoracic Society. (2002). American Thoracic Society ATS Statement : Guidelines for the Six-Minute Walk Test. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, *166*(1), 111–117. <https://doi.org/10.1164/rccm.166/1/111>
- Asai, T., Doi, T., Hirata, S., & Ando, H. (2013). Dual tasking affects lateral trunk control in healthy younger and older adults. *Gait & Posture*, *38*(4), 830–836. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.005>
- Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D., & Barrey, E. (2002). Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait & Posture*, *16*(2), 124–134. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00203-x](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00203-x)
- Bastlová, P., Jurutková, Z., Tomšová, J., & Zelená, A. (2015). *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Biomechanix Measurement of Movement*. (n.d.). Gait Analysis - Zebris (Report Examples). <https://j-s-73sy.squarespace.com/gaitanalysis>
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. <https://doi.org/10.5507/ftk.17.24452593>
- Bizovská, L., Nohelová, D., & Janura, M. (2021). Inerciálne senzory a ich využitie v klinickej praxi. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, *28*(4), 1–8. <https://doi.org/10.48095/ccrhfl20211>
- Bloem, B. R., Valkenburg, V., Slabbekoorn, M., & van Dijk, J. (2001). The Multiple Tasks Test. Strategies in Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*, *137*(3), 478–486. <https://doi.org/10.1007/s002210000672>
- Bridenbaugh, S. A., & Kressig, R. W. (2011). Laboratory Review: The Role of Gait Analysis

- in Seniors' Mobility and Fall Prevention. *Gerontology*, 57(3), 256–264. <https://doi.org/10.1159/000322194>
- Brodie, M. A. D., Coppens, M. J. M., Lord, S. R., Lovell, N. H., Gschwind, Y. J., Redmond, S. J., Benjamin, M., Rosario, D., Wang, K., Sturnieks, D. L., Persiani, M., & Delbaere, K. (2016). Wearable pendant device monitoring using new wavelet - based methods shows daily life and laboratory gaits are different. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 54(4), 663–674. <https://doi.org/10.1007/s11517-015-1357-9>
- Bussmann, J., Martens, W., Tulen, J., Schasfoort, F., van den Berg-Emons, H., & Stam, H. (2001). Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry : The Activity Monitor. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 33(3), 349–356. <https://doi.org/10.3758/BF03195388>
- Campbell, A. J., Borrie, M. J., Spears, G. F., Jackson, S. L., Brown, J. S., & Fitzgerald, J. L. (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. <https://doi.org/10.1093/ageing/19.2.136>
- Coleman, P., Cumming, E., & Henry, W. (1991). Growing Old: The Process of Disengagement. *Ageing and Society*, 11(2), 217–220. <https://doi.org/10.1017/s0144686x00004025>
- Correale, L., Pellino, V., Marin, L., Febbi, M., & Vandoni, M. (2020). Comparison of an Inertial Measurement Unit System and Baropodometric Platform for Measuring Spatiotemporal Parameters and Walking Speed in Healthy Adults. *Human Kinetics Journals*, 25(1), 89–99. <https://doi.org/10.1123/mc.2020-0060>
- Culhane, K., Lyons, G., Hilton, D., Grace, P., & Lyons, D. (2004). Long-term mobility monitoring of older adults using accelerometers in a clinical environment. *Clinical Rehabilitation*, 18(3), 335–343. <https://doi.org/10.1191/0269215504cr734oa>
- Culhane, K., O'Connor, M., Lyons, D., & Lyons, G. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and Ageing*, 34(6), 556–560. <https://doi.org/10.1093/ageing/afi192>
- Cummings, S. R., Nevitt, M. C., Browner, W. S., Stone, K., Fox, K. M., Ensrud, K. E., Cauley, J., Black, D., & Vogt, T. M. (1995). Risk Factors for Hip Fracture in White Women. *New England Journal of Medicine*, 332(12), 767–773. <https://doi.org/10.1056/nejm199503233321202>

- Dargent-Molina, P., Favier, F., Grandjean, H., Baudoin, C., Schott, A. M., Hausherr, E., Meunier, P. J., & Bréart, G. (1996). Fall-related factors and risk of hip fracture: The EPIDOS prospective study. *Lancet*, *348*(9021), 145–149. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(96\)01440-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(96)01440-7)
- de Mettelinge, R., & Cambier, D. (2015). Understanding the Relationship Between Walking Aids and Falls in Older Adults : A Prospective Cohort Study. *Journal of GERIATRIC Physical Therapy*, *38*(3), 127–132. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000031>
- Faulkner, K. A., Cauley, J. A., Zmuda, J. M., Griffin, J. M., & Nevitt, M. C. (2003). Is Social Integration Associated With the Risk of Falling in Older Community-Dwelling Women? *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, *58*(10), 954–959. <https://doi.org/10.1093/gerona/58.10.m954>
- GAITRite*®. (n.d.). <https://www.gaitrite.com/>
- Gazibara, T., Kurtagic, I., Kusic-Tepavcevic, D., Nurkovic, S., Kovacevic, N., Gazibara, T., & Pekmezovic, T. (2017). Falls, risk factors and fear of falling among persons older than 65 years of age. *Psychogeriatrics*, *17*(4), 215–223. <https://doi.org/10.1111/psyg.12217>
- Geh, C. L. M., Beauchamp, M. R., Crocker, P. R. E., & Carpenter, M. G. (2011). Assessed and distressed: White-coat effects on clinical balance performance. *Journal of Psychosomatic Research*, *70*(1), 45–51. <https://doi.org/10.1016/j.jpsychores.2010.09.008>
- Giannini, S., Catani, F., Benedetti, M., & Leardini, A. (1994). *Gait Analysis Methodologies and clinical applications*. IOS Press for BTS BIOENGINEERING Technology & Systems.
- Grimby, G. (1995). as Studied Cross-sectionally and Longitudinally. *Journals Of Gerontology*, *50*, 17–22. <https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.1010.7507&rep=rep1&type=pdf>
- Herr, K., Mobily, P., Wallace, R., & Chung, Y. (1991). Leg pain in the rural Iowa 65+ population. Prevalence, related factors, and association with functional status. *The Clinical Journal of Pain*, *7*(2), 114–121. <https://doi.org/10.1097/00002508-199106000-00007>
- Hillel, I., Gazit, E., Nieuwboer, A., Avanzino, L., Rochester, L., Cereatti, A., Croce, U. Della, Rikkert, M. O., Bloem, B. R., Pelosin, E., Del Din, S., Ginis, P., Giladi, N., Mirelman, A., & Hausdorff, J. M. (2019). Is every-day walking in older adults more analogous to dual-task walking or to usual walking? Elucidating the gaps between gait performance in the

- lab and during 24/7 monitoring. *European Review of Aging and Physical Activity*, 16(6), 1–12. <https://doi.org/10.1186/s11556-019-0214-5>
- Hronovská, L. (2012). Závratě, instabilita a pády ve stáří. *Interní Medicína pro Praxi*, 14(12), 470–472. <http://www.internimediceina.cz/pdfs/int/2012/12/06.pdf>
- Iaboni, A., & Flint, A. J. (2013). The complex interplay of depression and falls in older adults: A clinical review. *American Journal of Geriatric Psychiatry*, 21(5), 484–492. <https://doi.org/10.1016/j.jagp.2013.01.008>
- Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Zavázalová, H., Holmerová, I., Weber, P., & Kolektiv, A. (2008). *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient* (1.). Grada Publishing, a.s.
- Kasović, M., Lovro, Š., & Zvonar, M. (2020). Foot rotation and the risk of falls in older women : A cross-sectional study. *PLOS ONE*, 15(9), 1–7. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239065>
- Kavanagh, J. J., Barrett, R. S., & Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait & Posture*, 20(3), 291–298. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.10.004>
- Kavanagh, J. J., Morrison, S., & Barrett, R. S. (2005). Coordination of head and trunk accelerations during walking. *European Journal of Applied Physiology*, 94, 468–475. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-1328-1>
- Kelsey, J., Proter-Gray, E., Hannan, M., & Li, W. (2012). Heterogeneity of Falls among older Adults: Implications for public Health Prevention. *American Journal of Public Health*, 102(11), 2149–2156. <https://ajph.aphapublications.org/doi/abs/10.2105/AJPH.2012.300677>
- Keskin, D., Borman, P., Ersöz, M., Kurtaran, A., Bodur, H., & Akyüz, M. (2008). The Risk Factors Related to Falling in Elderly Females. *Geriatric Nursing*, 29(1), 58–63. <https://doi.org/10.1016/j.gerinurse.2007.06.001>
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis Theory and Practice*. Elsevier Limited.
- Kolářová, B., Marková, M., Stacho, J., & Szemková, L. (2014). *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnost vyšetření a terapie*. Univerzita Palackého v Olomouci. <https://doi.org/10.5507/fzv.14.24442662>
- Korpelainen, R., Korpelainen, J., Heikkinen, J., Väänänen, K., & Keinänen-kiukaanniemi, S.

- (2006). Lifelong risk factors for osteoporosis and fractures in elderly women with low body mass index — A population-based study. *Bone*, 39(2), 385–391. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2006.01.143>
- Leary, M. R. (1983). A Brief Version of the Fear of Negative Evaluation Scale. *Personality and Social Psychology Bulletin*, 9(3), 371–375. <https://doi.org/10.1177/0146167283093007>
- Maki, B. E. (1997). Gait Changes in Older Adults: Predictors of Falls or Indicators of Fear? *Journal of the American Geriatrics Society*, 45(3), 313–320. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x>
- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. *Journals of Gerontology*, 46(4). <https://doi.org/10.1093/geronj/46.4.M123>
- Maranhão-Filho, P. A., Maranhão, E. T., Lima, M. A., & Silva, M. M. da. (2011). Rethinking the neurological examination II: Dynamic balance assessment. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 69(6), 959–963. <https://doi.org/10.1590/s0004-282x2011000700022>
- Marschollek, M., Wolf, K., Gietzelt, M., Nemitz, G., Meyer, H., & Haux, R. (2008). Assessing elderly persons' fall risk using spectral analysis on accelerometric data – a clinical evaluation study. *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3682–3685.
- Masud, T., & Morris, R. O. (2001). Epidemiology of falls. *Age and Ageing*, 30(SUPPL. 4), 3–7. https://doi.org/10.1093/ageing/30.suppl_4.3
- Mathie, M. J., Coster, A. C. F., Lovell, N. H., & Celler, B. G. (2004). Accelerometry: Providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological Measurement*, 25(2), 1–30. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/25/2/R01>
- Mauss, I. B., Wilhelm, F. H., & Gross, J. J. (2004). Is there less to social anxiety than meets the eye? Emotion experience, expression, and bodily responding. *Cognition and Emotion*, 18(5), 631–662. <https://doi.org/10.1080/02699930341000112>
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, 32(2), 137–142. <https://doi.org/10.1093/ageing/32.2.137>
- Menz, H. B., & Morris, M. E. (2005). Footwear characteristics and foot problems in older people. *Gerontology*, 51(5), 346–351. <https://doi.org/10.1159/000086373>

- MICROGATE. (2022). OPTOGAIT. <http://www.optogait.com/applications>
- Moe-Nilssen, R. (2014). A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions . Part 1 : The instrument. *Clinical Biomechanics*, *13*(4–5), 320–327. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00089-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00089-8)
- Morency, P., Voyer, C., Burrows, S., & Goudreau, S. (2012). Outdoor falls in an Urban context: Winter weather impacts and geographical variations. *Canadian Journal of Public Health*, *103*(3), 218–222. <https://doi.org/10.1007/bf03403816>
- National Institute for Health and Care Excellence. (2013). *Falls in older people: assessing risk and prevention*. <https://www.nice.org.uk/guidance/cg161/resources/falls-in-older-people-assessing-risk-and-prevention-pdf-35109686728645>
- Nelson, D. E., Sattin, R. W., Langlois, J. A., DeVito, C. A., & Stevens, J. A. (1992). Alcohol as a Risk Factor for Fall Injury Events among Elderly Persons Living in the Community. *Journal of the American Geriatrics Society*, *40*(7), 658–661. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1992.tb01955.x>
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Papaioannou, A., Morin, S., Cheung, A. M., Atkinson, S., Brown, J. P., Feldman, S., Hanley, D. A., Hodsman, A., Jamal, S. A., Kaiser, S. M., Kvern, B., Siminoski, K., & Leslie, W. D. (2010). 2010 clinical practice guidelines for the diagnosis and management of osteoporosis in Canada: Summary. *Cmaj*, *182*(17), 1864–1873. <https://doi.org/10.1503/cmaj.100771>
- Pasquetti, P., Apicella, L., & Mangone, G. (2014). Pathogenesis and Treatment of Falls in Elderly. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*, *11*(3), 222–225. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4269147/pdf/222-225.pdf>
- Patterson, M. R., Whelan, D., Reginatto, B., Caprani, N., Walsh, L., Smeaton, A. F., Inomata, A., & Caulfield, B. (2014). Does external walking environment affect gait patterns? *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014*, 2981–2984. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944249>
- Riis, J., Byrgesen, S., Kragholm, K., Mørch, M., & Melgaard, D. (2020). Validity of the GAITRite Walkway Compared to Functional Balance Tests for Fall Risk Assessment in Geriatric Outpatients. *Geriatrics*, *5*(4), 1–7. <https://doi.org/10.3390/geriatrics5040077>

- Rispens, S., van Schooten, K., Pijnappels, M., Daffertshofer, A., Beek, P., & van Dieën, J. (2015). Identification of Fall Risk Predictors in Daily Life Measurements: Gait Characteristics' Reliability and Association With Self-reported Fall History. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 29(1), 54–61. <https://doi.org/10.1177/1545968314532031>
- Robertson, D., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (2nd ed.).
- RSscan LAB LTD. (2022). <https://www.rsscan.co.uk/rs-foot-scanning-system1.html>
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35(SUPPL.2), 37–41. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl084>
- Schoor, N. M. Van, Smit, J. H., Pluijm, S. M. F., Jonker, C., & Lips, P. (2002). *Different cognitive functions in relation to falls among older persons Immediate memory as an independent risk factor for falls*. 55, 855–862. [https://doi.org/10.1016/S0895-4356\(02\)00438-9](https://doi.org/10.1016/S0895-4356(02)00438-9)
- Shirley, R. (2021a). *10 Meter Walk Test*. AbilityLab. <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/10-meter-walk-test>
- Shirley, R. (2021b). *2 Minute Walk Test*. AbilityLab. <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/2-minute-walk-test>
- Shumway-Cook, A., Baldwin, M., Polissar, N., & Gruber, W. (1997). Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults. *Physical Therapy*, 77(8), 812–819. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.8.812>
- Soltani, A., Paraschiv-Ionescu, A., Dejnabadi, H., & Aminian, K. (2020). Real-World Gait Bout Detection Using a Wrist Sensor: An Unsupervised Real-Life Validation. *IEEE Access*, 8, 102883–102896. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2998842>
- Suzuki, T., Yoshida, H., Kim, H., Yukawa, H., Sugiura, M., Furuna, T., Nishizawa, S., Kumagai, S., Shinkai, S., Ishizaki, T., Watanabe, S., & Shibata, H. (2003). Walking speed as a good predictor for maintenance of I-ADL among the rural community elderly in Japan: A 5-year follow-up study from TMIG-LISA. *Geriatrics & Gerontology International*, 3(1), S6–S14. <https://doi.org/10.1111/j.1444-0594.2003.00090.x>
- Takayanagi, N., Sudo, M., Yamashiro, Y., Lee, S., Kobayashi, Y., Niki, Y., & Shimada, H.

- (2019). Relationship between Daily and In-laboratory Gait Speed among Healthy Community-dwelling Older Adults. *Scientific Reports*, 9(1), 1–6. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-39695-0>
- Taylor, K., Reginatto, B., Patterson, M. R., Power, D., Komaba, Y., Maeda, K., Inomata, A., & Caulfield, B. (2015). Context focused older adult mobility and gait assessment. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2015-Novem*, 6943–6946. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319989>
- Tombu, M., & Jolicoeur, P. (2003). A central capacity sharing model of dual-task performance. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 29(1), 3–18. <https://doi.org/10.1037/0096-1523.29.1.3>
- van Schooten, K., Pijnappels, M., Rispens, S., Elders, P., Lips, P., Daffertshofer, A., Beek, P., & van Dieën, J. (2016). Daily-Life Gait Quality as Predictor of Falls in Older People : A 1-Year Prospective Cohort Study. *PLOS ONE*, 11(7), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158623>
- 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. *Journals of Gerontology*, 70(5), 608–615. <https://doi.org/10.1093/gerona/glu225>
- Verghese, J., Kuslansky, G., Holtzer, R., Katz, M., Xue, X., Buschke, H., & Pahor, M. (2007). Walking While Talking: Effect of Task Prioritization in the Elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 50–53. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.007>
- Weiss, A., Brozgol, M., Dorfman, M., Herman, T., Shema, S., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (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. <https://doi.org/10.1177/1545968313491004>
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis: An introduction* (4th ed.). Butterworth Heinemann Elsevier.
- World Health Organization. (2021). *Falls*. <https://www.who.int/news-room/factsheets/detail/falls>
- Yoshida, S. (n.d.). A Global Report on Falls Prevention Epidemiology of Falls. *WHO*, 1–40. <https://doi.org/10.1007/BF02365631>

Zebris FDM 1.12 Software User Manual. (2015).

https://www.hpcosmos.com/sites/default/files/uploads/documents/20150709_cos102245-man-en_instruction_for_use_software_zebris_fdm_1.12_r2_en_0.pdf

Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait and Posture*, *18*(2), 1–10.
[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00190-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00190-X)

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

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 **19. 12. 2019** byl projekt výzkumné práce

Autor (hlavní řešitel): **Mgr. Denisa Nohelová**

s názvem

Hodnocení chůze u seniorů ve vztahu k riziku pádu

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **19 / 2020**
dne: **9. 1. 2020**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

za etickou komisí FTK UP
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
člen komise

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 2. Informovaný souhlas



Univerzita Palackého
v Olomouci

Fakulta
tělesné kultury

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Hodnocení chůze u seniorů ve vztahu k riziku pádu

Jméno a příjmení: _____

Datum narození: _____

Účastník byl do studie zařazen pod číslem (prosíme nevyplňovat):

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cílech studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mne očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že moje účast ve studii je dobrovolná a že ze studie mohu kdykoliv a bez udání důvodu odstoupit či účast přerušit.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii.
6. Prohlašuji, že nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka: _____

Podpis řešitele pověřeného touto studií: _____

Datum: _____

Datum _____

Příloha 3. Potvrzení o překladu diplomové práce

POTVRZENÍ O PŘEKLADU ABSTRAKTU A SOUHRNU DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení studenta: Bc. Helena Lošťáková Forma studia: Prezenční

Ročník: 5. Studijní obor: Fyzioterapie

Akademický rok: 2021/2022

Název diplomové práce: Porovnání chůze během běžných denních aktivit a chůze
v kontrolovaných podmínkách u skupiny seniorů

Jméno a příjmení překladatele:Ing. Lenka Masná.....

Datum: 13. 4. 2022



MAXIMUM, jazyková agentura s.r.o.
Klegova 1488/80
700 30 Ostrava-Hrabůvka
IČO 28647092, DIČ CZ28647092
www.jazykynamaximum.cz