

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ CHARAKTERISTIK OTÁČENÍ BĚHEM CHŮZE U SENIORŮ
A MOŽNOSTI JEJICH VYUŽITÍ PŘI PREDIKCI PÁDU

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Barbora Petrovičová, Fyzioterapie

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

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Babora Petrovičová

Název magisterské práce: Hodnocení charakteristik otáčení během chůze u seniorů a možnosti jejich využití při predikci pádu

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt:

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit, zda jsou vybrané charakteristiky otáčení vhodné k posouzení rizika pádu u zdatných seniorů a zda jsou tyto charakteristiky ovlivněny rychlostí chůze, během které k otáčení dochází. Výzkumný soubor tvořilo celkem 28 probandů, 21 žen a 7 mužů, ve věku $70,2 \pm 4,0$ let bez známého neurologického nebo muskuloskeletálního onemocnění, které by mohlo ovlivnit schopnost chůze nebo rovnováhy. Pomocí akcelerometru, umístěného na zádech v oblasti pátého bederního obratle, byla získána data o maximálním zrychlení a kvadratické chybě zrychlení v anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním směru a jejich variabilita. Dále byla hodnocena doba trvání otočení a její variabilita. Podle výskytu pádu byli probandi rozděleni na skupinu seniorů, u kterých došlo alespoň k jednomu pádu a skupinu seniorů, u kterých k žádnému pádu nedošlo. Mezi těmito dvěma skupinami byly porovnávány charakteristiky otáčení. Výsledky ukázaly, že nebyl zjištěn žádný signifikantní rozdíl v hodnocených parametrech mezi oběma skupinami, ani vztah mezi rychlostí přímé chůze a maximálním zrychlením a kvadratickou chybou zrychlení ve všech směrech. Výsledky ukázaly, že s rostoucí rychlostí přímé chůze se zkracuje doba trvání otočení.

Klíčová slova: otáčení během chůze, riziko pádu, senioři, rychlost chůze

Souhlasím s půjčováním závěrečné písemné práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Babora Petrovičová

Title of the master thesis: Evaluation of turning characteristics during the walk of seniors, and the possibility of their use in the prediction of a fall

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacky University Olomouc

Supervisor: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

The year of presentation: 2021

Abstract:

The aim of this thesis was to evaluate whether selected turning characteristics are suitable for assessing the risk of falling of physically fit seniors, and whether these characteristics are influenced by the speed of walk, during which the turn occurs. The research group consisted of a total of 28 probands, 21 women and 7 men, aged 70.2 ± 4.0 years, without a known neurological or musculoskeletal disease that could affect their ability to walk or keep balance. Using an accelerometer placed on the back in the area of the fifth lumbar vertebra, data were obtained on the maximum acceleration, as well as the quadratic acceleration error in the anteroposterior, mediolateral and vertical directions, and their variability. Furthermore, the duration of the turn and its variability were evaluated. According to the occurrence of a fall, probands were divided into a group of seniors who had at least one fall, and a group of seniors who had no fall. The obtained turning characteristics were compared between the two groups. The results found no significant difference in the evaluated parameters between the two groups, as well as no relationship between the speed of linear walking and maximum acceleration, and the quadratic acceleration error in all directions. The results showed that with increasing speed of linear walk, the duration of the turn decreases.

Keywords: turning during walking, risk of falls, older adults, speed of gait

I agree the thesis 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 dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 29.6.2021

.....

Děkuji Mgr. Lucie Bizovské, Ph.D. za trpělivost, pomoc a cenné rady, které mi poskytla při zpracování diplomové práce.

OBSAH

1 ÚVOD	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ	9
2.1 PÁDY U SENIORŮ	9
2.1.1 Epidemiologie	9
2.1.2 Následky	9
2.1.3 Rizikové faktory	10
2.1.4 Prevence	11
2.1.5 Pády během otáčení	15
2.2 OTÁČENÍ	16
2.2.1 Strategie otáčení	19
2.2.2 Kinematika kloubů stojné dolní končetiny	21
2.2.3 Reakční síla a impulzy	24
2.2.4 Pohyb těžiště	27
2.2.5 Časoprostorové parametry	29
2.3 PŘÍSTROJOVÉ MOŽNOSTI HODNOCENÍ OTÁČENÍ	31
2.4 OTÁČENÍ U SENIORŮ	33
2.4.1 Vztah parametrů otáčení k riziku pádu u seniorů	36
3 CÍLE A HYPOTÉZY	40
3.1 HLAVNÍ CÍL	40
3.2 VEDLEJŠÍ CÍLE	40
3.3 HYPOTÉZY	40
4 METODIKA	41
4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU	41
4.2 POZOROVÁNÍ SITUACÍ PÁDU	41
4.3 PRŮBĚH MĚŘENÍ	42
4.4 ZPRACOVÁNÍ DAT	42

4.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT.....	43
5 VÝSLEDKY	44
5.1 VÝSLEDNÉ ROZDĚLENÍ DO SKUPIN PODLE POČTU PÁDŮ	44
5.2 HYPOTÉZA 1.....	44
5.3 HYPOTÉZA 2.....	45
6 DISKUZE.....	48
7 ZÁVĚR.....	53
8 SOUHRN	54
9 SUMMARY	55
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	56
11 PŘÍLOHY.....	62

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

COG	průmět těžiště do roviny opěrné báze, center of gravity
COM	těžiště, center of mass
COP	působíště reakční síly podložky, center of pressure
DK	dolní končetina
F	senioři, u kterých došlo alespoň k jednomu pádu
FES-I	Falls Efficacy Scale – International
max AP	maximální zrychlení v anterioposteriorním směru
max ML	maximální zrychlení v mediolaterálním směru
max V	maximální zrychlení ve vertikálním směru
m.	musculus
mm.	musculi
NF	senioři, u kterých nedošlo k pádu
NSF	senioři, u kterých došlo k jednomu nebo žádnému pádu
RF	senioři, u kterých došlo k více než jednomu pádu
rms AP	kvadratická chyba zrychlení v anterioposeriorním směru
rms ML	kvadratická chyba zrychlení v mediolaterálním směru
rms V	kvadratická chyby zrychlení ve vertikálním směru
SF	senioři, u kterých došlo k jednomu pádu
TUG	Timed Up & Go test

1 ÚVOD

Pro vykonávání každodenních činností je důležitá schopnost nejenom samostatné chůze, ale i otáčení při chůzi, které umožňuje plynulou změnu jejího směru. Otáčení během chůze přirozeně zvyšuje nestabilitu a je posturálně náročnější než přímá chůze, proto se můžou poruchy otáčení projevit dříve než poruchy chůze. Poruchy otáčení jsou zároveň častou příčinou pádů, a to zejména u seniorů. Tyto pády mohou mít psychické i fyzické následky, v jejichž důsledku dochází k ovlivnění kvality života seniorů. Pády, ke kterým dochází při otáčení, jsou nebezpečné zejména vysokým rizikem fraktury krčku femuru, která je u seniorů často invalidizující. Proto je důležité sledovat a hodnotit rizikové faktory pádu, mezi které patří např. věk, kognitivní poruchy, poruchy chůze a rovnováhy, muskuloskeletální problémy nebo deondice. Identifikace těchto faktorů je významná především pro možnost prevence pádu.

Cílem této práce bylo zhodnotit rozdíly kvalitativních charakteristik otáčení během chůze u seniorů, u kterých došlo k pádu a u kterých k pádu nedošlo, a možnosti využití těchto rozdílů při predikci pádu. Dále byl sledován vliv rychlosti přímé chůze na charakteristiky otáčení u této skupiny.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 PÁDY U SENIORŮ

2.1.1 Epidemiologie

Pád je definován jako událost, která má za následek, že osoba nechtěně odpočívá na zemi, na podlaze nebo na jiné nižší úrovni (Lamb, Jørstad-Stein, Hauer & Becker, 2005; World Health Organization, 2018). Po úrazech na silnicích je druhou nejčastější příčinou neúmyslné smrti. Odhaduje se, že ročně dojde k 37,3 milionu pádů, které jsou natolik závažné, že vyžadují lékařskou péči, a až k 646 000 smrtelných pádů, přičemž míra úmrtnosti je nejvyšší u osob starších 60 let. Zajímavé je to, že ačkoliv jsou riziku pádu vystavena obě pohlaví, po celém světě si muži trvale udržují vyšší úmrtnost ve spojitosti s pády než ženy. U žen naopak oproti mužům dochází častěji k pádům, které nejsou smrtelné (World Health Organization, 2018).

U seniorů jsou pády nejčastější příčinou úrazů, hospitalizace a invalidity. Přibližně jedna třetina osob starších 65 let žijících v komunitě spadne alespoň jednou ročně a 12 % z nich padá nejméně dvakrát ročně (Buracchio et al., 2011; Mancini et al., 2016; Robinovitch et al., 2013). Přičemž počet pádů u seniorů žijících v zařízeních dlouhodobé péče je až třikrát vyšší, a proto se pády seniorů stávají významným problémem veřejného zdraví (Sherrington et al., 2019).

2.1.2 Následky

Pády jsou spojeny se snížením kvality života a mohou mít fyzické i psychické následky. Mezi nejčastější a nejdůležitější následky pádu u seniorů patří fraktura krčku femuru. Riziko fraktury se zvyšuje s četností pádů a je vyšší, pokud dojde k pádu na bok, který obecně zvyšuje riziko fraktury v oblasti kyčelního kloubu. K pádu na bok dochází častěji během změny směru při chůzi než během přímé chůze, vstávání ze židle nebo sedání (Cumming & Klineberg, 1994).

Častým nepříznivým psychickým důsledkem pádu je strach z dalšího pádu, který se může rozvinout i po pádu, při kterém nedojde k závažnému strukturálnímu poranění. Zvýšený strach z pádu se častěji vyskytuje u žen ve vyšším věku s poruchami rovnováhy a chůze a špatným sebehodnocením fyzického i duševního zdraví (Denkinger, Lukas, Nikolaus & Hauer, 2015; Vellas, Wayne, Romero, Baumgartner & Garry, 1997). Vliv na rozvoj strachu má také anamnéza pádů, další onemocnění a duševní zdraví, např. úzkost nebo deprese

(Denkinger et al., 2015). Osoby se strachem z pádu často omezují své každodenní aktivity, což vede ke slabosti a únavě, a následně se tak zvyšuje riziko dalšího pádu (Vellas et al. 1997). Nástrojů a škál k hodnocení strachu z pádu je několik. Jednou z nejpoužívanějších je Falls Efficacy Scale – International (FES-I), která pomocí šestnácti položek dotazníku hodnotí strach z pádu u jednoduchých i obtížnějších aktivit každodenního života a sociálních interakcí (Reguli & Svobodová, 2011; Yardley et al., 2005). Velkou výhodou FES-I je to, že je validovaná pro použití v řadě jazyků, což umožňuje porovnávání studií z různých zemí (Yardley et al., 2005).

2.1.3 Rizikové faktory

Identifikace rizikových faktorů pádu a osob, u kterých je zvýšené riziko pádu, je nezbytná pro jejich prevenci. Ovšem identifikace těchto faktorů je ztěžována multifaktoriální příčinou pádů (Lusardi et al., 2017) a nedostatkem informací o jejich mechanismu a o tom, jak a proč k pádům dochází. (Robinovitch et al., 2013).

Jedním z klíčových rizikových faktorů je věk. Jak již bylo zmíněno, nejvyšší riziko úmrtí nebo vážného zranění v důsledku pádu je u seniorů. Vyšší míra rizika je způsobena kombinací fyzických, smyslových a kognitivních změn, které jsou spojené se stárnutím, a vlivu prostředím, které není přizpůsobeno stárnoucí populaci (World Health Organization, 2018).

Se zvýšením rizika pádu u seniorů jsou spojeny také kognitivní poruchy. Ačkoliv globální kognitivní porucha není přímo spojena s mírou rizika pádu (Mirelman et al., 2012; Muir, Gopaul & Montero Odasso, 2012), je silně spojena s výskytem vážných úrazů v důsledku pádu (Muir et al., 2012). Na druhé straně existuje souvislost mezi deficitem specifických kognitivních domén, zejména poruch exekutivních funkcí, a zvýšeným rizikem pádu. Navíc poruchy exekutivních funkcí mohou být přítomny i u osob, které se v globálním hodnocení kognitivního stavu jeví bez zhoršení. Proto je v rámci kvantifikace míry rizika pádu důležité hodnocení nejen motorických schopností a globálních kognitivních poruch, ale i specifických kognitivních domén (Mirelman et al., 2012; Muir et al., 2012).

Buracchio et al. (2011) provedli studii, ve které sledovali souvislost mezi snížením exekutivních funkcí a zvýšením rizika pádu u seniorů, a zda je tato souvislost ovlivněna poruchami rovnováhy. Studie se zúčastnilo 188 osob starších 65 let, z nichž u 65 (34,6 %) došlo v uplynulých 13 měsících k pádu. Výsledky studie ukazují, že ve shodě s Mirelman et al. (2012) a Muir et al. (2012) nižší skóre v testech exekutivních funkcí je spojeno s vyšším rizikem pádu

u seniorů, a to zejména u jedinců s minimálním narušením rovnováhy. Naopak tento vztah je oslaben u osob s poruchami rovnováhy, kde větší roli rizika pádu hrají pravděpodobně fyzické faktory. Možným vysvětlením vztahu exekutivních funkcí a rizika pádu je to, že senioři s intaktními exekutivními funkcemi lépe zvládají náročné podmínky chůze, které vyžadují vyšší úroveň kognitivní kontroly (Mirelman et al., 2012).

Za další rizikové faktory jsou považovány poruchy chůze a rovnováhy, zhoršení zraku, ortostatická hypotenze, muskuloskeletální problémy, dekondice, onemocnění kardiopulmonálního systému a v neposlední řadě také užívání některých léčiv (Buracchio et al., 2011; Dite & Temple, 2002; Lusardi et al., 2017).

Robinovitch et al. (2013) provedli studii, ve které se zaměřili na příčiny pádů a činnosti každodenního života, při kterých k pádům dochází nejčastěji. Sledovali seniory ve dvou zařízeních dlouhodobé péče v Britské Columbií v Kanadě. Sledování probíhalo od dubna 2007 do května 2010 pomocí videokamer ve společných prostorách zařízení. V průběhu studie bylo zaznamenáno celkem 227 pádů u 130 osob. Nejčastější příčinou byla ztráta rovnováhy při chůzi nebo stojí (41 %), následovalo zakopnutí nebo klopýtnutí (21 %), náraz (11 %), kolaps nebo ztráta vědomí (11 %), nejnižší četnost mělo uklouznutí (3 %). Jak již bylo zmíněno, ve studii bylo zároveň sledováno, během jaké činnosti k pádům docházelo. Nejčastěji k nim docházelo během chůze – vpřed, pozpátku, nebo při iniciaci chůze (42 %), dále při vstávání a posazování (21 %), během klidného stoje (13 %), v průběhu otáčení při chůzi nebo stojí (13 %) a nejméně často pak při používání vozíku (5 %).

2.1.4 Prevence

Strategie prevence pádu by měla být komplexní a mnohostranná. Jejím cílem je snížit počet osob, u kterých dochází k pádu, četnost pádů a závažnost jejich následků. U starších osob by prevence měla sloužit především k identifikaci rizika a snížení míry rizika pádu. Součástí preventivních opatření jsou např. kontrola užívání léčiv a léčba primárních onemocnění; úprava domácího prostředí u osob s anamnézou pádu nebo známými riziky pádu; využívání adekvátních pomůcek nebo zlepšení fyzické zdatnosti (World Health Organization, 2018). V rámci zlepšení fyzické zdatnosti je doporučován trénink rovnovážných funkcí, funkční trénink a cvičení pro zvýšení svalové síly (Sherrington et al., 2019).

Nedílnou součástí prevence je hodnocení rizika pádu. Ve fyzioterapeutické praxi je možné využít několik způsobů: dotazování v rámci anamnézy, sebehodnocení pacienta formou

dotazníku (výskyt strachu z pádu, nejistota při stožení, chůze nebo otáčení) a pomocí klinických testů. Pro přesnější identifikaci rizikových faktorů se doporučuje kombinace těchto přístupů. Lusardi et al. (2017) na základě metaanalýzy doporučují k hodnocení rizika pádu kombinaci skóre získaného z *Timed Up & Go test (TUG)*, *Berg Balance Scale* a *Five times sit to stand test*. Toto doporučení je podpořeno i předchozí metaanalýzou zaměřenou na vhodnost vyžití TUG testu pro hodnocení rizika pádu, kterou provedli Barry, Galvin, Keogh, Horgan a Fahey (2014). Na základě této metaanalýzy autoři uvádí, že vzhledem k multifaktoriální povaze příčin pádu je využití pouze jednoho testu nedostatečné.

Timed Up & Go test je známým jednoduchým klinickým testem mobility a rizika pádu. Je prokázáno, že delší čas potřebný k provedení testu (≥ 12 s) ukazuje na zvýšené riziko pádu (Herman, Giladi & Hausdorff, 2011; Weiss et al., 2011). Pro dokončení celého testu je nezbytné zvládnout několik každodenních úkolů: vstát ze židle, ujít vzdálenost 3 m, otočit se o 180°, dojít zpět k židli, otočit se a posadit (Podsiadlo & Richardson, 1991). TUG tedy zahrnuje nejrizikovější činnosti, které identifikovali Robinovitch et al. (2013): vstávání ze židle, chůze, otáčení a posazování na židli. Také proto je považován za vhodný test k hodnocení rizika pádu. Vstávání ze židle vyžaduje dopředný pohyb těžiště a jeho zrychlení v předozadním i vertikálním směru, odtlačení a stabilizaci po dosažení stožení. Následuje zahájení chůze, zrychlení a zpomalení s přípravou k otáčení. Samotné otáčení může být také náročné, a to nejen u křehkých seniorů s lehkými poruchami rovnováhy, ale i u zdravých osob starších 70 let (Herman et al., 2011). Rozmanitost dílčích úkolů integrovaných do jediného kontextu činí z tohoto testu jeden z nejběžnějších nástrojů pro hodnocení úrovně mobility nejen u seniorů, ale i u řady patologických stavů, jako je např. Parkinsonova choroba, mrtvice, roztroušená skleróza, svalová dystrofie nebo dětská mozková obrna (Mangano, Valle, Casabona, Vagnini & Cioni, 2020).

Existují také různé varianty *TUG*. Jednou z variant je prodloužení vzdálenosti přímé chůze ze 3 m na 7 m. S prodloužením vzdálenosti lineární chůze dochází k prodloužení celkového času provedení *TUG* (Mangano et al., 2020; Salarian et al., 2010). Ovšem Mangano et al. (2020) přišli se zajímavým zjištěním, že rychlost otáčení o 180° se při 7 m přímé chůze zvyšuje. To může být vysvětleno tím, že delší vzdálenost poskytuje více času na přípravu na otočení. Sedmimetrová varianta *TUG* je také oproti původní verzi schopna lépe identifikovat některé poruchy, které se vyskytují u pacientů s dětskou mozkovou obrnou, svalovými dystrofiemi nebo Parkinsonovou chorobou (Mangano et al., 2020).

Další variantou je hodnocení *TUG* při provádění sekundární úkolu, ať už motorického (např. nesení sklenice vody) nebo kognitivního (např. postupné odečítání číslo tři od sta). Hodnocení provádění každodenních činností s prováděním duálního úkolu může být citlivějším indikátorem rizika pádu a poruch rovnováhy než při provádění pouze jednoho úkolu (Shumway-Cook, Brauer & Woollacott, 2000). Zvýšení citlivosti *TUG* při zadání sekundárního úkolu je podpořeno také výsledky výzkumu rovnováhy, které ukazují, že hodnocení rovnováhy při provádění sekundárního úkolu je citlivějším indikátorem obtíží s rovnováhou a rizika pádu než hodnocení rovnováhy bez sekundárního úkolu. Tento účinek se navíc ještě zvyrazňuje u seniorů (Shumway-Cook, Woollacott, Kerns & Baldwin, 1997).

Shumway-Cook et al. (2000) provedli studii, ve které zkoumali senzitivitu a specificku *TUG* bez přidání a s přidáním sekundárního motorického a kognitivního úkolu pro identifikaci rizika pádu u seniorů. Studie se zúčastnilo celkem 30 seniorů žijících v komunitě, kteří byli schopni ujít alespoň 9,1 m buď samostatně, nebo s pomůckou. Tito senioři byli podle výskytu pádu rozděleni do dvou skupin. První skupinu tvořilo 15 seniorů ve věku 65-85 let, u kterých v posledních šesti měsících nedošlo k pádu, druhou skupinu 15 seniorů ve věku 76-95 let, u kterých v posledních šesti měsících došlo nejméně ke dvěma pádům. V rámci přidání motorického úkolu probandi nesli během *TUG* šálek plný vody, v rámci kognitivního úkolu odečítali číslo tři od náhodně vybraného čísla v rozmezí 20-100. Výsledky studie ukazují, že senzitivita i specificku *TUG* při hodnocení rizika pádu u seniorů je 87 %. Ve shodě se studií, kterou provedli Lundin-Olsson, Nyberg a Gustafson (1998), probandi obou skupin potřebovali k dokončení testu s duálním úkolem více času. Ovšem tato studie prokázala, že rozdíly mezi výsledky osob s výskytem a bez výskytu pádu byly ekvivalentní s provedením *TUG* bez sekundárního úkolu. Proto autoři uvádí, že přidáním sekundárního úkolu se významně nezlepšuje schopnost *TUG* testu predikovat riziko pádu u seniorů.

Další variantou *TUG* je *Instrumented TUG*, který využívá data z přidání inerciálního senzoru. Inerciální senzor umožňuje detekci jednotlivých úkolů testu a podrobnou analýzu každého z nich (Salarian et al, 2010). Možnost kvantitativního prozkoumání dílčích složek *TUG* umožňuje sledovat specifické kinematické změny, které jsou spojeny se zdravým stárnutím (Mangano et al., 2020). Toto podrobnější zkoumání tak poskytuje lepší porozumění dílčím úkolům a umožňuje identifikaci konkrétních problémových oblastí (Salarian et al., 2010).

Berg Balance Scale hodnotí rovnováhu a riziko pádu na základě pozorování 14 statických a dynamických aktivit každodenního života. Hodnocení začíná nejjednodušším

úkolem – sed bez opory; pokračuje složitějšími – stoj bez opory, stoj se zavřenýma očima, stoj spojný a stoj na jedné noze, ohlédnutí s otočením, zvednutí předmětu z podlahy, tandemový stoj, dosah vpřed; a končí dynamickými aktivitami – zvedání ze sedu, sedání, přesuny, otočení o 360° a střídavé zvedání a pokládání nohou na stoličku. Bodování každého úkolu je založeno na schopnosti probanda provést tyto úkoly samostatně. Každá položka je hodnocena na stupnici od 0 do 4 (0 – nesvede úkol, 4 – úkol svede samostatně), maximální možný bodový zisk je tedy 56 bodů a značí dobrou rovnováhu (Berg, Maki, Williams, Holliday & Wood-Dauphinee, 1992; Neuls et al., 2011). Se snižováním dosaženého celkového skóre roste riziko pádu, jako mezní skóre při predikci pádu u seniorů je udáváno 50 (Lusardi et al., 2017).

Santos, Souza, Virtuoso, Tavares a Mazo (2011) hodnotili senzitivitu a specifickost *Berg Balance Scale* při hodnocení rizika pádu u neaktivních a aktivních seniorů. Studie se zúčastnilo 188 osob starších 60 let, z nichž 96 bylo neaktivních a 92 aktivních. Výsledky studie ukazují, že u neaktivních seniorů je senzitivita 91 % a specifickost 92 %, ale u aktivních seniorů je senzitivita pouze 5-15 % a specifickost 94-100 %. *Berg Balance Scale* má tedy vysokou senzitivitu i specifickost při hodnocení rizika pádu u neaktivních seniorů, ale naopak není dostatečně citlivá pro hodnocení rizika pádu u aktivních seniorů.

Five times sit to stand test je funkční test, při kterém se měří čas, během kterého proband zvládne co nejrychleji pětkrát vstát ze židle a znovu se posadit s rukama založenýma na hrudi (Ejupi et al., 2015). Střídavé zvedání a posazování vyžaduje dobrou koordinaci svalů dolních končetin a trupu, aby nedošlo ke ztrátě rovnováhy. Delší čas potřebný ke zvládnutí celého testu ukazuje na zvýšené riziko pádu (Goldberg, Chavis, Watkins & Wilson, 2012) a je spojen se sníženou svalovou silou dolních končetin, zhoršenou rovnováhou, sníženou dobou reakce a psychologickými faktory, jako je např. bolest. Výkonnost je často snížena u křehkých seniorů a osob s poruchami rovnováhy (Ejupi et al., 2015). Na zvýšené riziko výskytu pádu tento test ukazuje, pokud je čas provedení 12 s nebo delší (Lusardi et al., 2017).

Zhang et al. (2012) provedli studii, ve které zkoumali, zda výsledky *Five times sit to stand testu* dokážou predikovat budoucí pád a snížení schopnosti samostatně zvládat každodenní činnosti v průběhu následujících tří let. Studie se zúčastnilo 948 osob starších 60 let, kteří byli schopni ujít bez chodítka vzdálenost 7 m. U osob, které nebyli schopné dokončit test, se v průběhu tří let objevily obtíže se zvládnutím každodenních činností a tito probandi potřebovali pomoc druhé osoby. Naopak souvislost mezi výkonem při *Five times sit to stand testu* a následnými pády nebyla významná, ale pouze okrajová, a proto autoři nedoporučují tento test k hodnocení rizika pádu.

V rozporu s předchozími výsledky byly výsledky studie, kterou provedli Ejupi et al. (2015) a která se zabývala hodnocením *Five time sit to stand testu* s využitím Microsoft Kinect v laboratorních a domácích podmínkách. Microsoft Kinect posloužil v této studii ke snímání pohybů a při provádění testu se proband viděl ve virtuálním prostředí jako avatar, který synchronně reflektoval jeho pohyby. Studie se zúčastnilo 94 osob (66 žen, 28 mužů) starších 65 let žijících v komunitě, kteří pro chůzi nepoužívali žádnou pomůcku, a z nichž u 29 (31 %) došlo v posledních 12 měsících alespoň k jednomu pádu. Probandi, u kterých došlo k pádu, potřebovali k dokončení testu více času než probandi, u kterých k pádu nedošlo. Měření shromážděná v laboratoři také silně korelovala s měřeními provedenými v domácím prostředí pod dohledem i bez dohledu. Tyto výsledky ukazují, že *Five times si to stand test* s využitím Microsoft Kinect je vhodný pro identifikaci osob se zvýšeným rizikem pádu a také je vhodné pro použití v domácím prostředí, a tak může být využit i pro pravidelné domácí hodnocení.

2.1.5 Pády během otáčení

Riziko pádu se zvyšuje s narušením dynamické rovnováhy, což může být signalizováno právě obtížemi při otáčení, které pro nervový systém představuje mnohem obtížnější úkol než chůze přímá (Dite & Temple, 2002; Mancini et al., 2016). Otáčení přirozeně zvyšuje nestabilitu a je posturálně náročnější než přímá chůze, a proto může být příčinou pádů nejen u seniorů (Conradsson, Paquette & Franzén, 2018). Pády, ke kterým dochází během otáčení, jsou obzvláště nebezpečné, protože mají za následek až osmkrát více fraktur krčku femuru než pády, ke kterým dochází během přímé chůze (Cumming & Klineberg, 1994).

Zvýšené riziko pádu při uklouznutí během otáčení dokládá studie, kterou provedli Yamaguchi, Yano, Onodera a Hokkirigawa (2012), té se zúčastnilo 15 zdravých mužů ve věku 21-24 let. Autoři sledovali otáčení o 30°, 45° a 60° na kluzkém povrchu v laboratorních podmínkách pomocí dvou silových plošin a optoelektronického systému Vicon. Výsledky studie dokazují, že míra rizika je závislá na úhlu otáčení. Čím vyšší je úhel otáčení, tím vyšší je riziko pádu, přičemž frekvence pádů při uklouznutí během otáčení o 60° byla až třikrát vyšší než během přímé chůze.

Pokud dojde k uklouznutí při přenášení váhy na stojnou dolní končetinu (DK) během přímé chůze, stojná DK podklouzne dopředu. Pokud je rychlost pohybu těžiště v anteriorním směru dostatečná, aby průmět těžiště do roviny opěrné báze (center of gravity, COG) dosáhl opěrné báze definované přední nohou, pak se lze vyhnout pádu. Naproti tomu, když dojde

k uklouznutí při otáčení, stojná DK sklouzne laterálně – v opačném směru vzhledem k pohybu celého těla. Navíc je opěrná báze v mediolaterálním směru užší než v anteroposteriorním směru, a i proto je obtížnější, aby COG opět dosáhl opěrné báze. Otáčení proto zvyšuje riziko pádu ve srovnání s přímou chůzí (Yamaguchi et al., 2012).

2.2 OTÁČENÍ

Otáčení je schopnost měnit směr lokomoce, je to motorická dovednost, která je nezbytná k vykonávání každodenních činností (Dite & Temple, 2002; El-Gohary et al., 2014). Existují různé druhy otáčení: otáčení ve stoje, oblouky kruhové dráhy a otáčení při chůzi (Hase & Stein, 1999) – tím se budu zabývat v následujících kapitolách. Jednou z možností, jak změnit směr chůze je zastavit, otočit se a pokračovat v chůzi požadovaným směrem. Tento způsob otáčení se ovšem v běžném životě téměř nevyskytuje a ke změně směru dochází plynule, aniž by došlo k narušení plynulosti chůze (Patla, Adkin & Ballard, 1999).

Glaister, Bernatz, Klute a Orendurff (2007) popisují otáčení jako všudypřítomné, protože téměř každý úkol prováděný během dne vyžaduje určité množství otáčení. Jako příklad uvádí vaření, kdy se člověk musí v kuchyni otočit ke dřezu, aby si umyl ruce, otočit se, aby došel k lednici pro potřebné ingredience, otočit se, aby vzal ve skříňce potřebné nádoby, otočit se k pracovní desce, aby mohl ingredience nakrájet, otočit se ke sporáku, aby mohl jídlo uvařit, a nakonec se otočit, aby mohl jídlo odnést z kuchyně k jídelnímu stolu.

Své tvrzení zakládají na výsledcích studie, ve které sledovali četnost výskytu otáčení při chůzi během každodenních činností. Součástí studie byly čtyři různé situace, kdy probandí přecházeli z jedné kanceláře do druhé (simulace kancelář), z kanceláře do auta (simulace auto), nebo procházeli jídelnou (simulace jídelna) a samoobsluhou (simulace samoobsluha). V každé simulaci procházeli probandí určenou trasu, včetně zastávek a úkolů odpovídajícím příslušným situacím. Pomocí analýzy videozáznamu byly kroky rozděleny na kroky při otáčení a kroky přímé chůze. Pro každou simulaci pak bylo vypočítáno, kolik kroků z celkového počtu odpovídalo krokům při otáčení. Nejvyšší podíl kroků při otáčení byl sledován v simulaci jídelna (50 %), dále kancelář (45 %), samoobsluha (35 %) a nejnižší podíl byl v simulaci auto (8 %). Z této studie vyplývá, že i když přímá chůze tvoří většinu kroků během pozorovaných simulací, kroky otáčení stále tvoří významnou část kroků během dne (35-45 %), v závislosti na tom, jaké činnosti jsou během dne prováděny (Glaister et al., 2007).

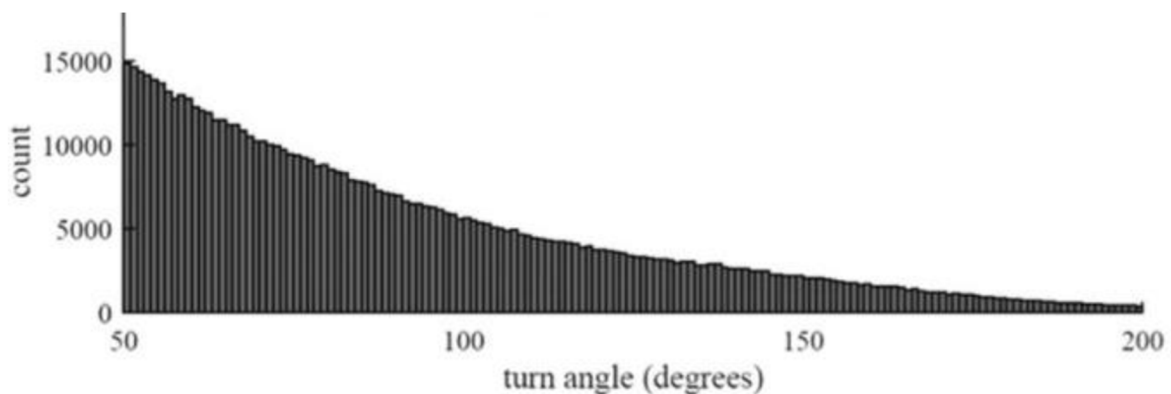
Otáčení je při zachování rovnováhy a plynulosti pohybu složité. Pro nervový systém představuje mnohem obtížnější úkol než chůze přímá (Hase & Stein, 1999) a klade také vyšší nároky na vizuospeciální funkce, které se podílejí na správném přesměrování segmentů těla tak, aby mohlo dojít ke změně směru (Mancini et al., 2016). Při otáčení dochází nejprve k přeorientování hlavy a očí. Pravděpodobně proto, aby byl centrálnímu nervovému systému poskytnut referenční rámec pro řízení změny směru těla. Proto při otáčení dochází nejprve k pohybu hlavy, následně ramen, pánve a dolních končetin (Dixon, Jacobs, Dennerlein & Schiffman, 2018; Patla et al., 1999). Pořadí a načasování přeorientování segmentů těla při otáčení je respektováno jak u mladých, tak i starších dospělých a není ovlivněno ani změnou rychlosti chůze (Akram, Frank & Fraser, 2010; Fuller, Adkin & Vallis, 2007).

Dixon et al. (2018) provedli studii, ve které sledovali vliv nerovností povrchu, věku, plánovaných a neplánovaných otáčení na jeho parametry. Zdraví mladí dospělí i senioři udržovali kraniokaudální segmentovou orientaci těla při plánovaném i neplánovaném otáčení na rovném i nerovném povrchu. U neplánovaných otáčení se čas nástupu přeorientování hlavy prodloužil u mladých dospělých jedinců. Při otáčení na nerovném povrchu účastníci sklopili hlavu, nejspíš kvůli zlepšení přesnosti umístění nohou. Senioři oproti mladým jedincům sklonili hlavu strměji, patrně proto, aby zlepšili vizuální zpětnou vazbu a snadněji tak udrželi stabilitu v náročném prostředí.

Pro lepší pochopení mechanismu otáčení při chůzi jej lze zjednodušit. Nejprve dochází ke zpomalení chůze. Noha, která je vpředu, iniciuje synergii extenzorů, aby zbrzdila pohyb vpřed. Zadní noha naopak vykazuje synergii flexorů, aby snížila účinek odrazové síly musculus (m.) soleus. Zatímco probíhá brždění dopředného pohybu, dochází zároveň k výběru strategie otáčení. Přední noha přebírá roli osy otáčení a brždění během několika desetin sekundy přechází ve vlastní otáčení. Celý proces otáčení působí plynule a nemělo by během něho dojít k výraznému snížení rychlosti, protože ve fázi brždění nedochází k úplnému zastavení a část energie z dopředného pohybu je využita pro usnadnění otočení (Hase & Stein, 1999).

Otáčení můžeme rozdělit podle úhlového rozsahu na otáčení v malém (50-100°), středním (100-150°) a velkém rozsahu (150-200°). Provedení větších rozsahů otáčení vyžaduje značné množství nervových zdrojů a propojení a prostorové koordinace. Naopak malé rozsahy otáčení jsou považovány za méně náročné, a to jak fyzicky, tak i kognitivně. Vzhledem k tomu, že malé rozsahy otáčení u seniorů tvoří většinu otáčení prováděných během dne (67,6 %; Obrázek 1), a protože jakýkoliv častý úkol podléhá automatizaci, je logické vyvodit, že k provedení otočení v menším rozsahu je využíváno méně vědomé pozornosti

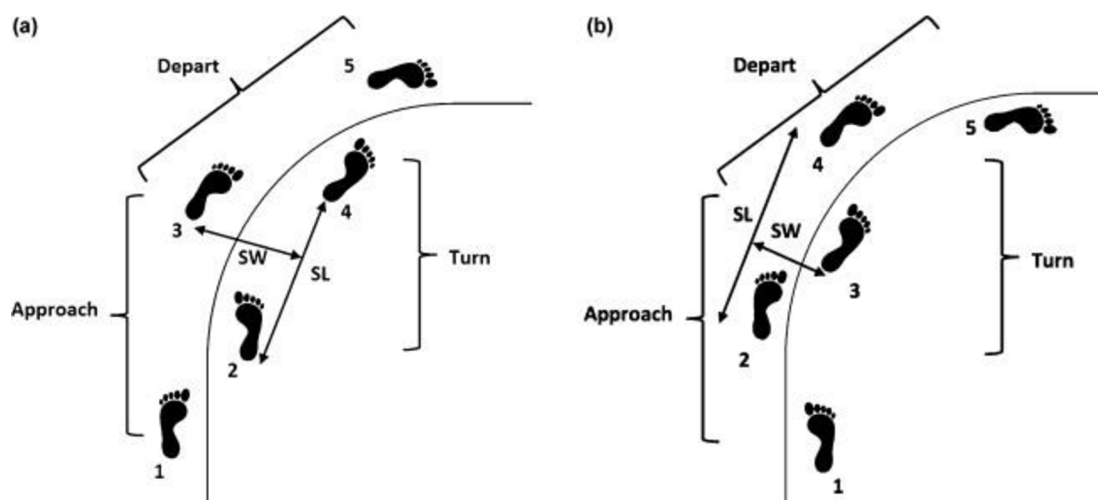
než k provedení otočení ve větším rozsahu (Leach, Mellone, Palumbo, Bandinelli & Chiari, 2018).



Obrázek 1. Výskyt úhlových rozsahů otáčení u seniorů při každodenních činnostech (Leach et al., 2018)

Justine, Manaf, Sulaiman, Razi a Alias (2014) provedli studii, ve které porovnávali energetický výdej, parametry chůze a úroveň únavy při otáčení o 90° a 180° během chůze u 29 zdravých osob (2 žen, 17 mužů) starších 60 let žijících v komunitě. Tato studie odhalila vyšší energetický výdej během otáčení o 180° než během otáčení o 90°. Tento rozdíl mohl být způsoben různými strategiemi, které probandi používali k zajištění rovnováhy. Neočekávaně probandi potřebovali více kroků k otočení o 90°. Naopak nebyly zjištěny žádné významné rozdíly v úrovni únavy.

Průběh otáčení při chůzi může být rozdělen do tří fází: přiblížení (*approach*), otočení (*turn*) a odchod (*depart*) (Obrázek 2) (Dixon, Stebbins, Theologis & Zavatsky, 2013; Strike & Taylor, 2009).



Obrázek 2. Schématické znázornění tří fází otáčení A) kroková strategie; B) rotační strategie; SL = délka kroku otáčení, SW = šířka kroku otáčení (Dixon et al., 2013)

2.2.1 Strategie otáčení

Rozlišují se dvě základní strategie otáčení – kroková („step turn“) a rotační („spin turn“). Rotační strategii je možné ještě rozdělit na dvě podkategorie – „*ipsilateral pivot*“ a „*ipsilateral crossover*“. Mezi těmito strategiemi jsou významné rozdíly, které mohou mít dopad na kvalitu otáčení a riziko pádu nejen u seniorů (Hase & Stein, 1999; Taylor, Dabnichki & Strike, 2005).

2.2.1.1 Rotační strategie otáčení (spin turn)

Rotační strategie otáčení zahrnuje změnu směru ke stejné dolní končetině. Pokud je stejná DK levá, pak dochází k otočení doleva a pravá DK obkružuje levou. Tato strategie umožňuje tělu točit se na přední noze, na které zároveň působí brzdící síly, zatímco je trup udržován za axiální nohou, aby vyrovnal odstředivou sílu způsobenou otáčením těla a zároveň, aby mohl být proveden krok orientovaný novým směrem. Tato strategie vyžaduje oproti krokové větší rozsah pohybu v transverzální rovině a větší svalovou sílu m. soleus (Hase & Stein, 1999; Taylor et al., 2005).

Aktivita m. biceps femoris švihové DK iniciuje extenzi a zevní rotaci homolaterálního kyčelního kloubu. Společně s adduktory kyčelního kloubu táhnou švihovou dolní končetinu mediálně ke střední čáře, zatímco noha směřuje laterálně. Toto specifické nastavení nohy je důležité, protože snižuje velikost posunutí těžiště (center of mass, COM) v sagitální rovině, které je nutné ke změně směru. Rotační síly jsou produkovány flexorovou skupinou švihové

dolní končetiny, a to zejména při odrazu. Během vlastní změny směru dochází k aktivitě m. gluteus maximus stojné DK, která elevuje kontralaterální stranu pánve (Hase & Stein, 1999).

Během strategie „*ipsilateral pivot*“ dochází nejprve k nakročení stojné DK tak, že špička směřuje více vně než během přímé chůze. Kontralaterální DK během švihů obkružuje stojnou DK a při dokročení je orientovaná novým směrem. Současně dochází k otočení stojné DK na špičce. Na závěr dochází ke švihů stojné DK, která je již také orientovaná v novém směru (Obrázek 3B) (Taylor et al., 2005).

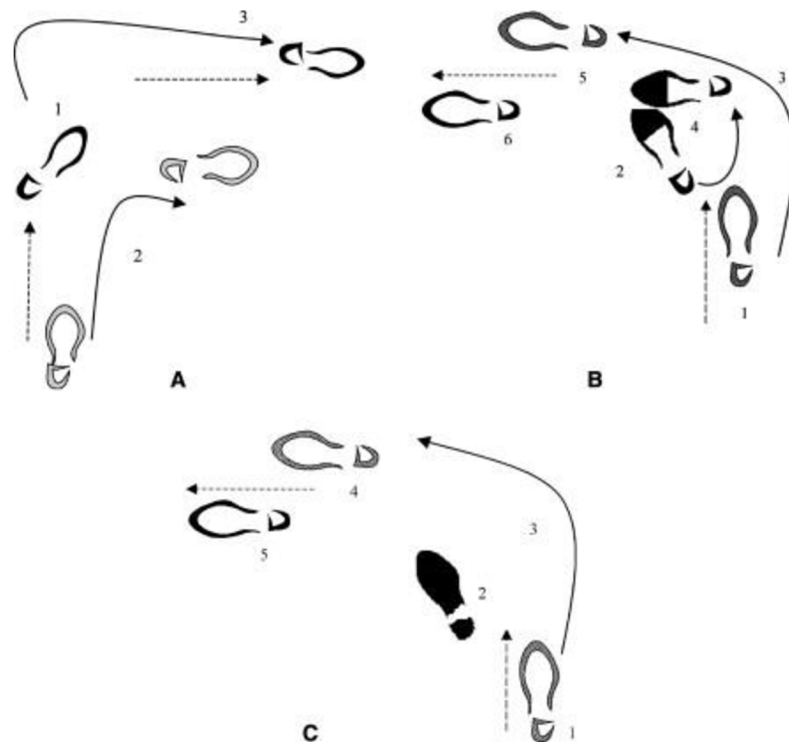
Při strategii „*ipsilateral crossover*“ je stojná DK také nakročena špičkou vně více než během přímé chůze a kontralaterální DK obkružuje stojnou tak, že při dokročení je již orientována novým směrem. Ovšem nedochází k současnému přeorientování stojné DK, která nejprve přechází do švihů a teprve až v této fázi je přeorientována novým směrem. (Obrázek 3C). Na rozdíl od *ipsilateral pivot*, kdy se stojná DK otáčí během švihové fáze kontralaterální DK, je v tomto případě stojná DK tzv. zakořeněná a ke změně směru dochází až během švihové fáze (Taylor et al., 2005).

2.2.1.2 Kroková strategie otáčení (step turn)

Kroková strategie otáčení zahrnuje změnu směru od stojné DK. Pokud je stojná levá DK, pak dochází k otočení doprava. Stojná DK je nejprve umístěna před kontralaterální DK tak, že její špička směřuje dovnitř. Následně je kontralaterální DK během švihové fáze přeorientována k novému směru. Stojná DK zůstává ve stejné pozici až do odrazu, a k novému směru je orientována až během švihové fáze (Obrázek 3A) (Taylor et al., 2005). Pro plynulou změnu směru je důležité, aby byl krokový rytmus během celého procesu otáčení konstantní (Hase & Stein, 1999).

Aktivita m. soleus, m. biceps femoris a erectores spinae vytváří brzdící síly, které udržují trup za stojnou dolní končetinou. Posun COM ve směru otáčení je zajištěn elevací pánve na kontralaterální straně aktivitou m. gluteus maximus a současnou inverzí kotníku aktivitou m. tibialis anterior. Na kontralaterální DK dochází naopak k flexi kolenního kloubu s dorzální flexí v hlezenním kloubu a kyčelní kloub se tak může snadno zevně rotovat a měnit směr pohybu. Na přední dolní končetině nastává extenze kolenního kloubu s dorzální flexí hlezenního kloubu spolu s abdukci homolaterálního kyčelního kloubu, což umožňuje následující krok orientovat k novému směru (Hase & Stein, 1999).

Kroková strategie je stabilnější, méně náročná a jednodušší než rotační strategie, protože během otáčení působí menší momenty sil a zároveň je i méně náročná na koordinaci (Hase & Stein, 1999; Taylor et al., 2005).



Obrázek 3. Strategie otáčení A) Kroková strategie; B) *ipsilateral pivot*; C) *ipsilateral crossover* (Taylor et al., 2005)

Existuje preference různých strategií otáčení, které se mohou lišit v závislosti na věku nebo vnějších podmínkách. Dixon et al. (2013) sledovali preferenci strategie otáčení o 90° u dětí, z celkového počtu 33 sledovaných dětí jich 17 využívalo obě strategie otáčení, 15 pouze rotační strategii a pouze 1 dítě výhradně krokovou strategii. Akram, Frank a Chenouri (2010), Dixon et al. (2019) a další sledovali preferenci otáčení u seniorů, jejich výsledky se různou měrou liší a blíže jsou popsány v kapitole 2.3 Otáčení u seniorů.

2.2.2 Kinematika kloubů stejné dolní končetiny

Kinematikou stejné dolní končetiny při otáčení a rozdíly od přímé chůze se zabývali Taylor et al. (2005) a Dixon et al. (2013). I když se v obou studiích autoři zabývají otáčením

o 90°, porovnání těchto studií je obtížné, protože Taylor et al. (2005) popisují rozdílnou kinematiku u krokové strategie otáčení, strategie *ipsilateral crossover* a *ipsilateral pivot*, zatímco Dixon et al. (2013) rozlišují pouze krokovou a rotační strategii.

Přímá chůze

Stojná fáze chůze začíná počátečním kontaktem nohy (Perry & Burnfield, 2010), obvykle paty s podložkou (Véle, 2006). Následuje fáze postupného zatěžování, kdy se celá ploska dostává do kontaktu s podložkou (Perry & Burnfield, 2010) a nožní klenba dynamicky uchopuje plochu opěrné báze tak, aby vznikl pevný a spolehlivý kontakt (Véle, 2006). Následuje období střední opory, kdy dochází k přenesení tělesné hmotnosti nad přední část chodidla. Ve fázi terminálního stoje dochází ke zvednutí paty a tělesná hmotnost se dostává před přední část chodidla (Perry & Burnfield, 2010). Následuje fáze předšvihů, kdy dochází k odrazu a DK se připravuje ke švihů. Stojná fáze je ukončena odrazem palce, kdy se stojná DK stává švihovou (Perry & Burnfield, 2010; Véle 2006).

V hlezenním kloubu dochází během stojné fáze k plantární flexi následované dorzální flexí, která při odrazu přechází opět do plantární flexe (Véle, 2006). Plantární flexe je iniciována kontaktem paty s podložkou a dále se zvětšuje přibližně do poloviny fáze postupného zatěžování, kdy se rozsah plantární flexe začíná snižovat a zvětšuje se dorzální flexe. Na konci fáze postupného zatěžování je hlezenní kloub v neutrálním postavení. Tyto pohyby ovšem nejsou vlivem odvíjení plosky tolik patrné. V průběhu středního a konečného stoje se dorzální flexe dále zvětšuje a ke konci terminálního stoje dosahuje největšího rozsahu během celého krokového cyklu. V předšvihové fázi dochází opět k plantární flexi (Perry & Burnfield, 2010).

Na noze dochází ke střídání pronace a supinace, aby bylo zajištěno dostatečné přilnutí k opěrné ploše a následně vytvoření spolehlivé opory pro působení reakční síly (Véle, 2006). Zatížení paty iniciuje everzi subtalárního kloubu, její významnou funkcí je zabránit nadměrnému namáhání kotníku při zatížení stojné DK. Jak se tělo během terminální fáze dostává před přední část chodidla, subtalární kloub přechází do inverze. Everze a inverze v subtalárním kloubu také významně ovlivňuje velikost rozsahu pohybu v Chopartově kloubu. Při everzi v subtalárním kloubu je v Chopartově kloubu možný maximální rozsah pohybu, což umožňuje přizpůsobení plosky terénu. Naopak při inverzi v subtalárním kloubu je rozsah pohybu v Chopartově kloubu omezen, což zajišťuje větší stabilitu a noha tak vytváří spolehlivou oporu pro odraz (Perry & Burnfield, 2010).

Kolenní kloub je ve fázi počátečního kontaktu v extenzi, během postupného zatěžování až po dotyk celé planty dochází k jeho flexi, což přispívá k absorpci nárazu (Perry & Burnfield, 2010; Véle, 2006). Během středního stoje dochází opět k extenzi, která pokračuje až do fáze terminálního stoje. Po kontaktu kontralaterální DK s podložkou, který zahajuje fázi dvojí opory, dochází ve fázi předšvihů k rychlému flektování kolenního kloubu (Perry & Burnfield, 2010). Tato konečná flexe je důležitá pro snížení vertikálního pohybu těžiště a ekonomizaci pohybu (Véle, 2006).

V kyčelním kloubu během stojné fáze krokového cyklu dochází k extenzi. Při počátečním kontaktu paty je kyčelní kloub ve flexi. Během postupného zatěžování dochází k mírné extenzi, která následně výrazně progreduje na začátku středního stoje. Ve fázi terminálního stoje se dále mírně zvětšuje (Perry & Burnfield, 2010). Zevní rotace se snižuje a přechází do vnitřní rotace, která je prevencí addukce stehna a poklesu kontralaterální strany pánve (Véle, 2006).

Otáčení pomocí krokové strategie

Při krokovém otáčení je v hlezenním kloubu oproti přímé chůzi větší rozsah plantární flexe. Taylor et al. (2005) popisují pronaci nohy, naopak Dixon et al. (2013) popisují inverzi zadonoží vůči tibií a supinaci předonoží vůči zadonoží. V kolenním kloubu působí při krokovém otáčení ve fázi postupného zatěžování větší moment extenzorů. Během krokové strategie je kolenní kloub zevně rotován, pouze během středního a konečného stoje má tendenci vnitřně rotovat. Ve fázi středního stoje je kolenní kloub v addukci (Taylor et al., 2005). Dixon et al. (2013) nepopisují žádné významné změny v kinematice kolenního kloubu ve srovnání s přímou chůzí. Ani v kinematice kyčelního kloubu se studie neshodují. Taylor et al. (2005) popisuje pouze minimální pohyb v transverzální rovině, naopak Dixon et al. (2013) popisují, že kyčelní kloub je oproti přímé chůzi a rotačnímu otáčení v zevní rotaci a abdukci.

Otáčení pomocí rotační strategie

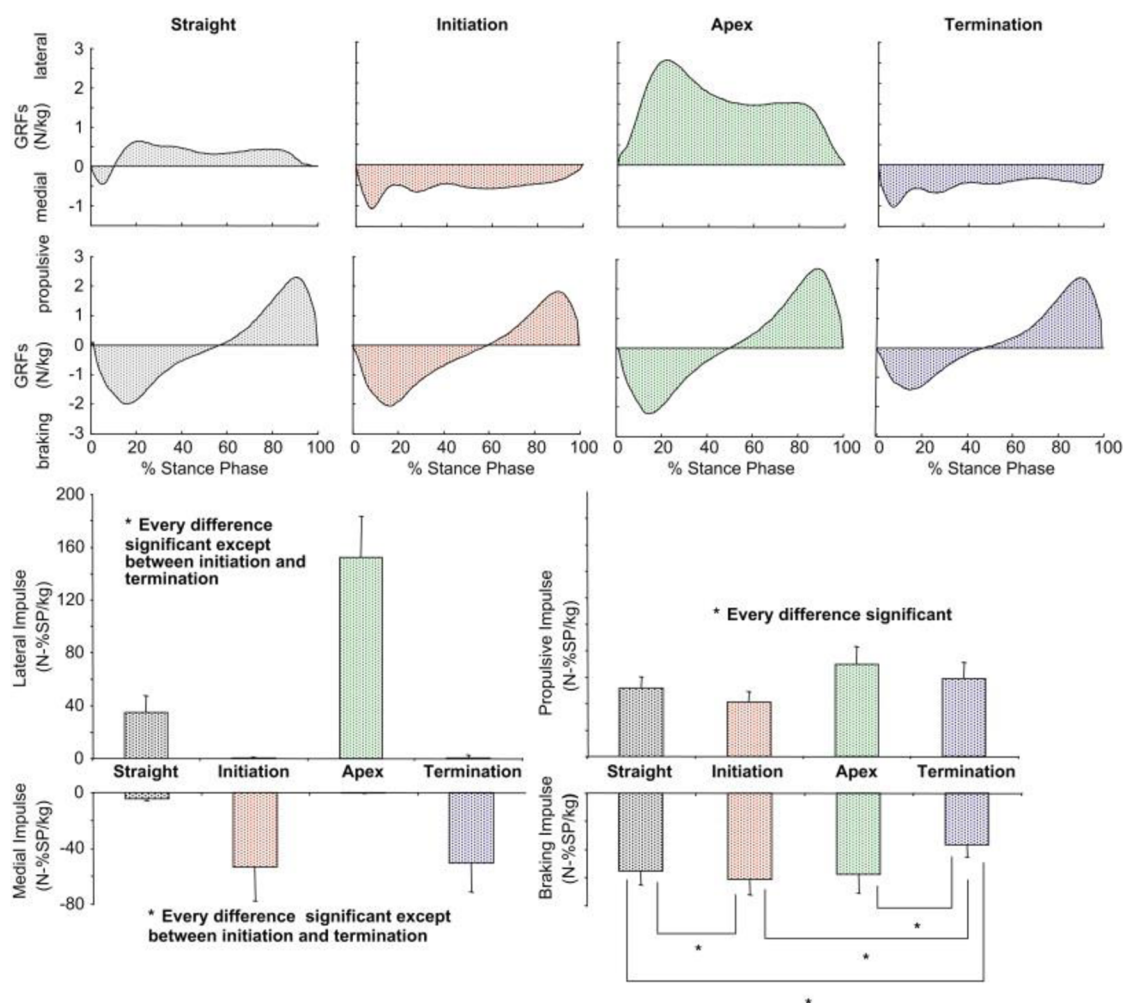
Při otáčení pomocí rotační strategie dochází v hlezenním kloubu k větší plantární flexi ve srovnání s přímou chůzí, přičemž největší plantární flexe se objevuje při strategii *ipsilateral pivot*. Při strategii *ipsilateral crossover* se oproti přímé chůzi zvětšuje i dorzální flexe (Taylor et al., 2005). Dixon et al. (2013) popisují, že noha se při rotační strategii dostává do everze. Taylor et al. (2005) charakterizují rozdílné postavení nohy při *ipsilateral pivot* a *ipsilateral crossover*. Při strategii *ipsilateral pivot* noha zůstává v neutrálním postavení a při *ipsilateral*

crossover se dostává do supinace. Kolenní kloub je během rotační strategie v abdukci a vnitřní rotaci, pouze při *ipsilateral pivot* je během fáze středního a konečného stoje tažen do zevní rotace. Při strategii *ipsilateral crossover* působí během konečného stoje větší moment extenzorů než při přímé chůzi (Taylor et al., 2005). Dixon et al. (2013), stejně jako u krokové strategie, v porovnání s přímou chůzí nepopisují žádné významné změny v kinematice kolenního kloubu. Kyčelní kloub je při rotačním otáčení, stejně jako během přímé chůze, v addukci a vnitřní rotaci (Dixon et al., 2013). Taylor et al. (2005) popisují během konečného stoje menší extenzi kyčelního kloubu než během přímé chůze a rozlišují opačné rotace u jednotlivých podkategorií rotačního otáčení. Při strategii *ipsilateral crossover* je kyčelní kloub vnitřně rotován a oproti přímé chůzi dosahuje ve fázi konečného stoje menšího rozsahu extenze. Při *ipsilateral pivot* je naopak kyčelní kloub zevně rotován (Taylor et al., 2005).

2.2.3 Reakční síla a impulzy

První studii, která prezentuje reakční sílu a impulzy síly v referenčním rámci těla pro otáčení o 90°, provedli Glaister, Orendurff, Schoen, Bernatz a Klute (2008). Výhodou použití referenčního rámce těla je, že reakční síly a impulzy jsou vyjádřeny v anatomické perspektivě, díky které ukazují, jak působí na tělo a jaké způsobují změny v trajektorii COM a orientaci těla během otáčení. Modulace reakční síly a impulzů během otáčení je nezbytná ke změně trajektorie COM a změně orientace těla.

Během přímé chůze se objevuje krátký impulz v mediálním směru, který je následovaný dlouhotrvajícím impulzem v laterálním směru. Od fáze počátečního kontaktu po střední stoj se vyskytuje decelerační impulz, který se následně mění v akcelerační impulz. Průběh reakční síly a impulzů reakční síly během přímé chůze a otáčení jsou znázorněny na obrázku 4 (Glaister et al., 2008).

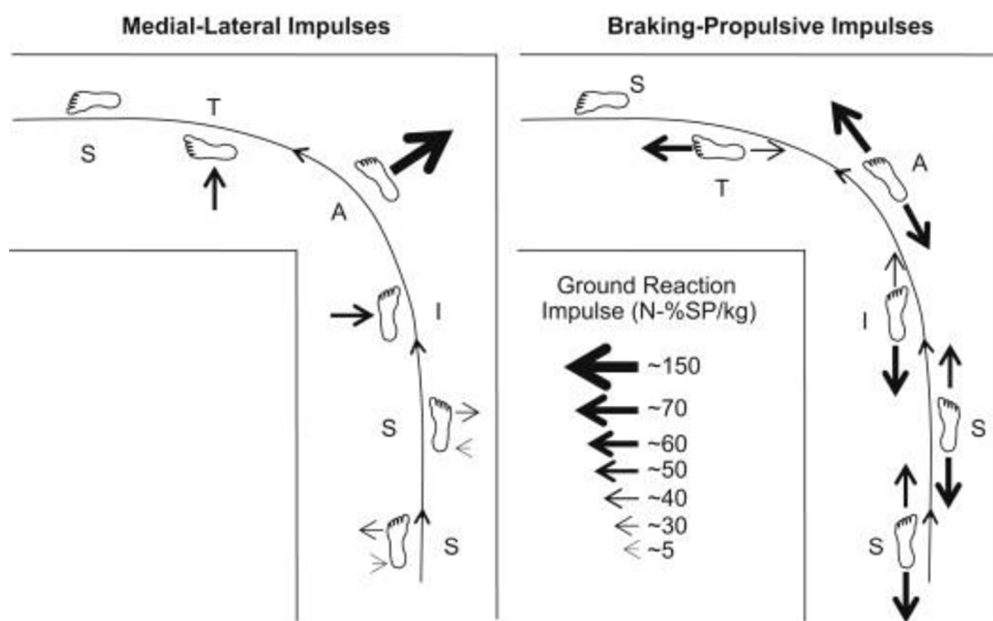


Obrázek 4. Reakční síla podložky a impulzy síly pro přímou chůzi (straight) a otáčení během fáze přiblížení (initiation), otáčení (apex) a odchodu (terminantion) (Glaister et al., 2008)

Během otáčení se reakční síla oproti přímé chůzi liší (Glaister et al., 2008; Orendurff et al., 2006; Strike & Taylor, 2009; Ventura, Klute & Neptune, 2015). Orendurff et al. (2006) popisují, že k nejvýraznější změně dochází v rámci mediolaterálních reakčních impulzů. Na vnější noze dochází až ke dvojnásobnému zvýšení laterálního impulsu, a naopak, na vnitřní noze dochází k poklesu laterálního impulsu ve srovnání s přímou chůzí. Naopak Strike a Taylor (2009), Ventura et al. (2015) popisují během otáčení zvýšení mediálního impulsu, který je spojený s přesunem COM do nového směru. Decelerační impuls je během otáčení zvýšen, aby dostatečně zpomalil dopředný pohyb COM a aby bylo možné jej přeměřovat novým směrem. Větší je během otáčení i akcelerační impuls, který ovšem není dostatečně velký na to, aby došlo k obnově původní rychlosti přímé chůze (Strike & Taylor, 2009).

Glaister et al. (2008) popisují reakční impulzy v různých fázích otáčení. Ve fázi přiblížení chybí laterální impuls a je nahrazen impulzem mediálním, decelerační impuls je

v této fázi větší a akcelerační impulz naopak menší než v průběhu přímé chůze. Během vlastní fáze otáčení chybí naopak mediální impulz, který je nahrazen laterálním impulzem. Decelerační impulz se více podobá přímé chůzi než v předchozí fázi otáčení a akcelerační impulz je významně větší. Ve fázi odchodu, stejně jako ve fázi přiblížení, chybí laterální impulz, který je opět nahrazen mediálním impulzem. Decelerační impulz je v této fázi menší než během přímé chůze a první i druhé fáze otáčení. Naopak akcelerační impulz je větší než během přímé chůze a ve fázi přiblížení, ale zároveň je menší než ve fázi vlastního otáčení (Obrázek 5).



Obrázek 5. Grafické znázornění impulzů reakční síly podložky během přímé chůze (S) a otáčení během fáze přiblížení (I), otáčení (A) a odchodu (T). Šipky jsou váženy podle velikosti impulzu. (Glaister et al., 2008)

Důvodem proč se studie v popisu mediolaterálního směru reakční síly a impulzů neshodují může být to, že se tyto síly liší v různých fázích otáčení a také to, že studie nerozlišují mezi různými strategiemi otáčení. Zda během otáčení dochází ke zvýšení laterálního či mediálního impulzu tak může být ovlivněno tím, zda dochází k otočení od stejné DK, jak je tomu v případě krokového otáčení, anebo ke stejné DK v případě rotační strategie. Zároveň může být ovlivněno i tím, kterou fází otáčení v konkrétní studii sledují.

Svaly podílející se na změně reakčních sil během otáčení

Ke změnám mediolaterální složky reakční síly dochází prostřednictvím modulace mezisegmentální kloubní práce, která u zdravých dospělých zahrnuje změny v sagitální rovině hlezenního kloubu vnější DK a ve frontální rovině kyčelního kloubu vnitřní DK. Svaly, které jsou zodpovědné za tyto změny reakčních sil sledovali Ventura et al. (2015).

Hlavní přispěvatel k mediálnímu impulzu je m. gluteus maximus stojné DK, méně se na něm podílí m. tibialis posterior stojné DK a adduktory švihové DK. Během otáčení je příspěvek m. gluteus maximus významně snížen pro vnitřní DK než pro vnější DK při otáčení nebo během přímé chůze. Na laterálním impulzu se podílí zejména m. iliopsoas, muscoli (mm.) gastrocnemii, m. soleus a adduktory stojné DK, a menším dílem také m. gluteus medius švihové DK. Při otáčení je příspěvek mm. gastrocnemii a m. soleus stojné DK významně nižší pro vnější DK než pro vnitřní DK a během přímé chůze, ale zároveň je i příspěvek pro vnitřní DK větší než během přímé chůze. Příspěvek adduktorů je významně nižší pro vnitřní DK ve srovnání s vnější DK a přímou chůzí. Také příspěvek m. gluteus se liší od přímé chůze, kdy na vnější DK je významně větší než při přímé chůzi, což podle autorů zároveň přispívá k impulzu mediálního zrychlení pro vnitřní DK. Zrychlení směrem dopředu je vyvoláno zejména aktivitou hamstringů, m. iliopsoas, m. tibialis anterior stojné DK a působením tíhové síly. Přičemž příspěvek hamstringů je větší pro vnitřní DK než pro vnější. Na posteriorním impulzu se podílí především m. soleus, m. quadriceps femoris stojné DK a menším dílem také m. gluteus medius švihové DK. Příspěvek m. vastus medialis, lateralis a intermedius je menší pro vnější DK než pro vnitřní DK při otáčení a při přímé chůzi (Ventura et al., 2015).

2.2.4 Pohyb těžiště

Během přímé chůze je na základě modelu obráceného kyvadla pohyb COM pasivně řízen hybností a setrvačností. Během otáčení však musí být dopředný pohyb COM rychle zpomalen a přesměrován nad relativně stabilní základnu opory, což pravděpodobně vyžaduje větší aktivní kontrolu z centrálního nervového systému (Dixon et al. 2013; Taylor et al., 2005).

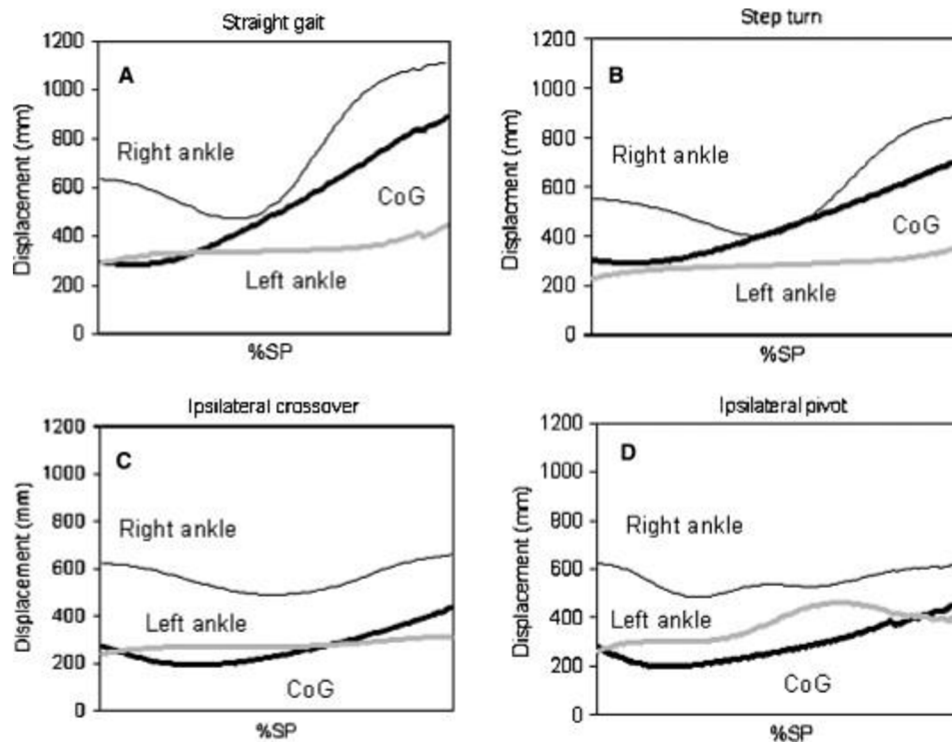
Při otáčení je nutné zajistit posun COM na stranu otáčení, což může být řízeno dvěma mechanismy. Primárně je posun COM iniciován umístěním chodidla. Tento způsob je možné využít, pokud je otáčení zahájeno před švihovou fází stojné DK a může být změněno umístění chodidla. Umístěním chodidla více mediálně se snižuje velikost zrychlení COM směrem laterálně, což usnadňuje posun COM mediálně, ke kterému musí dojít při otáčení. Poloha COM

může být následně ještě upravena změnou kontaktu kontralaterální nohy. Druhou možností pro ovlivnění posunu COM na stranu otáčení je pohyb trupu ve frontální rovině. K vychýlení trupu může být využita buď tzv. kotníková anebo kyčelní strategie, přičemž vzhledem k velikosti setrvačnosti těla je výhodnější strategie kyčelní (Patla et al., 1999).

Během otáčení často dochází k posunu COG mimo opěrnou bázi, což vede k nestabilitě a pokud nedojde k adekvátní reakci (např. rozšířením opěrné báze změnou šířky kroku), tak může dojít k pádu. Pro zachování mediolaterální stability je nutné plynule na tyto změny reagovat, přičemž velikost vychýlení COG se zvyšuje se zvyšující se rychlostí chůze (Conradsson et al., 2018).

Během otáčení při krokové strategii, stejně jako během přímé chůze, se COG nedostává mimo opěrnou bázi. Naopak během rotačního otáčení dochází k vychýlení COG mimo opěrnou bázi směrem ke stojné DK, což sice usnadňuje otočení, ale zároveň snižuje stabilitu. COG se vychyluje nejdál od opěrné báze a zároveň po nejdelsí dobu otáčení při strategii *ipsilateral pivot*, kdy dochází k vychýlení COG po dobu až 84 % stojné fáze. Během otáčení pomocí *ipsilateral crossover* dochází k vychýlení maximálně po dobu 55 % stojné fáze (Obrázek 6) (Taylor et al., 2005).

Dalším významným rozdílem v pohybu COG při krokové a rotační strategii je úhel, o který se musí změnit poloha COG, i když v obou případech proběhne otočení těla o 90°. Tento rozdíl je dán směrem, kterým otáčení těla probíhá vzhledem ke stojné DK. Zatímco při otáčení směrem ke stojné DK (rotační strategie: *ipsilateral pivot* i *ipsilateral crossover*) se COG musí otočit o 270°, naopak při otáčení směrem od stojné DK (kroková strategie) stačí změna polohy COG pouze o 90° (Taylor et al., 2005).

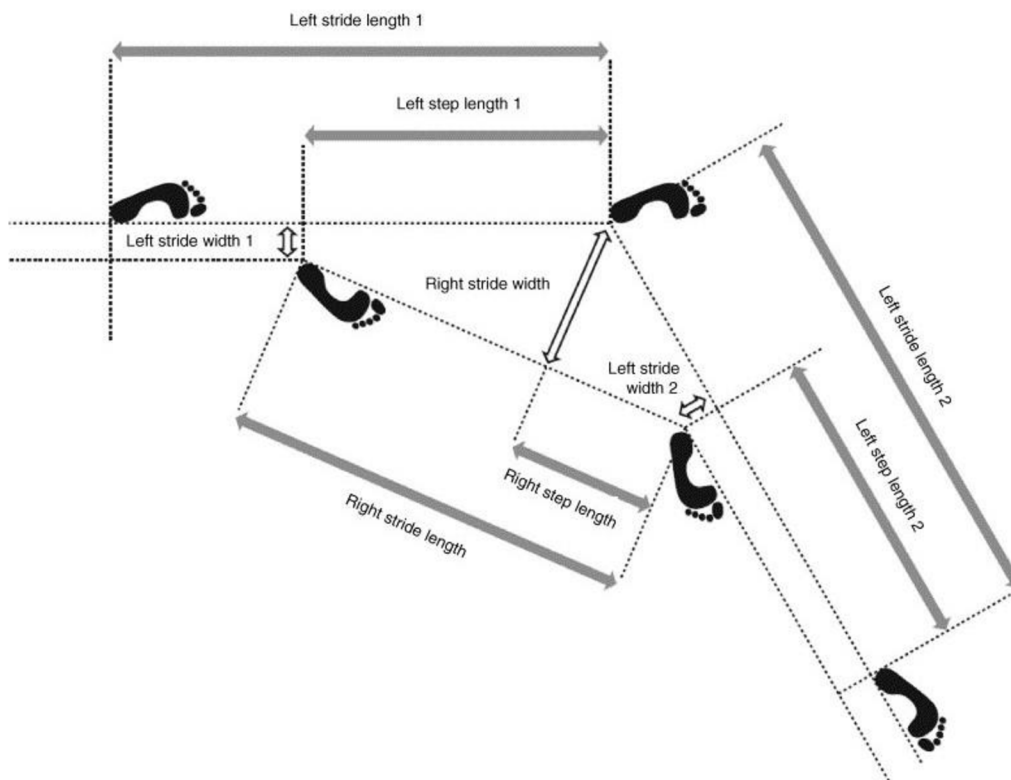


Obrázek 6. Pohyb COG během přímé chůze a během otáčení, %SP je procentuální vyjádření doby stejné fáze DK (Taylor et al., 2005)

Dixon et al. (2018) ve své studii sledovali vliv nerovností povrchu, věku, plánovaných a neplánovaných otáčení na parametry chůze. Na nerovném povrchu a při neočekávaném otáčení došlo ke zvýšení maximálního zrychlení COM a snížení plynulosti pohybu COM v porovnání s otáčením na rovném povrchu a při předem plánovaném otáčení. Pravidelnost kroků se ve větší míře snížila u seniorů při neplánovaném otáčení ve srovnání s předem plánovaným otáčením, což dokazuje, že tento úkol je pro seniory náročnější.

2.2.5 Časoprostorové parametry

Definice prostorových a časových parametrů chůze vycházejí z předpokladu, že chůze probíhá po přímce, je lineární. Otáčení je ovšem pohyb nelineární. Zatímco definice většiny časových parametrů jsou použitelné pro lineární i nelineární chůzi, definice prostorových parametrů musí být upraveny, jak je znázorněno na obrázku (Obrázek 7) (Huxham, Gong, Baker, Morris & Iansek, 2006).



Obrázek 7. Definice délky a šířky kroku během nelineární chůze (Huxham et al., 2006)

Ve srovnání s přímou chůzí se během otáčení rychlost chůze snižuje, a to ve všech třech fázích otáčení. Přičemž fáze otáčení a odchodu jsou u obou strategií otáčení pomalejší než fáze přiblížení. Při porovnání jednotlivých fází i mezi různými strategiemi otáčení je nejpomalejší fáze odchodu při krokové strategii. Délka kroku se během otáčení zkracuje, přičemž u krokové strategie je délka kroku kratší než při rotační strategii (Dixon et al., 2013; Strike & Taylor, 2009).

Taylor et al. (2005) sledovali šířku kroku během otáčení o 90° a zjistili, že šířka kroku se během rotačního otáčení zmenšuje, což zužuje opěrnou bázi, a pokud je narušena koordinace může přispět ke zvýšení rizika zakopnutí a pádu. Na druhou stranu ale může být také výhodná, protože snižuje moment setrvačnosti. Nejmenší šířka kroku se objevuje během strategie *ipsilateral crossover*. Naopak během krokového otáčení se šířka kroku nemění nebo může být dokonce větší než při přímé chůzi a může být až třikrát větší než při strategii *ipsilateral crossover*. Strike a Taylor (2009) se zabývali šířkou kroku v různých fázích otáčení o 90° a zjistili, že šířka kroku se ve fázi přiblížení a odchodu neliší od přímé chůze, pouze ve fázi otáčení je šířka kroku větší. Ve své studii ovšem nehodnotili rozdíly mezi jednotlivými strategiemi otáčení. Naopak Dixon et al. (2013) uvádí, že šířka kroku se během otáčení o 90° zvětšuje ve všech fázích rotační strategie a ve fázi otáčení krokové strategie. Naopak ve fázi

přiblížení a odchodu u krokové strategie se šířka kroku zmenšuje. Rozpory mezi výsledky různých studií mohou být dány různými přístupy a tím, zda rozlišují mezi jednotlivými fázemi otáčení a strategiemi. Na druhou stranu tento nesoulad může také poukazovat na významnou míru individuality při změně šířky kroku během otáčení.

2.3 PŘÍSTROJOVÉ MOŽNOSTI HODNOCENÍ OTÁČENÍ

Přístrojové metody hodnocení umožňují objektivně zachytit tělesné děje související s pohybem a vyjádřit je číselnou formou (Zedka, 2012). K hodnocení otáčení se nejčastěji používají inerciální senzory a optoelektronické systémy (Pham et al., 2017), které se využívají ke kinematické analýze pohybu. Kinematická analýza popisuje polohu těla v prostoru a čase, jejím cílem je získat co nejpřesnější a co nejkompaktnější obraz o prováděném pohybu (Zedka, 2012). Kinetická analýza (někdy označovaná také jako dynamická) otáčení se zaměřuje na měření reakční síly podložky. K tomu jsou využívány silové plošiny (Glaister et al., 2008; Orendurff et al., 2006; Strike & Taylor, 2009; Ventura et al., 2015).

Optoelektronické systémy

Optoelektronické systémy patří mezi videografické metody, které se využívají k hodnocení složitějších multisegmentálních pohybů, kdy je možné na základě videozáznamu (ideálně z více než dvou kamer) určit prostorové souřadnice bodů umístěných na těle, tzv. značek (Kolářová, 2014). Z údajů o poloze těchto značek v čase lze velmi přesně zrekonstruovat provedený pohyb celého těla nebo jednotlivých segmentů (Zedka, 2012). Základním výstupem je průběh úhlů v kloubech v jednotlivých rovinách: sagitální, frontální a transverzální rovině (Bizovská et al., 2017). Ovšem jejich velkou nevýhodou je to, že jsou nákladné a obvykle se využívají v laboratorních podmínkách (Pham et al., 2017).

Optoelektronické systémy využívají dva typy značek – aktivní a pasivní. Aktivní značky jsou schopny emitovat záření ve viditelné oblasti, obvykle obsahují světelný zdroj LED (light-emitting diode) (Bizovská et al., 2017), přičemž každá značka má svou definovanou emisní frekvenci, a tak je nezaměnitelná s ostatními značkami (Zedka, 2012). Pasivní značky nejsou schopny sami emitovat záření, ale díky speciálnímu povrchu jsou schopny odrážet záření emitované z jiných zdrojů (Bizovská et al., 2017). Tyto značky mají obvykle kulovitý tvar s průměrem několika milimetrů až centimetrů (Bizovská et al., 2017; Zedka, 2012). Záření je v tomto případě obvykle emitováno ze speciálních kamer, které jsou zároveň schopny odražené

záření zachytit. Vedle pasivních a aktivních systémů existují i optoelektronické systémy bezznačkové, které využívají specifické výpočetní algoritmy (tzv. computer vision), které dovedou zpracovávat optický vstup, identifikovat určené části těla a průběžně je sledovat. Hlavní výhodou tohoto systému je snížení ovlivnění přirozeného pohybu probanda a zároveň odpadá problém se zakrytím značek v různých polohách (Zedka, 2012).

Optoelektronické systémy jsou považovány za zlatý standard kinematické analýzy otáčení v laboratorních podmínkách (Khobkhun, Hollands, Richards & Ajjimaporn, 2020) a jsou využívány mnoha autory různých studií. Nejčastěji jsou využívány pro sledování preference strategie otáčení u různých věkových skupin (Akram, Frank & Chenouri, 2010; Dixon et al., 2019), dále ke sledování pořadí a načasování přeorientování segmentů těla během otáčení (Akram, Frank & Fraser, 2010; Wright et al., 2012) a v neposlední řadě pro hodnocení doby trvání otočení a počtu kroků (Dite & Tample, 2002).

Inerciální senzory

Inerciální senzory jsou malé a lehké senzory, které zahrnují akcelerometry a gyroskopy hodnotící pohyb minimálně ve dvou na sebe kolmých osách. Je možné je umístit na předem definovaná místa na lidském těle, případně i na externí předmět, kterým je pohybováno (Kolářová, 2014). Jejich hlavní výhodou je velikost – jsou relativně malé, a proto pouze minimálně omezují přirozený pohyb; ve srovnání s optoelektronickými systémy jsou levné a mohou být využity ke kontinuálnímu měření po dobu několika dní i týdnů. Proto jsou vhodné pro měření nejen v laboratorních podmínkách, ale zejména v domácím prostředí při sledování každodenních činností (Bizovská, Janura, Míková & Svoboda, 2017; Pham et al., 2017).

Akcelerometr detekuje zrychlení segmentu v jednom směru (Bizovská et al., 2017; Kolářová, 2014). Gyroskop detekuje úhlovou rychlost segmentu v jedné rovině (Tong & Granat, 1999). V současné době jsou standardní 3D akcelerometry a gyroskopy, které se skládají ze tří senzorů s umístěním os kolmo vůči sobě, a tak je možné získat informace o velikosti zrychlení a úhlové rychlosti ve 3D prostoru (Bizovská et al., 2017). Data získaná z akcelometru mohou být využita k určení začátku a konce pohybu a k hodnocení plynulosti průběhu pohybu (Kolářová, 2014).

Inerciální senzory jsou využívány k hodnocení kvantitativních charakteristik otáčení – doby trvání otáčení, rychlosti a maximální rychlosti otáčení a počtu kroků při otáčení (Mancini et al., 2016; Leach et al., 2018).

Khobkhun, Hollands, Richards a Ajjimaporn (2020) se zabývali využitím inerciálních senzorů jako alternativní možností hodnocení kinematiky otáčení pomocí optoelektronického systému Vicon. Výsledky prokázaly, že mezi těmito dvěma způsoby měření nejsou významné rozdíly, a proto je možné inerciální senzory označit jako vhodnou alternativu. Navíc je možné tyto přístroje využít ke sledování otáčení v domácím prostředí (Khobkhun, Hollands, Richards & Ajjimaporn, 2020; Pham et al., 2017).

Silové plošiny

Silové plošiny pomocí tenzometrických nebo piezoelektrických senzorů snímají reakční sílu, která působí na člověka kontaktem s podložkou. Senzory na základě deformace v důsledku působící síly vyšlou elektrický signál, který je zpracován a dále vyhodnocen (Kolářová, Marková & Stacho, 2014). Reakční síla, kterou tvoří tři základní složky – anteroposteriorní, mediolaterální a vertikální; je výslednicí všech dílčích sil působících na podložku a je tvořena sumací informací ze zabudovaných silových senzorů, které jsou obvykle čtyři a jsou umístěny v rozích plošiny (Bizovská et al., 2017; Kolářová, Marková & Stacho, 2014). Na základě získaných dat lze lokalizovat působiště reakční síly (COP), které reprezentuje vážený průměr všech tlakových sil působících na podložku a představuje počátek vektoru reakční síly (Kolářová et al., 2014; Zedka, 2012). Ze silových plošin lze získat záznam reakční síly podložky v průběhu stojné fáze chůzového cyklu (Bizovská et al., 2017), a proto je možné jejich využití pro analýzu reakční síly a impulzů při otáčení v laboratorních podmínkách (Glaister et al., 2008; Orendurff et al., 2006; Strike & Taylor, 2009; Ventura, Klute & Neptune, 2015).

2.4 OTÁČENÍ U SENIORŮ

Prevalence poruch chůze a rovnováhy výrazně stoupá s věkem, ve věku od 60 do 69 je to 10 %, u osob starších 80 let dokonce více než 60 % (Pirker & Katzenschlager, 2017). Tyto abnormality vyskytující se při chůzi mohou být spojeny se zvýšeným rizikem dalších obtíží, např. snížení mobility nebo pády, které mohou dále vést ke ztrátě funkční nezávislosti a smrti (Aboutorabi, Arazpour, Bahramizadeh, Hutchins & Fadayevatan, 2016).

Mezi příčiny poruch chůze mohou patřit nejen různá neurologická nebo ortopedická onemocnění, ale i fyziologický proces stárnutí (Pirker & Katzenschlager, 2017). S věkem dochází k atrofii motorických kortikálních oblastí. Změny v corpus callosum, snížení objemu šedé a bílé hmoty i degenerace bazálních ganglií a frontálního laloku souvisí s motorickými

obtížemi, jako jsou právě deficity rovnováhy a chůze. Tyto změny v řízení motoriky vedou ke snížení výkonu, což se odráží např. v časoprostorových parametrech. Dalším důsledkem stárnutí jsou kompenzační adaptace, které se projevují zkrácením kroku, pomalejším tempem, rozšířením kroku a prodloužením fáze dvojí opory. Tyto kompenzační strategie zvyšují stabilitu, snižují riziko pádu a energetické náklady chůze (Aboutorabi et al., 2016).

Akram, Frank a Chenouri (2010) zjišťovali preferenci strategie otáčení u zdravých seniorů ve věku 60-75 let (10 mužů, 9 žen), u kterých se během posledních šesti měsíců nevyskytovaly žádné pády. Otáčení o 45° a 90° bylo sledováno během chůze v laboratorních podmínkách přirozenou rychlostí, pomalejším a rychlejším tempem, než byla jejich přirozená rychlost. Za všech podmínek byla prevalence rotačních strategií vyšší než krokového obratu, pouze při otáčení o 90° během rychlé chůze byla preferována kroková strategie (61 %). Obdobně Justine et al. (2014) v již zmiňované studii, které se zúčastnilo 29 probandů (2 ženy, 17 mužů), sledovali rozdíly v preferenci strategie při otáčení o 90° a 180°. Ve shodě s předchozí studií, zdraví dospělý starší 60 let žijící v komunitě v obou případech preferovali rotační strategii před krokovou.

Dixon et al. (2019) sledovali preferenci strategie otáčení a vliv fyziologických charakteristik souvisejících se stárnutím při otáčení o 90° v různých podmínkách u 17 zdravých seniorů (12 žen, 5 mužů). Preference krokového otáčení na rovném povrchu byla 53 %, na nerovném povrchu klesla na 44 %, při plánovaném otáčení byla preference krokového otáčení 56 %, při neplánovaném otáčení 40 %. Při kombinaci těchto dvou podmínek byla preference krokového otáčení 62 % při plánovaném otočení na rovném povrchu, 50 % při plánovaném otáčení na nerovném povrchu, 41 % při neplánovaném otočení na rovném povrchu a 38 % při neplánovaném otočení na nerovném povrchu. Ze studie tedy vyplývá, že preference krokového otáčení se snižuje se zvyšující se náročností podmínek. Vliv fyziologických charakteristik souvisejících se stářím, např. změny rovnováhy, síly a reakční doby, nebyl potvrzen.

Conradsson et al. (2018) sledovali mediolaterální stabilitu u starších dospělých během otáčení pohodlnou rychlostí a při pomalejším tempu chůze. K hodnocení mediolaterální stability byl vypočítán absolutní rozdíl mezi laterálním posunem pánve a laterálním okrajem opěrné báze během přímé chůze a otáčení o 180°. Překvapivým výsledkem je, že senioři během otáčení zvýšili mediolaterální stabilitu ve srovnání s přímou chůzí. Naopak při otáčení pomalejším tempem byla pánev posunuta blíže k hranici opěrné báze nebo i mimo opěrnou bázi, to bylo způsobeno pouze užší šířkou kroku ve srovnání s otáčením pohodlnou rychlostí.

Přes rozdíly v šířce kroku a amplitudě senioři během otáčení regulovali šířku kroku a pohyb pánve tak, aby zajistili větší rezervu stability než při přímé chůzi. To by mohlo odrážet snahu kompenzovat větší náročnost úkolu spočívající v udržení mediolaterální stability při otáčení.

Otáčení seniorů o 180° během Timed Up & Go testu

Pomocí kvantitativního prozkoumání jednotlivých složek testu TUG je možné sledovat specifické kinematické změny spojené se stárnutím. Starší dospělí potřebují k provedení TUG testu více času, přičemž doba trvání lineární chůze nebývá výrazně změněna a hlavní rozdíl je v trvání nelineární chůze, otáčení o 180° a při posazování. Zároveň se objevuje zvýšená opatrnost během přípravy na otáčení o 180° (Mangano et al., 2020).

Thigpen et al. (2000) provedli studii, ve které sledovali rozdíly mezi mladými a staršími dospělými při provedení TUG pomocí ruční analýzy videozáznamů. Tyto záznamy byly pořízeny z jedné statické kamery, která byla umístěna kolmo k vyznačené dráze TUG testu. Probandi byli rozděleni do tří skupin: první skupinu tvořili mladí dospělí (20-30 let, 8 mužů, 13 žen) bez výskytu obtíží při otáčení během chůze, druhou skupinu tvořili senioři starší 65 let (7 mužů, 8 žen) bez výskytu obtíží při otáčení během chůze a třetí skupinu senioři starší 65 let (5 mužů, 10 žen), kteří měli potíže s otáčením během chůze.

Byly vysledovány tři strategie otáčení, které probandi využívali k otočení o 180°, rotační, kroková a smíšená strategie. Rotační strategie byla definováno jako otočení, kdy se tělo otáčí okolo stojné DK o celých 180°, kroková jako změna směru pomocí řady kroků nebo posunů a smíšená strategie jako kombinace otočení a kroků. Mezi skupinami se lišila nejen strategie využitá k otočení, ale také čas potřebný k otočení, počet kroků provedených během otáčení a doba trvání celého testu. Četnost využití každé strategie se mezi skupina významně lišila (Tabulka 1). Mladí dospělí bez obtíží využívali výhradně rotační strategii, naopak senioři s obtížemi při otáčení využívali nejčastěji smíšenou strategii. Skupina seniorů provedla během otočení nejvíce kroků a také potřebovala nejdelší čas nejen k otočení ale i k provedení celého testu. Naopak nejméně kroků a nejkratší čas otáčení i celého testu vykazovala skupina mladých dospělých (Tabulka 2) (Thigpen et al., 2000).

Tabulka 1. Porovnání využití různých strategií otočení mezi skupinami (Thigpen et al., 2000)

Strategie	Mladí dospělí bez obtíží při otáčení (%)	Starší dospělí bez obtíží při otáčení (%)	Starší dospělí s obtížemi během otáčení (%)
Rotační strategie	100	85	5
Smišená strategie	0	36	65
Kroková strategie	0	6	30

Tabulka 2. Porovnání jednotlivých parametrů mezi skupinami (Thigpen et al., 2000)

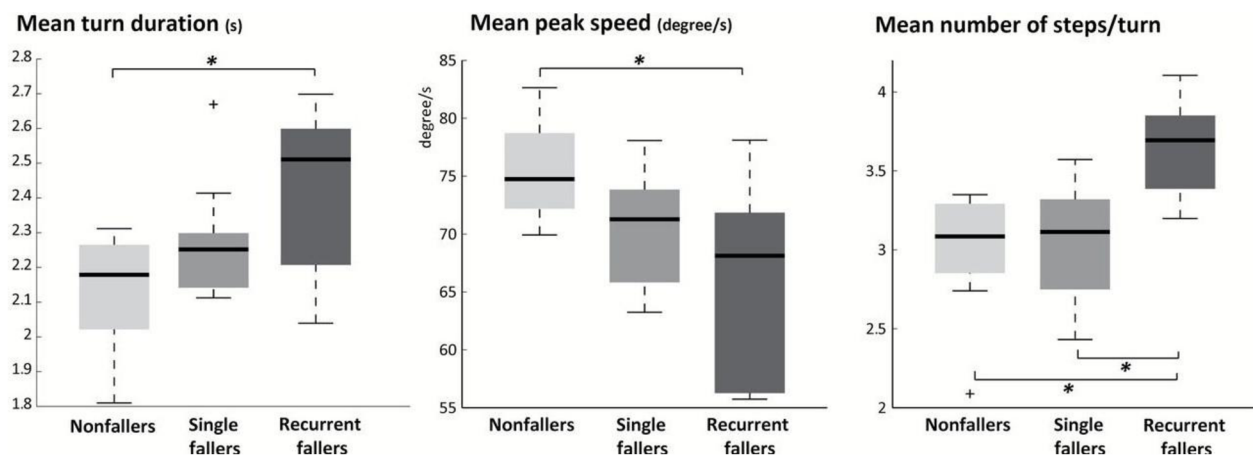
Strategie	Mladí dospělí bez obtíží při otáčení	Starší dospělí bez obtíží při otáčení	Starší dospělí s obtížemi během otáčení
Čas otočení	1,43 ± 0,24 s	2,23 ± 0,73 s	3,18 ± 1,03 s
Počet kroků	1,3 ± 0,4 kroků	2,7 ± 1,4 kroků	4,7 ± 2,1 kroků
Čas TUG	8,54 ± 1,36 s	9,62 ± 2 s	14,98 ± 3,41 s

Almajid, Goel, Tucker a Keshner (2020) sledovali otáčení o 180° během TUG test v laboratorních podmínkách u mladých dospělých (21-39 let), dospělých středního věku (40-64 let) a zdravých seniorů (65-80 let), kteří byli schopni chodit samostatně bez pomůcek po dobu nejméně 5 min. K hodnocení byl použita data z gyroskopu (rotace kolem laterální, vertikální a sagitální osy), která byla získána ze čtyř bezdrátových senzorů Trigno umístěných na sternu, v oblasti pátého bederního obratle a v oblasti obou hlezenních kloubů. Výsledky studie ukazují, že senioři preferovali krokovou strategii otáčení a ve shodě s předchozími studii se ve srovnání s ostatními skupinami otáčeli pomaleji a k otočení potřebovali více kroků. Výsledky těchto studií poukazují na zvýšenou opatrnost seniorů při otáčení.

2.4.1 Vztah parametrů otáčení k riziku pádu u seniorů

Mancini et al. (2016) jako první sledovali otáčení při každodenních činnostech v domácím prostředí u seniorů po dobu sedmi dní pomocí inerciálních senzorů a sledovali charakteristiky otáčení, které by ukazovaly na zvýšené riziko pádu. Studie se zúčastnilo 35 seniorů ve věku průměrně 85 let (± 8 let), kteří byli podle výskytu pádu v posledních třech měsících rozděleni do tří skupin: senioři, u kterých nedošlo k pádu (NF, 16), u kterých došlo pouze k jednomu pádu (SF, 12) a senioři s výskytem více než jednoho pádu (RF, 7). Tato studie

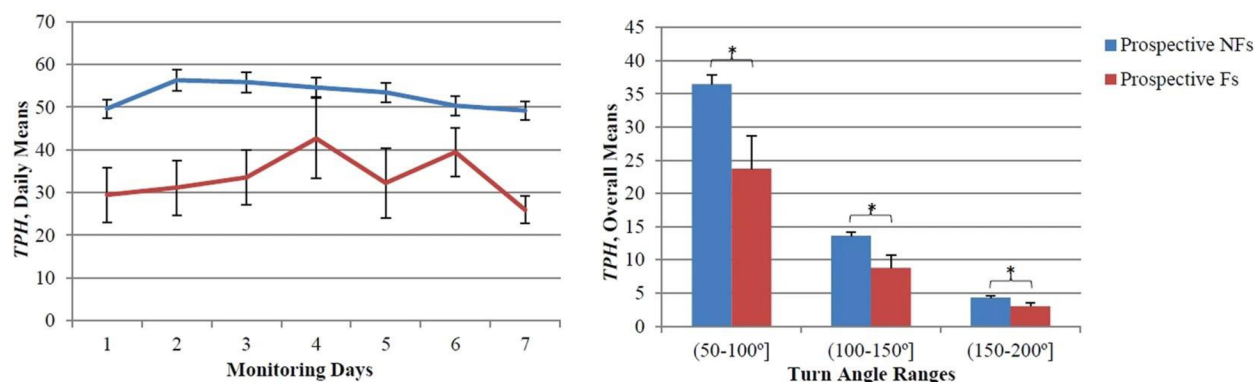
ukázala, že existují rozdíly v kvalitě otáčení seniorů bez výskytu pádu a s výskytem více než jednoho pádu. Tyto rozdíly byly v čase potřebném k dokončení otočení, maximální rychlosti a počtu kroků potřebných pro otočení, přičemž senioři, u kterých došlo k pádu, se otáčeli pomaleji, potřebovali k otočení více kroků a otočení jim trvalo déle (Obrázek 8). Dalším indikátorem zvýšeného rizika pádu může být zvýšená variabilita počtu kroků během otáčení. Příliš velká variabilita může odrážet zhoršení rovnováhy, a naopak snížená variabilita může být spojena se ztrátou schopnosti přizpůsobit se různým podmínkám. Zajímavým zjištěním je, že všechny tři skupiny vykazovaly podobný průměrný úhel otáčení, ovšem senioři, u kterých se vyskytl pád měli výrazně sníženou variabilitu úhlu otáčení. Snížení variability ukazuje na tendenci padajících k opakování stejného úhlu otáčení, což může naznačovat nedostatek dynamické rovnováhy, která je nezbytná pro přizpůsobení úhlu otáčení za různých podmínek.



Obrázek 8. Porovnání kvality otáčení (čas, rychlost a počet kroků) u seniorů, u kterých nedošlo k pádu, došlo k jednomu pádu a několika pádům (Mancini et al., 2016)

Leach et al. (2018) také sledovali otáčení během každodenních činností v domácím prostředí a posuzovali vztah kvantity a kvality těchto otáčení k riziku pádu u starších dospělých. Sto sedmdesát dospělých starších 65 let žijících v komunitě bylo sledováno po dobu sedmi dnů pomocí tříosého akcelerometru a gyroskopu zabudovaném ve smartphonu. Bylo zjištěno, že kvantita i kvalita otáčení jsou citlivé na identifikaci rizika pádu. Ve shodě s předchozími studii, tato studie ukázala, že senioři s výskytem více než jednoho pádu se otáčeli méně často (Obrázek 9), menší rychlostí, otáčení jim trvalo déle a potřebovali k otočení více kroků. V rozporu s předchozími studii, probandi s výskytem více než jednoho pádu častěji měnili velikost úhlu otáčení ve srovnání s probandy, u kterých došlo pouze k jednomu nebo žádnému pádu. Delší čas potřebný k otočení, pomalejší rychlost a více kroků při otáčení poukazují na opatrnou

pohybovou strategií a pravděpodobně vyšší nároky na soustředění pozornosti na provedení otočení.



Obrázek 9. Porovnání počtu otáčení u starších dospělých, u kterých dochází a nedochází k pádům. Vlevo denní průměrné hodnoty, vpravo týdenní průměrné hodnoty (Leach et al., 2018)

Další charakteristiku, která ukazuje na zvýšené riziko pádu, popsali Wright et al. (2012), kteří sledovali rozdíly v přeorientování segmentů osového orgánu seniorů ve věku průměrně 71 let ($\pm 5,4$ let) během otáčení o 360° ve stoje. Kraniokaudální přeorientování axiálních segmentů při otáčení ve stoje se shoduje s otáčením při chůzi, a proto je do této kapitoly zařazena i tato studie. Výsledky ukazují, že skupina RF ve srovnání se seniory, kteří prodělali jeden nebo žádný pád (NSF), vykazují menší diferenciaci pohybu trupu a pánve a po rotaci hlavy dochází současně k rotaci trupu a pánve tzv. en-blok. Tato strategie je pravděpodobně využívána ke zjednodušení pohybu a udržení rovnováhy.

Dite a Temple (2002) identifikovali čtyři charakteristiky otáčení o 180° během TUG, které spolehlivě dokážou rozlišit mezi skupinou seniorů NF, SF a RF. Dvě z těchto charakteristik, čas potřebný k otočení a počet kroků při otáčení, ukázaly vysokou hodnotu senzitivity pro identifikaci seniorů s výskytem více než jednoho pádu (81-92 %), těmto účastníkům trvalo otočení delší dobu a také potřebovali více kroků k otočení. Další charakteristikou, která se lišila u těchto skupin, byla míra stability probandů během otáčení, přičemž senioři s vícečetnými pády vykazovali během otáčení známky nestability. Autoři bohužel tyto známky nestability konkrétněji nepopisují. Poslední charakteristikou bylo, zda účastníci plynule a bez rozpaků zvládli přechod mezi otáčením a přímou chůzí, přičemž 55 % probandů s vícečetnými pády bylo hodnoceno tak, že pohyb v této fázi testu není plynulý nebo je váhavý. Při kombinaci posledních dvou položek byl zjištěn významný rozdíl mezi

seniory s vícečetnými pády a dalšími dvěma skupinami, přičemž senzitivita byla 70 % a specificita 81 %.

Na základě dostupných zdrojů je možné popsat několik charakteristik, které souvisí se zvýšením rizika pádu u seniorů. Mezi nejčastěji popisované rizikové parametry patří prodloužení času potřebného k otočení, zvýšení počtu kroků, snížení maximální rychlosti otáčení, zvýšení variability počtu kroků během otáčení a také snížení diferenciální rotace trupu a pánve, která probíhá spíše tzv. en-blok. V rámci hodnocení TUG můžeme za rizikové parametry považovat prodloužení času potřebného k provedení otočení o 180° i prodloužení celkového času testu, zvýšený počet kroků při otáčení a také kombinaci rotační a krokové strategie otáčení. Je také popsána souvislost mezi tím, zda senioři během otáčení působí stabilně a zvládají plynulý přechod mezi přímou chůzí a otáčením, a zvýšeným rizikem pádu.

Vliv rychlosti přímé chůze na parametry otáčení je zatím nejasný. Z dostupné literatury je známo, že změna rychlosti chůze neovlivňuje pořadí a načasování přeorientování segmentů těla při otáčení mladých i starších osob. Také výše popsaná studie, kterou provedli Akram, Frank a Chenouri (2010), neukazuje na výrazný vliv rychlosti chůze na výběr strategie otáčení u seniorů. Preference strategie seniorů se změnila pouze v případě větší rychlosti přímé chůze při otáčení o 90°, kdy převládala kroková strategie. Ve všech ostatních případech – chůze přirozenou rychlostí, pomalejším tempem při otáčení o 90° i 180° a rychlejším tempem při otáčení o 180°; senioři preferovali rotační strategii. Ovšem z důvodu nedostatku dostupných studií, které by se této problematice věnovali, není zatím možné vyvozovat závěry.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 HLAVNÍ CÍL

Cílem práce bylo zhodnotit, zda jsou charakteristiky otáčení během chůze vhodné k hodnocení rizika pádu u zdatných seniorů.

3.2 VEDLEJŠÍ CÍLE

- Zhodnotit, zda jsou charakteristiky otáčení závislé na rychlosti přímé chůze, během které otáčení probíhá.
- Zhodnotit rozdíly charakteristik otáčení u seniorů, u kterých v průběhu jednoho roku po testování došlo alespoň k jednomu pádu, a seniorů, u kterých nedošlo k pádu.

3.3 HYPOTÉZY

Hypotéza 1: Mezi charakteristikami otáčení a rychlostí chůze existuje statisticky významný vztah.

Hypotéza bude zamítnuta v případě, že nebude pozorován žádný statisticky významný vztah na hladině 0.05.

Hypotéza 2: Mezi seniory, u kterých v průběhu jednoho roku po testování došlo alespoň k jednomu pádu, a seniory, u kterých nedošlo k pádu, existují rozdíly v charakteristikách otáčení.

Hypotéza bude zamítnuta v případě, že nebude nalezen ani jeden statisticky významný rozdíl v hladině 0.05.

4 METODIKA

Výzkum probíhal na Katedře přírodních věd v kinantropologii v budově Centra kinantropologického výzkumu, který je součástí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1).

4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Pro zařazení do výzkumu museli být probandi ve věku 60 let nebo starší, bez známého neurologického nebo muskuloskeletálního onemocnění, které by mohlo ovlivnit schopnost chůze nebo rovnováhy, a museli být schopni stát a chodit bez pomůcky nebo jakékoliv dopomoci. Proband byl vyloučen, pokud u něj v průběhu posledních dvou let před měřením došlo k úrazu nebo proběhla operace muskuloskeletálního systému. Do výzkumu bylo zařazeno celkem 28 jedinců, 21 žen a 7 mužů, ve věku $70,2 \pm 4,0$ let, s průměrnou výškou $166,5 \pm 7,5$ cm a hmotností $74,2 \pm 14,3$ kg.

4.2 POZOROVÁNÍ SITUACÍ PÁDU

Před měřením byli probandi požádáni, aby si v případě pádu zaznamenali jeho podrobnosti – během jaké aktivity k incidentu došlo, co bylo jeho příčinou a jaké byly jeho důsledky. Po měření byl po dobu jednoho roku sledován výskyt pádů u každého probanda. Probandi byli pravidelně každých 14 dní telefonicky kontaktováni, aby uvedli, zda u nich došlo k zakopnutí, uklouznutí nebo pádu. Pokud u nich došlo k zakopnutí, uklouznutí nebo pádu byli dotázáni na podrobnosti. Pády byly pravidelně hodnoceny a kategorizovány v souladu s doporučením The Prevention of Falls Network Europe (Lamb, Jørstad-Stein, Hauer & Becker, 2005), pád byl definován jako událost, která má za následek, že osoba nechtěně odpočívá na zemi, na podlaze nebo na jiné nižší úrovni. Do analýzy byly zahrnuty pouze pády, ke kterým došlo během každodenních činností. Z analýzy byly vyřazeny pády, ke kterým došlo během sportovních aktivit, které byly způsobeny vnější silou (např. náhle tažení psem) a pády související se zhoršenými vizuálními podmínkami (např. chůze ve tmě).

Na základě ročního pozorování byli probandi rozděleni do dvou skupin: seniory, u kterých nedošlo k pádu (NF), a seniory, u kterých došlo alespoň k jednomu pádu (F).

4.3 PRŮBĚH MĚŘENÍ

Před začátkem vlastního měření byl proband obeznámen s postupem celého průběhu měření, vyplnil anamnestický dotazník a uvedl pády, které proběhly v posledních 3 měsících. Pokud proband nějaký pád uvedl, byl dotázán na podrobnosti. Následně mu byl na záda do oblasti pátečního bederního obratle pomocí originálního samolepícího pásku nalepen 3D akcelerometr Trigno wireless system (Delsys, Inc., Natick, MA, USA, snímkovací frekvence 146 Hz).

Charakteristiky otáčení byly sledovány při chůzi po 30 m dlouhé chodbě po dobu 5 minut. Proband byl požádán, aby vlastním přirozeným tempem přešel chodbu, na konci se otočil a bez zastavení plynule pokračoval dál v chůzi. Zároveň byl vyzván, aby se snažil po celou dobu měření udržet stejné tempo. Současně byl také poučen, že otáčení na konci chodby nesmí být nahrazováno obloukem a během chůze by neměl mluvit, provádět žádné další zbytečné pohyby, např. pohyb hlavou nebo horními končetinami. Během měření měl proband pohodlnou sportovní obuv.

4.4 ZPRACOVÁNÍ DAT

Zpracování dat proběhlo pomocí algoritmů napsaných v softwaru MatLab (v. 2019a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Pětiminutový záznam zrychlení spodní části zad byl ve všech třech směrech filtrovaný obousměrným low-pass Butterworthovým filtrem 4. řádu s hraniční frekvencí 30 Hz a převzorkovaný na 100 snímků za sekundu. Ve všech osách proběhla úprava signálu podle Moe-Nilssen (1998).

Otáčení byla identifikována z anteroposteriorního zrychlení na základě vizuální kontroly. V souladu s průběhem otáčení popsaného v teoretické části práce byly uvažovány všechny tři fáze otáčení (*approach*, *turn*, *depart*). Za *turn* byla považována část signálu, která měla neperiodický průběh s nižším rozsahem zrychlení oproti ostatnímu signálu. Ohraničení probíhalo na úrovni *approach* a *depart*, tj. jedním krokem s obvyklým průběhem signálu před a jedním za *turn*.

V takto ohraničeném signálu byly pozorované následující charakteristiky:

- doba trvání otáčení,
- střední kvadratická chyba zrychlení v každém směru (root mean square),
- maximální zrychlení v každém směru.

Každý proband provedl během měření alespoň 11 otáčení, v případě, že jich bylo více, bylo do analýzy zahrnuto posledních 11. V rámci analýzy bylo z těchto 11 otáčení vyloučeno otáčení s nejkratším a nejdelším trváním. Prezentované výsledky jsou tedy vždy z 9 otáčení každého probanda. Data každého probanda jsou uvažována jako průměrná hodnota a směrodatná odchylka každé pozorované charakteristiky. Směrodatná odchylka byla v tomto případě zařazena pro posouzení variability provedení otáčení u každého probanda samostatně. Také byla uvažována průměrná rychlost chůze zjištěná měřením času, za který proband v rámci měření ušel definovaný úsek přímé chůze vlastním preferovaným tempem.

4.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

Statistické zpracování proběhlo v softwaru STATISTICA (v13, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Shapiro-Wilk test nepotvrdil u všech pozorovaných charakteristik normální rozložení, proto byly dále využity neparametrické testy. Na porovnání charakteristik otáčení a rychlosti chůze mezi skupinami byl využit Mann-Whitneyův U test. Na zjištění vztahu mezi rychlostí chůze a charakteristikami otočení byl využitý Spearmanův korelační koeficient. Všechny testy byly provedeny na hladině $p = 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 VÝSLEDNÉ ROZDĚLENÍ DO SKUPIN PODLE POČTU PÁDŮ

Do skupiny F bylo zařazeno 12 probandů (9 žen, 3 muži) ve věku $69,6 \pm 3,2$ let, s průměrnou výškou $166,0 \pm 7,3$ cm a hmotností $70,4 \pm 11,2$ kg. Do skupiny NF bylo zařazeno 16 probandů (12 žen, 4 muži) ve věku $70,7 \pm 4,7$ let, s průměrnou výškou $166,8 \pm 7,9$ cm a hmotností $77,0 \pm 15,9$ kg.

5.2 HYPOTÉZA 1

V tabulce 3 je shrnut statistický vztah rychlosti přímé chůze a vybraných charakteristik otáčení. Z tabulky 3 vyplývá, že statisticky významný vztah je mezi rychlostí přímé chůze a dobou trvání otočení a směrodatnou odchylkou doby trvání otočení. Mezi rychlostí přímé chůze a ostatními charakteristikami nebyl zjištěn statisticky významný vztah. Můžeme tedy říct, že rychlost přímé chůze má vliv pouze na dobu trvání otočení a její variabilitu a neovlivňuje kvadratickou chybu zrychlení ani maximální zrychlení ve všech směrech ani jejich směrodatné odchylky. Na základě těchto výsledků nelze hypotézu 1 zamítnout na hladině statistické významnosti 0,05.

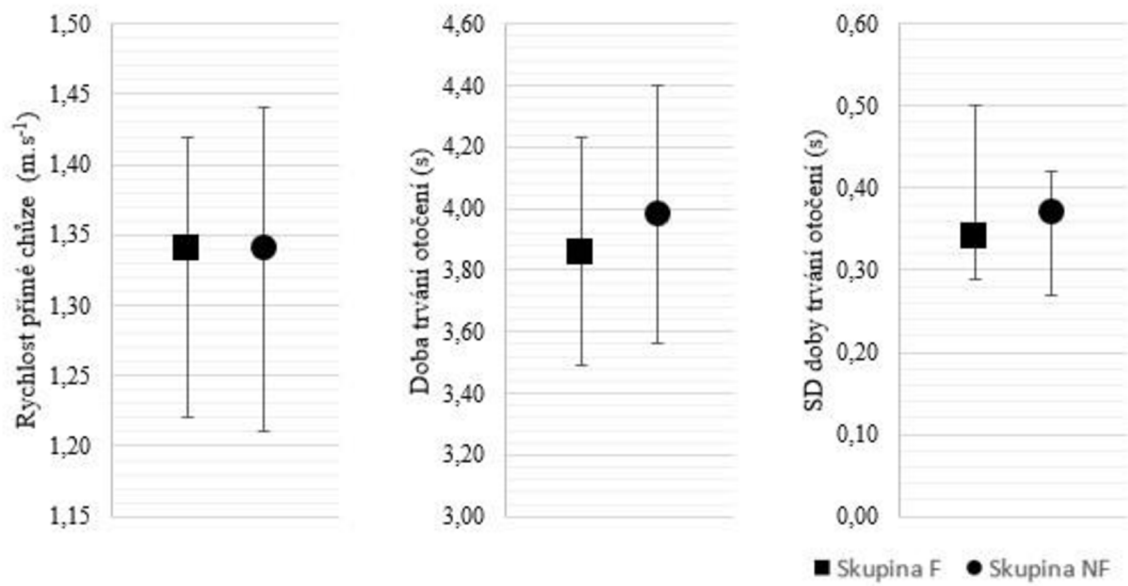
Tabulka 3. Vztah rychlosti přímé chůze a vybraných charakteristik otáčení

Vztah rychlosti &	Směr	Spearmanův korelační koeficient	Hodnota p
doba trvání otočení		- 0,45	0,016*
SD doby trvání otočení		- 0,60	0,001*
maximální zrychlení	V	0,04	0,825
	ML	0,06	0,763
	AP	0,35	0,065
kvadratická chyba zrychlení	V	0,27	0,166
	ML	0,23	0,234
	AP	0,20	0,312
SD maximálního zrychlení	V	- 0,35	0,068
	ML	0,12	0,532
	AP	0,35	0,068
SD kvadratické chyby zrychlení	V	0,18	0,353
	ML	0,18	0,362
	AP	0,04	0,855

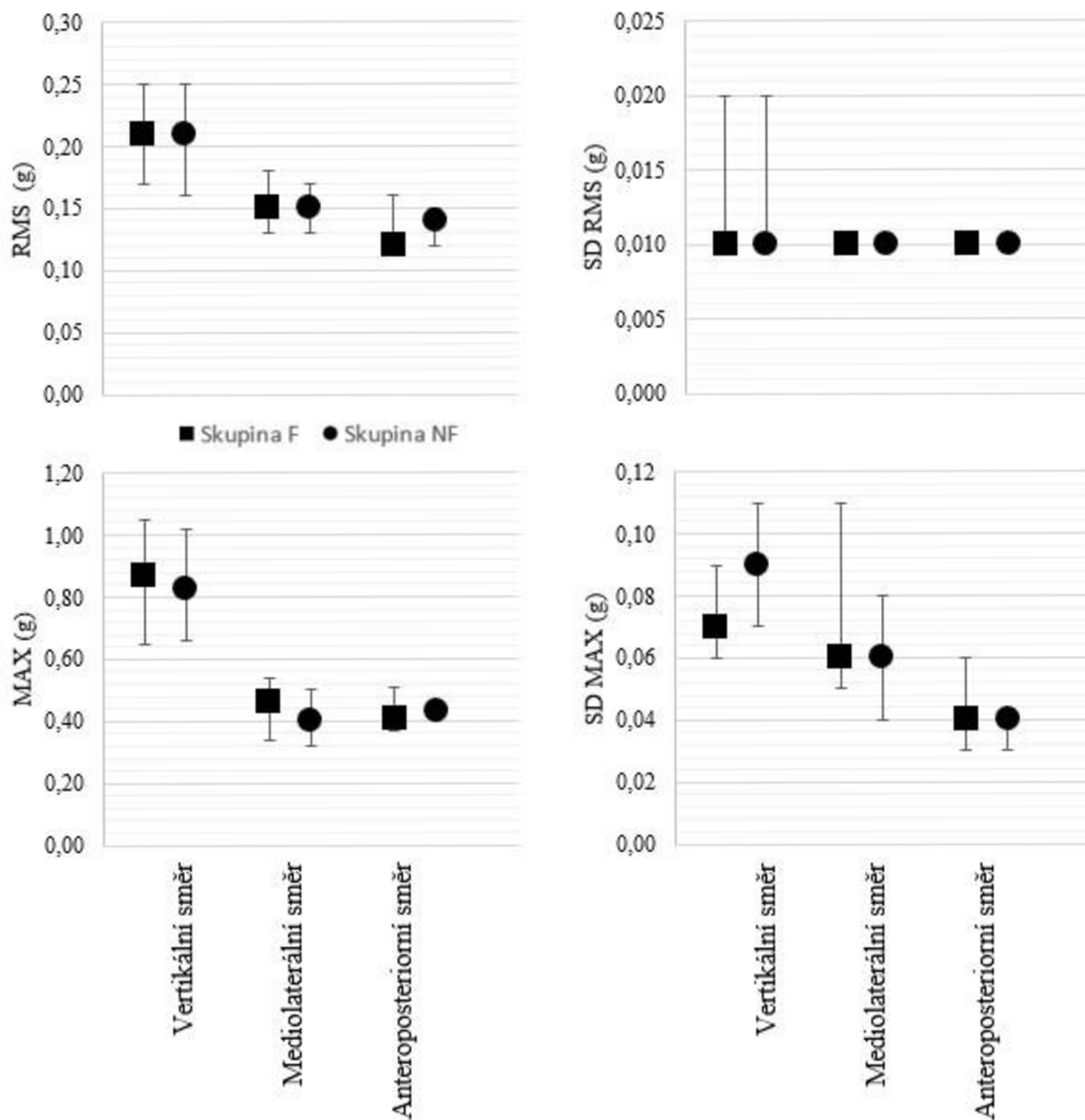
Poznámka. V = vertikální směr, ML = mediolaterální směr, AP = anterioposteriorní směr, SD = směrodatná odchylka, statisticky významné hodnoty $p < 0,05$ jsou označeny *

5.3 HYPOTÉZA 2

Na obrázcích 10 a 11 je zobrazen statistický rozdíl charakteristik otáčení a rychlosti přímé chůze mezi skupinou F a skupinou NF. Z těchto grafů je zřejmé, že nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi skupinami. Na základě těchto výsledků byla hypotéza 2 zamítnuta na hladině statistické významnosti 0,05.



Obrázek 10. Porovnání rychlosti přímé chůze, doby trvání otočení a variability doby trvání otočení u skupiny F a NF, SD je směrodatná odchylka



Obrázek 11. Porovnání kvadratické chyby zrychlení, maximálního zrychlení a jejich variability u skupiny F a NF, RMS je kvadratická chyba zrychlení, MAX je maximální zrychlení

6 DISKUZE

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit, zda jsou vybrané charakteristiky otáčení vhodné k posouzení rizika pádu u zdatných seniorů a zda jsou tyto charakteristiky ovlivněny rychlostí chůze, během které k otáčení dochází. Z akcelerometru umístěného na zádech v oblasti pátého bederního obratle byla získána data o době trvání otočení, maximálním zrychlení a kvadratické chybě zrychlení při otáčení ve vertikálním, anteroposteriorním a mediolaterálním směru. Pro posouzení variability otáčení byly pro každého probanda vypočítány směrodatné odchylky těchto charakteristik. Výsledky naší studie neukázaly žádné signifikantní rozdíly mezi vybranými charakteristikami otáčení u zdatných seniorů, u kterých došlo k pádu, a zdatných seniorů, u kterých nedošlo k pádu. Statisticky významný vztah byl zjištěn pouze mezi rychlostí přímé chůze a dobou trvání otáčení.

V důsledku stárnutí se vytváří kompenzační strategie při chůzi, které se projevují zkrácením kroku, pomalejším tempem, rozšířením kroku a prodloužením fáze dvojí opory. Tyto adaptace seniorům zajišťují lepší stabilitu, snižují riziko pádu a energetické náklady chůze (Aboutorabi et al., 2016). Prevalence poruch chůze a rovnováhy stoupá s věkem (Pirker & Katzenschlager, 2017). Tyto poruchy mohou vést ke snížení mobility a ke zvýšení rizika pádu (Aboutorabi, Arazpour, Bahramizadeh, Hutchins & Fadayevevan, 2016), který u seniorů bývá nejčastější příčinou úrazů, hospitalizace a invalidity (Buracchio et al., 2011; Mancini et al., 2016; Robinovitch et al., 2013). Činností, při které často dochází k pádu u seniorů, je otáčení. Otáčení přirozeně zvyšuje nestabilitu a je posturálně náročnější než přímá chůze (Conradsson, Paquette & Franzén, 2018). Zároveň je při pádu během otáčení až osmkrát vyšší riziko fraktury krčku femuru než při pádu během přímé chůze, a proto jsou tyto pády obzvláště nebezpečné právě u seniorů (Cumming & Klineberg, 1994).

Podle literatury se charakteristiky kvality otáčení, především prodloužení času potřebného k otočení, zvýšení počtu kroků, snížení maximální rychlosti otáčení a zvýšení variability počtu kroků během otáčení, dají považovat za prediktory zvýšeného rizika pádu u seniorů (Dite & Temple, 2002; Leach et al., 2018; Mancini et al., 2016; Wright et al., 2012). Na první pohled by se dalo říct, že výsledky naší studie jsou v rozporu s výsledky studií, které provedli Dite a Temple (2002), Mancini et al. (2016) a Leach et al. (2018). Ovšem porovnání těchto studií je velmi obtížné, protože se liší prostředím, ve kterém hodnocení proběhlo, přístroji, kterými se otáčení hodnotilo a liší se i rozdělením probandů do skupin, které jsou mezi

sebou porovnávány. Jednotlivé rozdíly v metodice studií, které mohly mít významný vliv na rozdílné výsledky, budou podrobně popsány dále.

Zatímco v naší studii jsme porovnávali skupinu NF, se skupinou F, Leach et al. (2018) porovnávali skupinu seniorů, u kterých došlo k jednomu pádu nebo nedošlo k žádnému pádu (NSF), se skupinou seniorů, u kterých došlo k více než jednomu pádu (RF). Zdůvodnění tohoto rozdělení ovšem neuvádí, a proto se můžeme jen domnívat, že buď předpokládají, že jeden pád může být pouze náhodným pádem a nemusí přímo souviset se zhoršením mobility a rovnováhy, (Melzer, 2004) anebo vychází ze studií, které provedli Dite a Temple (2002) a Mancini et al. (2016), kteří porovnávali rozdíly v otáčení mezi skupinami NF, SF a RF. Výsledky těchto studií ve shodě ukazují, že existuje signifikantní rozdíl v počtu kroků (Dite & Temple, 2002; Mancini et al., 2016), době trvání otočení (Dite & Temple, 2002), průměrné a maximální rychlosti otáčení (Mancini et al., 2016) mezi skupinou NF a RF, ale neexistuje signifikantní rozdíl těchto parametrů mezi skupinou NF a SF (Dite & Temple, 2002; Mancini et al., 2016). Jejich výsledky podporují teorii, že jeden pád je náhodným pádem a nemusí souviset se zhoršením mobility a rovnováhy jedince. Na druhou stranu i jeden pád může mít negativní psychický vliv. Častým následkem pádu je totiž strach z dalšího pádu (Denkinger, Lukas, Nikolaus & Hauer, 2015; Vellas, Wayne, Romero, Baumgartner & Garry, 1997), který může vést k omezení každodenních aktivit, následně ke slabosti a únavě, čímž se zvyšuje riziko dalšího pádu (Vellas et al. 1997). Naší studie se zúčastnili zdatní senioři bez významných zdravotních obtíží a byl u nich zaznamenán pouze malý počet pádů – celkem 16, přičemž u většiny probandů byl zaznamenán pouze jeden pád. Jeden pád by tudíž mohl být pro tuto specifickou skupinu seniorů významný, mohl by poukazovat na budoucí obtíže a také by mohl být prvním pádem ze série opakujících se pádů, a proto bylo zvoleno rozdělení na skupinu NF a F. Předpokládali jsme, že tento jeden pád může být způsobený např. počátečním mírným zhoršením mobility, rovnováhy nebo chůze a může naznačovat budoucí problémy, či budoucí zvýšené riziko pádu. Ovšem námi zvolená metodika nebyla schopna tyto odchylky odhalit. Na druhou stranu se i u této skupiny může jednat o náhodný pád, a proto nemusely být odhaleny rozdíly v kvalitě otáčení mezi oběma skupinami.

Dalším faktorem, který mohl mít vliv na to, že v naší studii nebyl mezi skupinami NF a F signifikantní rozdíl mezi parametry otáčení, může být rozdílný věk probandů. Našeho výzkumu se zúčastnili zdatní zdraví senioři ve věku průměrně $70,2 \pm 4,0$ let. Studie, kterou provedli Mancini et al. (2016), se zúčastnili senioři průměrně ve věku 85 ± 8 let, studie, kterou provedli Leach et al. (2018) senioři ve věku $79,9 \pm 6,6$ let. Nejpodobnější věková skupina

probandů byla ve studii, kterou provedli Dite a Temple (2002), jejich průměrný věk byl $74 \pm 5,68$ let. Vliv těchto rozdílů může být uvažován zejména kvůli vyšší pravděpodobnosti přítomnosti poruch chůze u starších probandů. Protože, jak již bylo zmíněno, s rostoucím věkem stoupá prevalence poruch chůze a rovnováhy (Pirker & Katzenschlager, 2017), které mohou být spojeny se snížením úrovně mobility a zvýšením rizika pádu (Aboutorabi, Arazpour, Bahramizadeh, Hutchins & Fadayevevan, 2016), ve věku od 60 do 69 let je prevalence těchto poruch 10 % a u osob starších 80 let dokonce větší než 60 % (Pirker & Katzenschlager, 2017).

Další důležitou odlišností naší a ostatních studií je jiný hodnotící přístroj a odlišné podmínky měření. Zatímco Dite a Temple (2002) hodnotili parametry otáčení v laboratorních podmínkách pomocí videografické metody, Mancini et al. (2016) a Leach et al. (2018) využili inerciální senzory k hodnocení otáčení v domácím prostředí při každodenních činnostech. V naší studii byl k hodnocení parametrů v laboratorních podmínkách využit jediný akcelerometr. I přes to, že Khobkhun, Hollands, Richards a Ajjimaporn (2020) uvádí, že inerciální senzory jsou vhodnou alternativou optoelektronických systémů pro hodnocení kinematiky otáčení, využití pouze jednoho akcelerometru zatím nebylo zkoumáno. V naší studii byli probandi sledováni v laboratorních podmínkách na rovné chodbě bez překážek, bez duálního úkolu a šli rychlostí, kterou si sami zvolili. Je možné, že tyto podmínky byly pro zdatné seniory příliš snadné na to, aby byly odhaleny rozdíly mezi skupinou NF a F. Můžeme tedy uvažovat nad tím, zda by ztížením podmínek např. přidáním sekundárního úkolu, došlo ke zvýraznění těchto rozdílů. Tuto teorii potvrzují i studie zabývající se hodnocením rovnováhy. Jejich výsledky poukazují na to, že hodnocení rovnováhy je při provádění duálního úkolu citlivějším indikátorem potíží s rovnováhou a zvýšeného rizika pádu než při hodnocení rovnováhy bez duálního úkolu, přičemž tento vliv se ještě zvýrazňuje u seniorů (Shumway-Cook, Woollacott, Kerns & Baldwin, 1997). Další možností, jak zvýraznit rozdíly mezi skupinami NF a F, by mohlo být hodnocení otáčení při rychlejším nebo pomalejším tempu chůze, nebo při otáčení na nerovném povrchu.

V naší studii jsme z výše zmíněných parametrů hodnotili pouze dobu trvání otočení, naše výsledky neukázali signifikantní rozdíl mezi skupinou NF a F. Tudíž nelze přímo říct, zda jsou naše výsledky v rozporu nebo ve shodě s výsledky zmíněných studií. Další sledované parametry: maximální zrychlení a kvadratická chyba zrychlení ve všech směrech a jejich směrodatné odchylky; nebyly v žádné z dostupných studií hodnoceny ve vztahu k míře rizika pádu u seniorů. V tomto je naše studie originální. I když výsledky poukazují na to, že tyto kvalitativní charakteristiky nedokážou rozlišit mezi skupinami NF a F.

Vliv rychlosti přímé chůze na charakteristiky otáčení je zatím nejasný. Z dostupné literatury je známo, že rychlost chůze neovlivňuje pořadí ani načasování přeorientování jednotlivých segmentů těla při otáčení (Akram, Frank & Fraser, 2010; Fuller, Adkin & Vallis, 2007). Výrazný vliv rychlosti přímé chůze nebyl objeven ani v preferenci strategie otáčení u seniorů, kdy se preference strategie otáčení změnila pouze v případě vyšší rychlosti přímé chůze při otáčení o 90°, kdy převládala preference krokové strategie. Při normální rychlosti, nižší rychlosti a vyšší rychlosti chůze při otočení o 180° byla vyšší preference rotační strategie (Frank & Chenouri, 2010). Vliv rychlosti přímé chůze na jiné charakteristiky otáčení zatím nebyl popsán. V částečné shodě s předchozími studiemi naše výsledky ukazují, že rychlost přímé chůze nemá signifikantní vliv na maximální zrychlení a kvadratickou chybu zrychlení ve vertikálním, anteroposteriorním a mediolaterálním směru. A nemá signifikantní vliv ani na variabilitu těchto parametrů mezi jednotlivými otočeními. Na druhou stranu byl zjištěn statisticky významný vztah rychlosti přímé chůze a dobou trvání otočení ($p = 0.016$) i směrodatnou odchylkou doby trvání otočení ($p = 0.001$), přičemž se zvyšující se rychlostí se snižuje doba trvání otočení a variabilita doby trvání otočení.

Tento vztah mezi rychlostí přímé chůze a dobou trvání otočení není překvapivý. Při rychlejší chůzi lze očekávat i rychlejší otáčení, a tedy kratší dobu potřebnou k otočení. V důsledku stárnutí dochází ke zpomalení chůze a prodloužení doby trvání otočení (Almajid et al., 2020; Thigpen et al., 2000). Tyto změny v rychlosti zvyšují stabilitu, snižují riziko pádu a energetické náklady chůze (Aboutorabi et al. 2016) a poukazují na opatrnou pohybovou strategii a pravděpodobně i na zvýšené nároky na soustředění pozornosti na provedení otáčení (Leach et al., 2018). Pro další výzkum a hodnocení rizika pádu v klinické praxi je vztah rychlosti přímé chůze a doby otáčení významný zejména vzhledem k tomu, že Dite a Temple (2002), Leach et al. (2018) a Mancini et al. (2016) prokázali, že delší doba potřebná k otočení je spojená se zvýšením rizika pádu. Tudíž lze uvažovat, že pomalá chůze, která má vztah k době potřebné k otočení, může být ukazatelem zvýšeného rizika pádu. Z toho vyplývá, že pro predikci pádu u seniorů nemusí být nezbytně nutné sledovat složitý proces otáčení, ale může být výhodnější zaměřit se na podstatně jednodušší hodnocení rychlosti přímé chůze. Toto potvrzují i studie zabývající se vztahem rychlosti chůze a rizikem pádu u seniorů (Kyrдалen, Thingstad, Sandvik & Ormstad, 2019; Menant, Schoene, Sarofim & Lord, 2014). Na druhou stranu u zdatných seniorů, u kterých zatím není snížena rychlost chůze, je vhodné zaměřit se na bližší analýzu otáčení. Protože otáčení představuje pro nervový systém mnohem obtížnější úkol než chůze přímá (Hase & Stein, 1999), a porucha rovnováhy se při otáčení obvykle projeví dříve než při chůzi.

Vzhledem k tomuto vztahu můžeme uvažovat také o tom, že statisticky nevýznamný rozdíl rychlosti chůze zdatných seniorů v naší studii u skupiny NF a F přímo souvisí s tím, že nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v době otáčení mezi oběma skupinami. Můžeme dokonce předpokládat, že pokud by byl mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl v rychlosti přímé chůze, tak by byl zjištěn i signifikantní rozdíl v době otáčení, a možná i v některých dalších parametrech.

Snížení variability doby otáčení při rychlejší přímé chůzi může znamenat dobrou rovnováhu a jistotu probanda, ale může být také ukazatelem snížené schopnosti přizpůsobit se vnějším podmínkám. Z výsledků naší studie, kdy nebyl zjištěn signifikantní rozdíl v rychlosti chůze ani variabilitě doby otáčení mezi skupinou NF a F, to není možné určit. Ani jiné dostupné studie se tímto vztahem zatím nezabývaly.

V dalších studiích by bylo vhodné hodnotit parametry otáčení u seniorů v náročnějších podmínkách, např. při provádění sekundárního úkolu, na nerovném terénu nebo v domácím prostředí. Také je třeba ověřit vztah rychlosti přímé chůze, doby otáčení a rizika pádu a vztah variability doby otáčení a rizika pádu.

7 ZÁVĚR

Výsledky naší studie ukázaly, že čím vyšší je rychlost přímé chůze, tím kratší dobu trvá otočení a snižuje se i variabilita doby trvání otočení. Naopak bylo zjištěno, že rychlost chůze nemá signifikantní vliv na maximální zrychlení, kvadratickou chybu zrychlení ani jejich variabilitu. Vliv rychlosti přímé chůze na dobu trvání otočení je významný především pro možnost predikce pádu, protože při pomalejší rychlosti přímé chůze se prodlužuje doba potřebná k otočení, která je jednou z charakteristik poukazujících na zvýšené riziko pádu. Význam snížení variability doby trvání otočení není možné z našich výsledků určit a ani dostupné studie se touto problematikou zatím nezabývaly.

Statistická analýza zároveň neukázala žádný signifikantní rozdíl mezi kvalitativními charakteristikami otáčení u zdatných seniorů, u kterých došlo k pádu a u kterých k pádu nedošlo. Výsledky ukazují, že není rozdíl v kvalitě otáčení u zdatných seniorů s výskytem pádu a bez výskytu pádu, a není tedy možné na základě těchto parametrů od sebe tyto dvě skupiny odlišit. Naše výsledky ovšem nejsou ve shodě s výsledky předchozích studií, které ukázaly rozdíl v době trvání otočení, počtu kroků potřebných k otáčení, maximální rychlosti otáčení, variabilitě počtu kroků a rotaci trupu a pánve při otáčení. Tyto rozdílné výsledky mohou být způsobeny odlišným rozdělením do skupin, rozdílnými hodnotícími nástroji, různým věkem probandů, i tím, že námi sledovaní senioři byli velice zdatní, a proto námi zvolená metodika nemusela být schopna tyto rozdíly zachytit.

8 SOUHRN

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit, zda jsou vybrané charakteristiky otáčení vhodné k posouzení rizika pádu u zdatných seniorů a zda jsou tyto charakteristiky ovlivněny rychlostí chůze, během které k otáčení dochází. Na základě ročního pozorování byli probandi rozděleni na dvě skupiny: seniory, u kterých nedošlo k pádu, a seniory, u kterých došlo alespoň k jednomu pádu. Mezi těmito dvěma skupinami pak byly hodnoceny rozdíly v kvalitativních charakteristikách otáčení.

Výzkumu se zúčastnilo 28 jedinců, 21 žen a 7 mužů, ve věku $70,2 \pm 4,0$ let bez známého neurologického nebo muskuloskeletálního onemocnění, které by mohlo ovlivnit schopnost chůze nebo rovnováhy. Probandi museli být schopni stát a chodit bez pomůcek nebo jakékoliv dopomoci. Data byla získána z akcelerometru, který byl umístěn na trupu ve výšce pátého bederního obratle. Otáčení bylo hodnoceno během chůze po 30 m dlouhé chodbě po dobu 5 min. Proband šel po chodbě vlastní preferovanou rychlostí, na konci chodby se otočil a plynule pokračoval dál v chůzi bez zastavení. Do analýzy byla zahrnuta doba trvání otočení, maximální zrychlení a kvadratická chyba zrychlení v anteroposteriorním, mediolaterálním a vertikálním směru a jejich směrodatné odchylky. Pro hodnocení vlivu rychlosti přímé chůze byla uvažována průměrná rychlost chůze zjištěná měřením času, za který proband v rámci měření ušel definovaný úsek přímé chůze.

Výsledky neukázaly žádný signifikantní rozdíl mezi kvalitativními charakteristikami otáčení u zdatných seniorů, u kterých došlo k pádu a u kterých k pádu nedošlo. Pomocí těchto parametrů tedy nebylo možné rozlišit seniory, u kterých došlo k pádu, a seniory, u kterých k pádu nedošlo.

Vliv rychlosti přímé chůze na charakteristiky otáčení byl prokázán u doby trvání otočení a variability doby trvání otočení, přičemž při vyšší rychlosti přímé chůze se zkracuje doba trvání otočení a snižuje se její variabilita. Tento vztah je významný při predikci rizika pádu, protože delší doba trvání otočení je jednou z charakteristik kvality otáčení, která poukazuje na zvýšené riziko pádu. Vztah variability a rizika pádu není možné z našich výsledků určit a zatím nebyl v dostupné literatuře zkoumán. Naopak bylo zjištěno, že rychlost přímé chůze nemá signifikantní vliv na maximální zrychlení a kvadratickou chybu zrychlení ani jejich variabilitu.

9 SUMMARY

The aim of the thesis was to evaluate whether selected turning characteristics are suitable for assessing the risk of falling of physically fit seniors, and whether these characteristics are affected by the speed of walk during which the turn is made. Based on a year-long observation, probands were divided into two groups: seniors who have not experienced a fall, and seniors who fell at least once. Differences in the qualitative characteristics of turning were then compared between the two groups.

The research involved 28 individuals, 21 women and 7 men, aged 70.2 ± 4.0 years, without a known neurological or musculoskeletal disease that could affect their ability to walk or keep balance. Probands had to be able to stand and walk without supporting tools or any assistance. Data were obtained from an accelerometer placed on the body at the level of the fifth lumbar vertebra. Turning was evaluated while a proband walked a 30 m distance for the time of 5 min. The probands walked through the corridor at their own preferred speed, turned at the end of the corridor and continued walking smoothly without stopping. The analysis included the duration of the turning, the maximum acceleration and the quadratic acceleration error in the anteroposterior, mediolateral and vertical directions, as well as their standard deviations. To evaluate the effect of a linear walk, the average walking speed, determined by measuring the time during which the proband walked within the measuring, was considered.

The results did not show any significant difference between the qualitative characteristics of turning in physically fit seniors who fell, and those who did not fall. Therefore, on the basis of these parameters, it was not possible to distinguish between seniors who fell and seniors who did not fall.

The effect of linear walking speed on the turning characteristics was demonstrated for the duration of turning and the variability of the turning duration, while at higher speeds of linear walking the turning duration shortened and its variability decreased. This relationship is important in predicting the risk of falling, because an extended duration of turning is one of the characteristics of the turning quality, which indicates an increased risk of falling. The relationship between variability and the risk of falling cannot be determined from our results and has not yet been investigated in the available literature. On the contrary, it was found that the speed of linear walking does not have a significant effect on the maximum acceleration and quadratic error of acceleration or their variability.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aboutorabi, A., Arazpour, M., Bahramizadeh, M., Hutchins, S. W., & Fadayevevan, R. (2016). The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging Clinical And Experimental Research*, 28(3), 393-405.
- Akram, S. B., Frank, J. S., & Fraser, J. (2010). Effect of walking velocity on segment coordination during pre-planned turns in healthy older adults. *Gait & Posture*, 32(2), 211-214
- Akram, S. B., Frank, J. S., & Chenouri, S. (2010). Turning behavior in healthy older adults: Is there a preference for step versus spin turns?, *Gait & Posture*, 31(1), 23-26.
- Almajid, R., Goel, R., Tucker, C., & Keshner, E. (2020). Balance confidence and turning behavior as a measure of fall risk. *Gait & Posture*, 80, 1-6.
- Barry, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F., & Fahey, T. (2014). Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta- analysis. *Bmc Geriatrics*, 14(1).
- Berg, K. O., Maki, B. E., Williams, J. I., Holliday, P. J., & Wood-Dauphinee, S. L. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, 73(11), 1073-1080.
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Buracchio, T. J., Mattek, N. C., Dodge, H. H., Hayes, T. L., Pavel, M., Howieson, D. B., & Kaye, J. A. (2011). Executive function predicts risk of falls in older adults without balance impairment. *Bmc Geriatrics*, 11(1), 1-7.
- Conradsson, D., Paquette, C., & Franzén, E. (2018). Medio-lateral stability during walking turns in older adults. *Plos One*, 13(6), 1-12.
- Cumming, R. G., & Klineberg, R. J. (1994). Fall Frequency and Characteristics and the Risk of Hip Fractures. *Journal Of The American Geriatrics Society*, 42(7), 774-778.
- Denkinger, M. D., Lukas, A., Nikolaus, T., & Hauer, K. (2015). Factors Associated with Fear of Falling and Associated Activity Restriction in Community-Dwelling Older Adults: A Systematic Review. *The American Journal Of Geriatric Psychiatry*, 23(1), 72-86.
- Dite, W., & Temple, V. A. (2002). Development of a Clinical Measure of Turning for Older Adults. *American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(11), 857-866.

- Dixon, P. C., Jacobs, J. V., Dennerlein, J. T., & Schiffman, J. M. (2018). Late-cueing of gait tasks on an uneven brick surface impacts coordination and center of mass control in older adults, *Gait & Posture*, *65*(2), 143-148.
- Dixon, P. C., Smith, T., Taylor, M. J. D., Jacobs, J. V., Dennerlein, J. T., & Schiffman, J. M. (2019). Effect of walking surface, late-cueing, physiological characteristics of aging, and gait parameters on turn style preference in healthy, older adults. *Human Movement Science*, *66*, 504-510.
- Dixon, P. C., Stebbins, J., Theologis, T., & Zavatsky, A. B. (2013). Spatio-temporal parameters and lower-limb kinematics of turning gait in typically developing children, *Gait & Posture*, *38*(4), 870-875.
- Ejupi, A., Brodie, M., Gschwind, Y. J., Lord, S. R., Zagler, W. L., & Delbaere, K. (2015). Kinect-Based Five-Times-Sit-to-Stand Test for Clinical and In-Home Assessment of Fall Risk in Older People. *Gerontology*, *62*(1), 118-124.
- El-Gohary, M., Pearson, S., McNames, J., Mancini, M., Horak, F., Mellone, S., & Chiari, L. (2014). Continuous Monitoring of Turning in Patients with Movement Disability. *Sensors*, *14*(1), 356-369.
- Fuller, J. R., Adkin, A. L., & Vallis, L. A. (2007). Strategies used by older adults to change travel direction, *Gait & Posture*, *25*(3), 393-400.
- Glaister, B. C., Bernatz, G. C., Klute, G. K., & Orendurff, M. S. (2007). Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait & Posture*, *25*(2), 289-294.
- Glaister, B. C., Orendurff, M. S., Schoen, J. A., Bernatz, G. C., & Klute, G. K. (2008). Ground reaction forces and impulses during a transient turning maneuver. *Journal Of Biomechanics*, *41*(14), 3090-3093.
- Goldberg, A., Chavis, M., Watkins, J., & Wilson, T. (2012). The five-times-sit-to-stand test: validity, reliability and detectable change in older females. *Aging Clinical And Experimental Research*, *24*(4), 339-344.
- Hase, K., & Stein, R. B. (1999). Turning Strategies During Human Walking. *Journal Of Neurophysiology*, *81*(6), 2914-2922.
- Herman, T., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2011). Properties of the 'Timed Up and Go' Test: More than Meets the Eye. *Gerontology*, *57*(3), 203-210.
- Huxham, F., Gong, J., Baker, R., Morris, M., & Iansek, R. (2006). Defining spatial parameters for non-linear walking. *Gait & Posture*, *23*(2), 159-163.

- Justine, M., Manaf, H., Sulaiman, A., Razi, S., & Alias, H. A. (2014). Sharp Turning and Corner Turning: Comparison of Energy Expenditure, Gait Parameters, and Level of Fatigue among Community-Dwelling Elderly. *Biomed Research International*, 2014(1), 1-6.
- Khobkhun, F., Hollands, M. A., Richards, J., & Ajjimaporn, A. (2020). Can We Accurately Measure Axial Segment Coordination during Turning Using Inertial Measurement Units (IMUs)? *Sensors*, 20(9), 1-11.
- Kolářová, B. (2014) Kinematické technologie. In B. Kolářová, M. Marková, J. Stacho, & L. Szmeková, *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie* (pp. 68-74). Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kolářová, B., Marková, M. & Stacho, J. (2014) Kinetické technologie. In B. Kolářová, M. Marková, J. Stacho, & L. Szmeková, *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie* (pp. 68-74). Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kyrdalen, I. L., Thingstad, P., Sandvik, L., & Ormstad, H. (2019). Associations between gait speed and well-known fall risk factors among community-dwelling older adults. *Physiotherapy Research International*, 24(1).
- Lamb, S. E., Jørstad-Stein, E. C., Hauer, K., & Becker, C. (2005). Development of a Common Outcome Data Set for Fall Injury Prevention Trials: The Prevention of Falls Network Europe Consensus. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(9), 1618-1622.
- Leach, J. M., Mellone, S., Palumbo, P., Bandinelli, S., & Chiari, L. (2018). Natural turn measures predict recurrent falls in community-dwelling older adults: a longitudinal cohort study. *Scientific Reports*, 8(1). 1-9.
- Lundin-Olsson, L., Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1998). Attention, Frailty, and Falls: The Effect of a Manual Task on Basic Mobility. *Journal Of The American Geriatrics Society*, 46(6), 758-761.
- Lusardi, M. M., Fritz, S., Middleton, A., Allison, L., Wingood, M., Phillips, E., Criss, M., Verma, S., Osborne, J., & Chui, K. K. (2017). Determining Risk of Falls in Community Dwelling Older Adults. *Journal Of Geriatric Physical Therapy*, 40(1), 1-36.
- Mancini, M., Schlueter, H., El-Gohary, M., Mattek, N., Duncan, C., Kaye, J., & Horak, F. B. (2016). Continuous Monitoring of Turning Mobility and Its Association to Falls and Cognitive Function: A Pilot Study. *The Journals Of Gerontology Series A: Biological Sciences And Medical Sciences*, 71(8), 1102-1108.

- Mangano, G. R. A., Valle, M. S., Casabona, A., Vagnini, A., & Cioni, M. (2020). Age-Related Changes in Mobility Evaluated by the Timed Up and Go Test Instrumented through a Single Sensor. *Sensors*, 20(3).
- Melzer, I. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, 33(6), 602-607.
- Menant, J. C., Schoene, D., Sarofim, M., & Lord, S. R. (2014). Single and dual task tests of gait speed are equivalent in the prediction of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. *Ageing Research Reviews*, 16, 83-104.
- Mirelman, A., Herman, T., Brozgol, M., Dorfman, M., Sprecher, E., Schweiger, A., Giladi, N., Hausdorff, J. M., & Laks, J. (2012). Executive Function and Falls in Older Adults: New Findings from a Five-Year Prospective Study Link Fall Risk to Cognition. *Plos One*, 7(6), 1-8.
- Moe-Nilssen, R. (1998). 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.
- Muir, S. W., Gopaul, K., & Montero Odasso, M. M. (2012). The role of cognitive impairment in fall risk among older adults: a systematic review and meta-analysis. *Age And Ageing*, 41(3), 299-308.
- Neuls, P. D., Clark, T. L., Van Heuklon, N. C., Proctor, J. E., Kilker, B. J., Bieber, M. E., Donlan, A. V., Carr-Jules, S. A., Neidel, W. H., & Newton, R. A. (2011). Usefulness of the Berg Balance Scale to Predict Falls in the Elderly. *Journal Of Geriatric Physical Therapy*, 34(1), 3-10.
- Orendurff, M. S., Segal, A. D., Berge, J. S., Flick, K. C., Spanier, D., & Klute, G. K. (2006). The kinematics and kinetics of turning: limb asymmetries associated with walking a circular path. *Gait & Posture*, 23(1), 106-111.
- Patla, A. E., Adkin, A., & Ballard, T. (1999). Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. *Experimental Brain Research*, 129(4), 629-634.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). SLACK Incorporated. Thorofare NJ.
- Pham, M. H., Elshehabi, M., Haertner, L., Heger, T., Hobert, M. A., Faber, G. S., Salkovic, D., Ferreira, A., & van Dieën, J. H. (2017). Algorithm for Turning Detection and Analysis Validated under Home-Like Conditions in Patients with Parkinson's Disease and Older Adults using a 6 Degree-of-Freedom Inertial Measurement Unit at the Lower Back. *Frontiers In Neurology*, 8, 1-8.

- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3-4), 81-95.
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal Of The American Geriatrics Society*, 39(2), 142-148.
- Reguli, Z., & Svobodová, L. (2011). Česká verze diagnostiky strachu z pádů u seniorů FES-I (Falls Efficacy Scale International). *Studia Sportiva*, 5(2), 5-12.
- Robinovitch, S. N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P. M., Sarraf, T., Sims-Gould, J., & Loughin, M. (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *The Lancet*, 381(9860), 47-54.
- Salarian, A., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G., & Aminian, K. (2010). ITUG, a Sensitive and Reliable Measure of Mobility. *Ieee Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 18(3), 303-310.
- Santos, G. M., Souza, A. C. S., Virtuoso, J. F., Tavares, G. M. S., & Mazo, G. Z. (2011). Predictive values at risk of falling in physically active and no active elderly with Berg Balance Scale. *Revista Brasileira De Fisioterapia*, 15(2), 95-101.
- Sherrington, C., Tiedemann, A., Fairhall, N. J., Hopewell, S., Michaleff, Z. A., Howard, K., Clemson, L., & Lamb, S. E. (2019). Exercise for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database Of Systematic Reviews*, 1(CD012424). Retrieved: 20.11.2020 from Cochrane Library on the World Wide Web.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*, 80(9), 896-903.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A., & Baldwin, M. (1997). The Effects of Two Types of Cognitive Tasks on Postural Stability in Older Adults With and Without a History of Falls. *The Journals Of Gerontology Series A: Biological Sciences And Medical Sciences*, 52A(4), 232-240.
- Strike, S. C., & Taylor, M. J. D. (2009). The temporal–spatial and ground reaction impulses of turning gait: Is turning symmetrical?. *Gait & Posture*, 29(4), 597-602.
- Taylor, M. J. D., Dabnichki, P., & Strike, S. C. (2005). A three-dimensional biomechanical comparison between turning strategies during the stance phase of walking. *Human Movement Science*, 24(4), 558-573.

- Thigpen, M. T., Light, K. E., Creel, G. L., & Flynn, S. M. (2000). Turning Difficulty Characteristics of Adults Aged 65 Years or Older. *Physical Therapy*, 80(12), 1174-1187.
- Tong, K., & Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes, *Medical Engineering & Physics*, 21(2), 87-94.
- Vellas, B. J., Wayne, S. J., Romero, L. J., Baumgartner, R. N., & Garry, P. J. (1997). Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. *Age And Ageing*, 26(3), 189-193.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Triton.
- Ventura, J. D., Klute, G. K., & Neptune, R. R. (2015). Individual muscle contributions to circular turning mechanics. *Journal Of Biomechanics*, 48(6), 1067-1074.
- Weiss, A., Herman, T., Plotnik, M., Brozgol, M., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2011). An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. *Physiological Measurement*, 32(12), 2003-2018.
- World Health Organization. (2018, 16. ledna). *Falls*. Retrieved from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/falls>
- Wright, R. L., Peters, D. M., Robinson, P. D., Sitch, A. J., Watt, T. N., & Hollands, M. A. (2012). Differences in axial segment reorientation during standing turns predict multiple falls in older adults, *Gait & Posture*, 36(3), 541-545.
- Yamaguchi, T., Yano, M., Onodera, H., & Hokkirigawa, K. (2012). Effect of turning angle on falls caused by induced slips during turning. *Journal Of Biomechanics*, 45(15), 2624-2629.
- Yardley, L., Beyer, N., Hauer, K., Kempen, G., Piot-Ziegler, C., & Todd, C. (2005). Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). *Age And Ageing*, 34(6), 614-619.
- Zedka, M. (2012) Laboratorní vyšetření pohybu. In: P. KOLÁŘ et al., *Rehabilitace v klinické praxi*. (pp. 197-202). První vydání. Praha: Galén.
- Zhang, F., Ferrucci, L., Culham, E., Metter, E. J., Guralnik, J., & Deshpande, N. (2012). Performance on Five Times Sit-to-Stand Task as a Predictor of Subsequent Falls and Disability in Older Persons. *Journal Of Aging And Health*, 25(3), 478-492.

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

PŘÍLOHA 1 Vyjádření etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého

PŘÍLOHA 2 Potvrzení o správnosti překladu

PŘÍLOHA 1. Vyjádření etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého



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.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 8.3.2021 byl projekt základního výzkumu

Autor /hlavní řešitel/: **Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.**
Spoluřešitelé: **prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.; Mgr. Tomáš Klein; Mgr. Denisa Nohelová**

s názvem: **Longitudinal fall risk assessment in fit elderly people –
Longitudinální hodnocení rizikových faktorů pro výskyt pádů u skupiny
zdatných seniorů**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **43/2021**
dne: **10. 3. 2021**

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

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

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

PŘÍLOHA 2. Potvrzení o správnosti překladu



POTVRZENÍ O SHODĚ PŘEKLADU

Potvrzuji, že anglické verze **abstraktu** a **shrnutí** diplomové práce Barbory Petrovičové na téma *„Hodnocení charakteristik otáčení během chůze u seniorů a možnosti jejich využití při predikci pádu“* se shodují s českými originály.

V případě potřeby doplňujících informací mě prosím kontaktujte.

Bc. Viktor Horák
BONALINGUA
Palackého 641/11, 772 00 OLOMOUČ
ICO: 73925101 DIČ: CZ7608224195
Tel.: 585 229 211

Viktor Horák
Olomouc, 28. 6. 2021

Bc. Viktor Horák - BonaLingua, Palackého 641/11, 779 00 Olomouc
Tel.: +420 777 123 218, e-mail: viktorhorak@bonalingua.cz, web: <http://www.bonalingua.cz>