

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV DUÁLNÍHO ÚKOLU A RYCHLOSTI CHŮZE NA VARIABILITU
A KOMPLEXITU CHŮZE VE VENKOVNÍM PROSTŘEDÍ

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Ondřej Bořil, Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Denisa Nohelová

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Ondřej Bořil

Název diplomové práce: Vliv duálního úkolu a rychlosti chůze na variabilitu a komplexitu chůze ve venkovním prostředí

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Denisa Nohelová

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt: Diplomová práce se zabývá hodnocením komplexity a variability chůze ve venkovním prostředí. Cílem práce je posoudit vliv tempa chůze a sekundární činnosti na komplexitu a variabilitu chůze u mladých zdravých jedinců. Výzkumný soubor tvořilo 29 probandů (18 žen, 11 mužů) ve věku $23,3 \pm 2,9$ let. Testování chůze probíhalo na rovné asfaltové ploše ve třech různých variantách (chůze bez úlohy, s manuální úlohou, s kognitivní úlohou) a dvou tempech (přirozené, rychlé). Celkově bylo provedeno 6 měření. Pro záznam pohybu byla použita inerciální měřicí jednotka (Physiolog, GaitUp, Lausanne, Švýcarsko, vzorkovací frekvence 128 Hz) umístěná na kůži nad pátý bederní obratel. Pro analýzu komplexity a variability byly vypočteny indikátory sample entropy (SampEn – pro komplexitu) a root mean square (RMS – pro variabilitu). Výsledky této práce prokázaly významný vliv rychlosti chůze na variabilitu chůze ve všech směrech (vertikálním, medio-laterálním, antero-posteriorním) a to jak při samostatné chůzi, tak i při chůzi se současným plněním sekundární úlohy ($p < 0,0001$). Komplexita chůze byla rychlostí významně ovlivněna při chůzi bez úlohy a s kognitivní úlohou ve směru vertikálním a medio-laterálním. Při chůzi s manuální úlohou měla rychlost vliv na komplexitu chůze jen ve vertikálním směru ($p = 0,0007$). Přidáním manuální úlohy k přirozené chůzi došlo k významnému poklesu variability ve všech směrech ($p < 0,001$), k ovlivnění komplexity v tomto případě nedošlo. Přidání manuální úlohy k rychlé chůzi mělo vliv na variabilitu pouze ve směru vertikálním ($p = 0,000003$) a antero-posteriorním ($p = 0,0002$), vliv na komplexitu se naopak projevil pouze ve směru medio-laterálním ($p < 0,001$). Přidání kognitivní úlohy k přirozené chůzi nevedlo k významné změně variability a komplexity chůze. Přidáním kognitivní úlohy k rychlé chůzi byl prokázán statisticky významný vliv na variabilitu chůze ve všech směrech ($p < 0,001$), komplexita nebyla touto úlohou významně ovlivněna.

Klíčová slova: chůze, duální úkol, sekundární úloha, manuální úloha, kognitivní úloha, tempo chůze, variability chůze, komplexita chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Ondřej Bořil

Title of the master thesis: The Effect of dual task and walking speed on variability and complexity of gait in the outdoor environment

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Denisa Nohelová

The year of presentation: 2021

Abstract: The diploma thesis deals with evaluation of complexity and variability of gait in the outdoor environment. The goal of this thesis is to consider the influence of the secondary activity and gait rate on the basis of complexity and variability of gait at young healthy persons. The research file was created by 29 probands (18 women, 11 men) at the age of 23.3 ± 2.9 years. The gait testing proceeded on a flat asphalt surface in three various versions (gait without task, with a manual task, with a cognitive task) and at two gait rates (natural, quick). Totally 6 measurements were carried out. An inertial measuring unit (Physilog, GaitUp, Lausanne, Switzerland, sampling frequency of 128 Hz) was used for the movement record, placed on the skin above the fifth lumbar vertebra. Indicators sample entropy (SampEn – for complexity) and root mean square (RMS – for variability) were calculated for the complexity and variability analysis. Results of this thesis exerted a significant influence of the gait rate on the gait variability in all directions (vertical, medio-lateral, antero-posterior) both at the separate gait and at gait with simultaneous fulfilment of a secondary task ($p < 0.0001$). The gait complexity was affected significantly by the gait rate without tasks and with a cognitive task in the vertical and medio-lateral directions. The gait rate with a manual task affected the gait complexity only in a vertical direction ($p = 0.0007$). By adding the manual task to the natural gait, the variability decreased significantly in all directions ($p < 0.001$), the complexity was not affected in this case. By adding the manual task to the quick gait, the variability was affected only in the vertical direction ($p = 0.000003$) and antero-posterior direction ($p = 0.0002$), to the contrary, the influence on complexity was shown only in the medio-lateral direction ($p < 0.001$). Addition of the cognitive task to the natural gait did not lead to a significant change of the gait variability and complexity. By adding the cognitive task to the quick gait, a statistically significant influence on the gait variability was exerted in all directions ($p < 0.001$), the complexity was not affected by this task significantly.

Keywords: gait, dual task, secondary task, manual task, cognitive task, gait rate, variability, complexity

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Denisy Nohelové, že jsem uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 7. 5. 2021

.....

Děkuji Mgr. Denise Nohelové za cenné rady a odborné vedení, které mi poskytla při zpracování této diplomové práce. Dále děkuji za možnost být součástí výzkumného projektu IGA_FTK_2019_006, v rámci kterého byla tato diplomová práce řešena.

Seznam použitých zkratek

ApEn	Approximate entropy (přibližná entropie)
CNS	Centrální nervová soustava
COP	Center of pressure (centrum tlaku)
CPG	Central pattern generator (centrální generátory pohybu)
DK	Dolní končetina
DKK	Dolní končetiny
EKG	Elektrokardiografie
GC	Gait cycle (krokový cyklus)
HKK	Horní končetiny
IC	Initial contact (iniciální kontakt)
ISw	Initial swing (iniciální švih)
LR	Loading response (postupné zatížení)
MSt	Mid Stance (střední opora)
MSw	Mid Swing (mezišvih)
PSw	Pre-swing (předšvihové období)
RMS	Root mean square (druhá odmocnina ze střední hodnoty kvadrátu časového průběhu funkce)
ROM	Range of motion (rozsah pohybu)
SampEm	Sample entropy (entropie vzorku)
STJ	Subtalární kloub
TSt	Terminal stance (konečný stoj)

OBSAH

1	ÚVOD.....	11
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	12
2.1	Chůze.....	12
2.1.1	Krokový cyklus	12
2.1.2	Pohyb HKK a trupu	19
2.2	Řízení chůze	21
2.3	Variabilita a komplexita chůze.....	23
2.3.1	Variabilita	23
2.3.2	Komplexita	25
2.4	Chůze s dvojitým úkolem.....	27
2.5	Analýza a hodnocení chůze.....	30
3	CÍLE PRÁCE	35
4	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	36
5	METODIKA.....	37
5.1	Design studie.....	37
5.2	Charakteristika výzkumného souboru.....	37
5.3	Průběh měření	38
5.4	Analýza dat.....	38
5.5	Statistické zpracování dat.....	39
6	VÝSLEDKY	40
6.1	Vliv rychlosti na provedení chůze.....	40
6.1.1	Vliv rychlosti na variabilitu chůze	40
6.1.2	Komplexita chůze při změně rychlosti chůze.....	42
6.2	Vliv sekundární úlohy na provedení chůze.....	43
6.2.1	Variabilita chůze při plnění sekundární úlohy.....	43

6.2.2	Komplexita chůze při plnění sekundární úlohy.....	45
6.3	Shrnutí výsledků.....	47
7	DISKUZE	48
7.1	Vliv rychlosti na provedení chůze.....	49
7.2	Vliv sekundární úlohy na provedení chůze	50
7.3	Důsledky pro klinickou praxi.....	52
7.4	Limity studie	54
8	ZÁVĚRY	55
9	SOUHRN.....	56
10	SUMMARY	58
11	REFERENČNÍ SEZNAM.....	60
12	PŘÍLOHY	68

1 ÚVOD

Každý den se dostáváme do situací, během kterých jsme nuceni vykonávat více činností najednou. Tento tzv. multitasking můžeme pozorovat právě při chůzi, během které jsou zdraví jedinci schopni konverzovat, vyhýbat se překážkám, vyřizovat e-maily apod. Dnes již víme, že pro chůzi je nezbytné nejen její plánování a zajištění stabilizace, ale také zapojení určitých kognitivních procesů (McFadyen, Gagné, Cossette, & Ouellet, 2017). Kognitivní zdroje však nejsou nevyčerpatelné, a tak dochází při provádění více úkolů, které vyžadují pozornost a překračují kapacitu právě těchto zdrojů, ke snížení výkonu minimálně u jednoho z nich (Hamacher, Herold, Wiegel, Hamacher, & Schega, 2015). Na základě tohoto modelu sdílené kapacity lze předpokládat, že současné provádění různých kognitivních úkonů bude mít vliv na výkon chůze.

Jednou z metod kinematické analýzy chůze je akcelerometrie. 3D akcelerometry nám umožňují získat data o míře zrychlení v prostoru a jejich výhodou je malá velikost a přenositelnost, díky kterým jsme schopni analyzovat chůzi i v přirozeném venkovním prostředí. Získaná data z akcelerometrů lze dále interpretovat pomocí lineárních a nelineárních metod. Prostřednictvím nelineárních metod je možné zkoumat např. předvídatelnost pohybu. Jednou z nejvíce používaných metod pro kvantifikaci předvídatelnosti je tzv. sample entropy (SampEn), která je v této práci indikátorem pro komplexitu (Raffalt, Denton, & Yentes, 2018). Komplexita představuje nepravidelné výkyvy, které se běžně vyskytují ve fyziologických rytmech. Snížená komplexita je spojená s dvěma krajními stavy. Systém je buďto příliš nestabilní (jedná se tedy o nízkou míru předvídatelnosti) nebo je příliš rigidní (jedná se o vysokou míru předvídatelnosti). O úrovni komplexity vypovídá mimo jiné i variabilita. Pohybový systém zdravých jedinců je charakteristický „organizovanou“ variabilitou, která napomáhá flexibilně reagovat na nepředvídatelné podněty. Chůze, tak jako všechny pohyby, vyžaduje specifickou míru variability. Optimální rozmezí variability chůze se tedy nachází mezi randomizovaným a periodickým pohybem.

Hodnocení chůze pomocí signálů obdržných z nositelných senzorů může být využito v rámci klinického vyšetření. Velikost výkyvů chůze v čase může pomoci kvantifikovat patologické změny v dynamice chůze, zhodnotit kognitivní složku posturální aktivity a dokumentovat závažnost onemocnění, riziko pádu či vliv terapeutické intervence.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Chůze

Chůze je nejběžnější formou lokomoce a zastupuje velkou část denních aktivit. Chůze také patří mezi nejzákladnější a nejpoužívanější vyšetřovací postupy, a proto je jejímu rozboru věnována v této diplomové práci větší pozornost. Základní podmínkou pro uskutečnění chůze je plynulý kontakt chodidla s podložkou. Tělo je za předpokladu udržení stability posouváno přes podpůrnou dolní končetinu (DK), zatímco druhá DK dosahuje nové pozice opory (Perry & Burnfield, 2010). Tento přesun je bilaterální funkcí zahrnující multisegmentální interakce, jak DK, tak celého zbytku těla, které spolu vytváří jednotlivé neuromechanické vzorce (Allard, Cappozzo, Lundberg, & Vaughan, 1998). Provedení švihové fáze tedy ovlivňuje fázi opornou a naopak. Díky těmto interakcím lze chůzi pozorovat jako recipročně se opakující, zdánlivě stejnou, sekvenci základních pohybů s 50% fázovým posunem. Jednotlivé sekvence těchto funkcí popisujeme jako krokový cyklus (gait cycle – GC) (Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018).

2.1.1 Krokový cyklus (GC)

GC rozdělujeme na fázi opornou a švihovou, které jsou konkrétně danými událostmi dále rozděleny na jednotlivá období. Tyto anatomické a biomechanické události jsou charakteristické pro co nejeekonomičtější průběh chůze. Pro vyšetřujícího jsou lehce pozorovatelné a jasně srovnatelné s ideálním provedením, čímž se jejich znalost stává silným vyšetřovacím nástrojem (Whittle, 2007). Znalost průběhu GC je tedy ve fyzioterapeutické praxi základním předpokladem ke správnému vyšetření chůze. Z tohoto důvodu je zde krokový cyklus popsán detailněji.

Ačkoli GC nemá pevně daný začátek ani konec, pro didaktické účely popisujeme jako začátek krokového cyklu iniciální kontakt, jenž je zároveň i začátkem oporné fáze. Základní rozdělení GC vychází především z prací autorů Perry (2010) a Whittle (2007). Je však nezbytné připomenout, že délka fází a období GC se může lišit v závislosti na řadě faktorů, především na rychlosti chůze (Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018).

Krokový cyklus dle Whittla (2007)

1. Initial contact (iniciální kontakt)
2. Opposite toe off (odlepení palce druhostranné končetiny)
3. Heel rise (zvednutí paty)
4. Opposite initial contact (iniciální kontakt druhostranné končetiny)

5. Toe off (odlepení palce)
6. Feet adjacent (míjení chodidel)
7. Tibia vertical (vertikální postavení tibie)

Krokový cyklus dle Perry (2010)

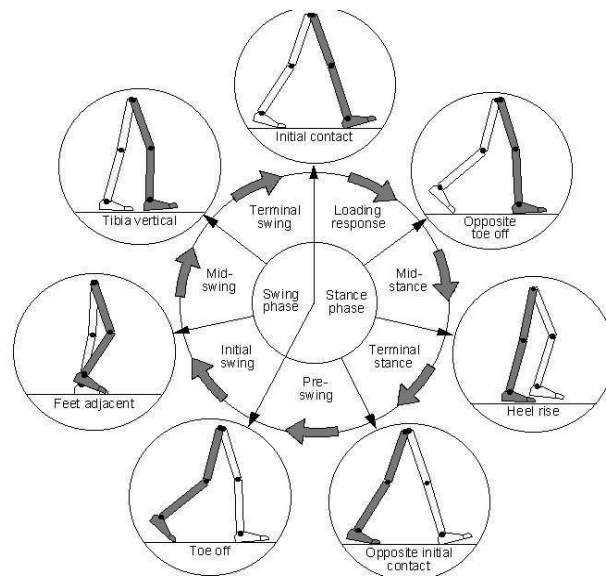
1. Initial kontakt (iniciální kontakt)
2. Loading response (postupné zatížení)
3. Mid Stance (střední opora)
4. Terminal stance (konečný stoj)
5. Pre-Swing (předšvihové období)
6. Initial swing (iniciální švih)
7. Mid Swing (mezišvih)
8. Terminal swing (terminální švih)

Rozložení doby fáze během GC, při běžné rychlosti chůze, náleží přibližně 62 % kontaktu nohy s podložkou a zbylých 38 % cyklu švihové fázi (Perry & Burnfield, 2010). Začátkem oporné fáze je iniciální kontakt, na který ihned navazuje období postupného zatížení, kdy ploska nohy zvětšuje kontaktní plochu a přizpůsobuje se podkladu (Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018).

V momentě nadzvednutí palce druhostranné končetiny od podložky ploska nohy dosáhne plného kontaktu s podložkou. V tuto chvíli (přibližně ve 12 % trvání celého GC) je opora pouze na jedné DK, čímž začíná období střední opory. S přesunem těžiště těla kupředu je tělesná hmotnost přenášena více na přední část chodidla. V okamžik, kdy je veškerá opora přesunuta do oblasti metatarzofalangeálních kloubů se nadzvedne pata. Tímto začíná období aktivního odrazu. V tomto období (30–50 % GC) probíhá posun těla kupředu nejrychleji. Hlavní hnací silou je dopředný pokles tělesné hmoty, který je korigován činností m. triceps surae (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

V polovině cyklu zahájí kontakt druhostranné paty fázi dvojité opory a období pasivního odrazu. Během tohoto období je váha přenesena na druhostrannou DK, která nyní napomáhá udržovat rovnováhu a vytváří podmínky pro zrychlený přesun švihové DK k dosažení nové pozice opory. Předšvihové období končí odlepením palce od podložky. Noha přechází do fáze švihové a začíná jednooporové období druhostranné končetiny. Iniciální švih (62-75 % GC) přechází v okamžiku míjení nohou do období

středního švihů, jenž v momentě vertikálního postavení tibie švihové DK zahajuje terminální švih (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).



Obrázek 1. Znárodnění krokového cyklu (Whittle, 2007)

Rozlišování osmi období GC je charakteristické pro analytické pozorování chůze. Díky této detailní analýze biomechanických a anatomických dějů dokážeme jasně definovat, jak DK napomáhá snižovat energetickou náročnost chůze, chránit před přetížením, absorbovat energii nárazů a přispívat k udržení rovnováhy. Stejný přístup však neposkytuje srovnatelné vysvětlení progresu těla a udržení postury (Perry & Burnfield, 2010).

Hlavním důvodem je to, že tento koncept nezahrnuje řadu dalších významných faktorů. Pro normální průběh chůze má totiž zásadní význam sdružování pohybů ve všech fyziologických rovinách jak na úrovni jednoho kloubu, tak i mezi klouby (Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018). Dále je nutné přihlížet k vlastnostem myofasciálních struktur, zejména pro jejich schopnost přenosu síly a uchování energie (Richter & Hebgen, 2011). V neposlední řadě je nutno konstatovat, že aktivita svalů v jedné pohybové fázi nevychází pouze z jednostranného optimálního nastavení (protažení) během předchozí pohybové fáze, ale z nastavení bilaterálního (Richter & Hebgen, 2011). Proto je nezbytné věnovat pozornost bilaterální synergetické funkci končetin. Níže v textu jsou funkce zorganizovány do vzájemných synergií za účelem identifikace všech událostí přispívajících k progresi těla (Perry & Burnfield, 2010).

Jako základ pro definování vzorů bilaterální synergetické funkce byly vybrány hlavní oporná období DK. První synergií tvoří iničiální kontakt (IC) a období postupného

zatížení (LR), ke kterým náleží období předšvihové (PSw) druhostranné DK (0-12 % GC a 50-62 % GC). Do druhé synergie patří období střední opory (MSt) spolu s iniciálním švihem (ISw) a první polovinou mezišvihu (MSw) kontralaterální DK (12-31 % a 62-81 % GC). Třetí a poslední synergii představuje konečný stoj (TSt) a zbylá část švihové fáze druhostranné DK (31-50 % a 81-100 % GC) (Perry & Burnfield, 2010).

1. Synergie (IC + LR a PSw)

Ve chvíli dopadu nohy na podložku musí být DK v ideálním postavení, aby dokázala účinně absorbovat náraz a zároveň udržet stabilitu i dopředný pohyb. Těsně před okamžikem úderu paty je postavení kotníku a subtalárního kloubu (STJ) neutrální, koleno je téměř plně extendované (5° flexe) a kyčel je ve flexi 20 ° (Perry & Burnfield, 2010). Prudkost této akce vyprodukuje vertikální komponentu reakční síly podložky, která dosahuje intenzity 50-125 % tělesné váhy. V rámci 1-2 % krokového cyklu se tělo musí vyrovnat s touto reakční silou, která vyvolává instabilitu v kotníku, kyčli a trupu. Na tlumení energie dopadu se významně podílí deformace měkkých tkání, mechanismus sdružených pohybů a excentrická kontrakce svalů (Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018; Whittle, 2007).

U přední DK pozorujeme vektor reakční síly podložky procházející sagitální rovinou za kotníkem, má tedy vůči kotníku posteriorní směr, a vyvolává rychlou plantární flexi. Plantární flexe, iniciovaná úderem paty, pokračuje, avšak díky aktivitě dorziflexorů (m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus) se nedostane za úroveň 5 °. Tato svalová aktivita pomáhá k udržení paty, jako jediného kontaktního místa chodidla s podložkou, což poskytuje otočný bod (pivot) pro přesun váhy vpřed (Perry & Burnfield, 2010).

V kolenním kloubu probíhá po dopadu paty posun kondylů femuru po tibiálním plató a následkem rozdílných brzdících a elastických sil dochází k většímu posunu mediálního kondylu, což vede k vnitřní rotaci v koleni. Vnitřní rotace odemyká kolenní kloub a umožňuje tak flexi. S odemčením kolenního kloubu je také spojen tzv. pantový mechanismus. Zde je addukce a vnitřní rotace talu, vyvolaná pod tíhou těla na pevném calcaneu, spojena s vnitřní rotací tibie. Spolu s těmito sdruženými pohyby souvisí také pronace STJ. Tato pronace je kontrolována excentrickou kontrakcí m. tibialis anterior. Zmíněné síly mají za následek relativní supinaci Chopartova kloubu, protože středonoží s přednožím nemůže sledovat celý rozsah everze zánoží. Tím dojde

k maximální volnosti nohy na úkor nízké stability. „Odemkne se“ Chopartův kloub, což umožní absorpci nárazu a optimální přizpůsobování plosky nohy povrchu (Vařeka & Vařeková, 2012).

Tyto sdružené mechanismy dále umožní flexi kolene, která je spojená s výrazným pohybem tibie kupředu. Stabilita kolenního kloubu je zajišťována koordinací mm. vastii a hamstringů, přetrvávající z terminální švihové fáze. Ke konci postupného zatěžování DK se koleno dostává před vektor reakční síly podložky, což má za následek snížení aktivity ischiokrurálních svalů a zvýšení síly produkované m. gluteus maximus. Zvětšující se flexe kolene, která však nepřekročí 20 °, si vyžaduje vysokou aktivitu mm. vastii, které brzdí flexi excentrickou kontrakcí. M. rectus femoris se na stabilizaci nepodílí, protože by působil flexi v kyčli (Perry & Burnfield, 2010; Richter & Hebgen, 2011).

Přesun váhy dovolí zadní DK ve fázi předšvihové uvolnit napětí nastřádané v plantiflexorech. Vrcholí propulze, nezbytná k iniciaci švihu DK a zachování dopředného pohybu. Velké množství uložené energie převede kotník z 10° dorsální flexe do téměř 20° plantární flexe. Pata se dostává do výšky 4 cm od podložky a metatarzofalangeální klouby se dostanou až do extenze 55 °. Palec se stává místem pro přesun končetiny vpřed (toe rocker). Ke konci tohoto období je kyčel v 10° extenzi a koleno ve 40° flexi. Toto relativní zkrácení končetiny je kompenzováno velkou plantární flexí. Během období postupného zatížení jsou aktivní především plantiflexory (stěžejní je aktivita m. triceps surae) a m. gracilis, který spolu s adduktory kyčelního kloubu působí proti abdukčnímu momentu síly. Ke konci tohoto období dochází k předpětí v m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. sartorius, jejichž funkcí je v tomto momentu stabilizovat kyčelní kloub a uložit energii pro švihovou fázi (Perry & Burnfield, 2010).

Při chůzi vykonává pánev rotaci kolem vertikální osy. Pánev rotuje dopředu v transverzální rovině na straně švihové DK, kdy dosahuje maximálního rozsahu (4-5 °) chvíli po iniciálním kontaktu. Na zastavení rotace a iniciaci rotace pánve ke druhé straně se podílí především kontralaterální m. iliopsoas, m. obliquus externus abdominis, ipsilaterální m. obliquus internus abdominis a autochtonní zádové svalstvo. Po zahájení pohybu zmíněnými svaly je pohyb dokončen švihem DK (v rámci zachování zákona hospodárnosti) (Richter & Hebgen, 2011; Yang, Yoshida, Hortobágyi, & Suzuki 2013).

Celá pánev se tedy globálně rotuje i naklání. Ke změnám však dochází také v samotné pánvi, mezi křížovou a kyčelní kostí. Pánevní kost rotuje posteriorně na straně švihové dolní končetiny a anteriorně na straně stojné DK. Kyčelní kosti tedy rotují v opačném směru. Spolu s kyčelními kostmi se pohybuje i křížová kost. Provádí stejnou rotaci a laterální flexi, ale pomaleji. Tímto lze křížovou kost připodobnit ke kuličkovému ložisku, jehož úkolem je udržet silové linie mezi oběma kyčelními kostmi a páteří (Richter & Hebgen, 2011).

2. synergie (MSt a ISw + 1. polovina MSw)

V období střední opory je již váha celého těla přesunuta na jednu DK. Se zvětšeným zatížením nohy je třeba zpevnit přednoží, proto je během období střední opory snižována pronace v STJ, čímž dochází k relativní pronaci zánoží a tedy uzamykání Chopartova kloubu. Inverzi STJ zajišťuje tah plantární aponeurózy, m. triceps surae a aktivita m. tibialis posterior. M. tibialis anterior není pro supinaci využit a jeho aktivita, stejně jako aktivita ostatních dorziflexorů, je od počátku období střední opory nulová (Perry & Burnfield, 2010).

Stojná noha už je plně v kontaktu s podložkou (pata i přednoží) a tibie vertikálně. Pohyb je v průběhu fáze zajištěn progresí tibie vpřed v hlezenním kloubu. Pivota otáčení se nyní nachází v kotníku (ankle rocker). Stabilitu končetiny nyní zajišťuje především m. soleus a mm. gastrocnemii. Excentrickou kontrakcí kontrolují pohyb tibie vpřed. Moment síly švihové kontralaterální nohy poskytne pasivní sílu ke zmenšení flexe kolene. V polovině střední opory vektor reakční síly podložky přechází za osu kolene a ke stabilizaci kolene stačí nízká aktivita mm. vastii. Před hyperextenzí poskytuje kolenu ochranu kloubní pouzdro a šlachy probíhající za osou kolene. Kyčelní kloub během období střední opory přejde z 20° flexe do neutrálního postavení. Na konci období je kolenní kloub v téměř plné extenzi (5° flexe) a dorsální flexe v kotníku vzroste na 5° (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Stabilitu pánve a kyčelního kloubu garantují především mm. glutei a m. tensor fasciae latae, předeplínající tractus iliotibialis. V kolenním kloubu zajišťují stabilitu ve frontální rovině svaly s úponem do pes anserinus a řetězec m. gluteus maximus – m. vastus lateralis – retinaculum patellae. Inverze nohy je omezena peroneálním svalstvem (Richter & Hebgen, 2011).

S přechodem druhostranné DK do švihové fáze je po nadzvednutí nohy od podložky redukována plantární flexe, postupně až na 5 °. Je třeba zajistit čisté odvinutí nohy od podložky. M. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus vykazují nejvyšší aktivitu za celý GC. V kolenním kloubu se prohlubuje flexe až na 60 ° a současně přechází do flexe i kyčelní kloub. Rozsah i načasování je podstatné. Noha je relativně delší kvůli poklesnutí pánve na švihové DK. Flexi v kolenním kloubu zajišťuje především krátká hlava m. biceps femoris. Kombinovanou flexi kolenního a kyčelního kloubu poskytne stále aktivní m. sartorius a m. gracilis. Hlavním flexorem kyčle je m. iliopsoas. Na dosažení až 15° flexe v kyčli se podílí i m. rectus femoris. Dále je v této fázi švihové končetiny potřeba minimální svalové aktivity. Svaly kolene jsou relaxované a kolenní extenzi zajišťuje extenční moment síly vyvolaný flexí kyčelního kloubu (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

3. Synergie (TSt a 2. polovina MSw + TSw)

Tato synergie je spojena především s progresí těla kupředu a zajištěním stability „přepadávajícího“ trupu a stojné DK. Je započata odlepením paty stojné DK od podložky, kde se dorsální flexe v kotníku zvětšuje až k 10 °. Aktivita m. triceps surae se stále zvyšuje, až v polovině období konečného stoje dosáhne svého maxima. Pokračuje překlápění STJ z varozity. Již od poloviny období střední opory napomáhají svojí aktivitou tomuto překlápění peroneální svaly. Koncem období je velikost varozity 2 °. Vzhledem k tomu, že váha těla je na přednoží, které je plně v kontaktu s podložkou, je během celého období konečného stoje v Chopartově kloubu pronace. Chopartův kloub je tedy zamčený a přednoží je zpevněné pro udržení váhy těla a pro vytvoření rigidní páky nohy, bez které by se nemohla plně uplatnit lokomoční funkce m. triceps surae. Osa otáčení těla se nachází na metatarzofalangeálních kloubech (forefoot rocker), ve kterých postupně dojde až k 21° dorsální flexi. Femur pokračuje dopředu přes stabilní tibií a flexe kolenního kloubu je redukována na minimum (Perry & Burnfield, 2010; Whittle, 2007).

Již zmíněná aktivita m. triceps surae je zapotřebí pro dynamickou stabilizaci kotníku. Tato aktivita je však izometrická, nikoli excentrická, jak by se mohlo zdát. Pomocí ultrazvukového vyšetření bylo prokázáno, že zvětšení dorsální flexe o 5 ° během období konečného stoje je způsobeno protažením šlach, zatímco délka svalového vlákna je nezměněna. „Předepnutí“ těchto struktur představuje potencionální energii, kterou tělo využije během předšvihového období pro odraz (Perry & Burnfield, 2010).

Na straně švihové DK je třeba koordinovat extenzi kolenního kloubu excentrickou kontrakcí hamstringů. V rámci přípravy na kontakt s podložkou je nezbytné snížit flexi kyčle z 25 ° na 20 ° a zajistit přesné nastavení tibie a nohy pro ideální dopad paty. Zvyšuje se tedy aktivita pretibiálních svalů, gluteálních svalů, ischiokrurálních svalů, m. tensor fasciae latae a m. adduktor magnus. Dolní končetina je připravena na iniciální kontakt a cyklus se opakuje (Perry & Burnfield, 2010; Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018; Whittle, 2007).

2.1.2 Pohyb HKK a trupu

Velká část klinických studií má tendenci ignorovat pohyb horních končetin (HKK) a trupu vůči pánvi a dolním končetinám (DKK). Pro zjednodušení kalkulují se všemi segmenty nad pánví jako s jedním tělesem. V klinické praxi však pohyb rotace páteře, pohyb HKK či asymetrie amplitud švihů HKK představují pro fyzioterapeuta důležitý diagnostický zdroj údajů nejen pro hodnocení chůze. Tyto mechanismy však nejsou podrobně známy a při hledání odpovědi na otázku, proč lidé při chůzi pohybují horními končetinami a v jaké míře je tento pohyb aktivní či pasivní, neexistuje plně přijímaná odpověď. Co se týká hlediska účelu, tak nejčastěji navrhovanými důvody zkříženého pohybu horních končetin je snaha udržet dynamickou stabilitu, optimalizovat nervový výkon a minimalizovat spotřebu energie (Meyns et al., 2013; Wu, et al., 2016).

Jelikož se během chůze otáčí pánev směrem ke stojné DK, zatímco hrudník rotuje opačným směrem, dochází k torznímu pohybu páteře s hypomochlionem v oblasti dolní hrudní páteře. Obratle bederní páteře se stáčejí k podpůrné DK, zatímco hrudní obratle k DK švihové (Preece, Mason, & Bramah, 2016). Dle Li, Kakar, Walker, Guan a Simpson (2018) opačný pohyb ramenního pletence, vzhledem k rotačnímu pohybu pánve, pohlcuje axiální moment rotační síly hybnosti DK. Situaci, kdy pánev vykonává rotační pohyb, jenž má opačný směr vzhledem k rotačnímu pohybu trupu nazýváme out-of-phase. Vzájemná rotace mezi hrudníkem a pánví během GC však není pouze opačná. Období, ve kterém rotují stejným směrem nazýváme in-phase.

Trvání out-of-phase má během GC delší časové zastoupení než in-phase. Poměr těchto dvou fází je ovlivněn především rychlostí chůze (Wu, et al., 2016). Yang et al. (2013) ve své studii prokázali, že při rychlejší chůzi je větší poměr out-of-phase ku in-phase než při přirozeném tempu chůze. Spolu se zvětšováním podílu out-of-phase během GC je se zvětšující se rychlostí chůze zvětšován i vzájemný rozsah rotace mezi hrudníkem

a pánví. Dle Bruijn et al. (2008) se rotace mezi segmenty změní z 45 ° při rychlosti chůze 2 km/h na 125 ° v rychlosti 5,2 km/h.

Pohyby HKK jsou přirozeným pokračováním rotace hrudní páteře a v ideálním případě vycházejí z ramenních pletenců. Při přirozeném tempu chůze je v sagitální rovině celkový rozsah pohybu v ramenním kloubu přibližně 32 °. K maximálnímu rozsahu pohybu do extenze (24 °) dochází na počátku stojné fáze. Vrchol flexe (8 °) nastává koncem období konečného stoje, tedy v době iniciálního kontaktu druhostranné DK. Je třeba poznamenat, že během rychlé chůze (128 m/min), i přes zvýšení celkového rozsahu pohybu (ROM) (39 °), nedochází ke zvětšování ROM v ramenním kloubu do flexe a extenze v přibližně daném poměru 2:1. Maximální extenze vzroste na 31°, avšak exkurze do flexe zůstává na 8 ° (Perry & Burnfield, 2010).

Dle Meyns, Bruijn a Duysens (2013) pohyb paží během lidské chůze snižuje energetické náklady až o 8 % a také usnadňuje pohyb DK. Při křížmochodní chůzi preferovanou rychlostí vykonávají HKK kontralaterální pohyb vůči DKK. Poměr frekvence mezi HKK a DKK je při přirozeném tempu chůze 1:1, což odpovídá pohybu pravé paže vpřed a levé noze vpřed. Pohybem paží vzniká torzní síla kolem svislé osy trupu. Obě paže tedy přispívají torznímu účinku ve stejném směru. Při velmi pomalé chůzi je kadence HKK dvojnásobná oproti kadenci DKK. Tento poměr 2:1 si při chůzi nejčastěji osvojují jedinci s centrálními neurologickými deficity. Můžeme však pozorovat i čistě homolaterální pohyby HKK vůči DKK, tzv. mimochodní chůzi. U zdravého člověka ji můžeme zachytit například při chůzi v hlubokém sněhu, vodě či při chůzi proti silnému větru (Kuhtz-Buschbeck & Jing, 2012; Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018).

Přirozený pohyb paží však není pro chůzi nezbytný. Člověk je například schopný chůze i při současném provádění různých úkolů pomocí rukou, omezující pohyby HKK (přenášení hrnku či manipulace s mobilním telefonem). Taková chůze však vyžaduje zvýšenou pozornost a úsilí pro nutnost kompenzovat úhlové zrychlení kolem longitudinální osy těla. V případě, že je stabilizační funkce horních končetin omezena, případně úplně chybí, musí torzní složku sil kompenzovat trup, pánev a svalstvo DKK. Přičemž podíl pánve a trupu na tlumení rotace není při fyziologické chůzi více než 10 % (Bruijn, Meijer, Van Dieen, Kingma, & Lamoth, 2008).

V odborné společnosti zatím neexistuje ani shodná odpověď na otázku, jak je pohyb rukou během chůze řízen. Meyns et al. 2013 ve své studii prokázal aktivitu svalů

HKK včetně m. deltoideus, m. latissimus dorsi a m. trapezius. Collins, Adamczyk a Kuo (2009) tvrdí, že pohyby paží jsou primárně pasivní a aktivita svalů je využita pouze k iniciaci pohybu, ke korekci pohybu, případně poskytuje točivý moment síly až při vyšších rychlostech. Vycházíme-li z těchto poznatků, vyvstává otázka, proč jsou svaly paže aktivní i v případě, když jsou HKK pasivně připevněny k trupu (Kuhtz-Buschbeck & Jing, 2012). Vysvětlení nabízí sdílené mechanismy pro kontrolu bipedální a kvadrupedální lokomoce uložené v míše, tzv. centrální generátory pohybu (CPG) (Dietz, 2011). Ačkoli přímé důkazy u člověka chybí, existují nepřímé argumenty pro koordinaci dolních a horních končetin. Spojení mezi HKK a DKK se objevuje při výkonu různých činností, kde používáme HKK i DKK současně (Meyns et al., 2013).

Kromě chůze se jedná například o plavání, kdy se paže pohybují ve stejné frekvenci jako DKK nebo na násobku této frekvence. Při testování tleskání během chůze bylo zase zjištěno, že tlesknutí je přesně spojeno s úderem paty, a to i v případě, kdy byli probandi instruováni k chůzi a tleskání různými rychlostmi (Meyns et al., 2013). Wu et al. (2016) uvádí, že pohyb HKK při chůzi zlepšuje dynamickou stabilitu, umožňuje snižovat vertikální posun těžiště, napomáhá vyvažovat točivý moment produkovaný pohybem DKK a pohlcovat reakční sílu podložky. Kromě mechanického hlediska je také užitečné využívat pohyb paží v rehabilitaci. Zejména pro zlepšení koordinace končetin či jako facilitační mechanismus (Meyns et al., 2013; Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018).

2.2 Řízení chůze

Základem veškeré pohyblivosti je svalový tonus, na němž je dále vystavěn systém vzpřimovacích a posturálních reflexů (Véle, 2006). Nejkomplikovanější podmínkou chůze je zajištění postury (Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018). Na posturální funkci má vliv především subkortikální systém. Mezi subkortikální centra řadíme mozeček, mozkový kmen, prodlouženou míchu, retikulární formaci, bazální ganglia a thalamus (Véle, 2006).

Centrální nervová soustava (CNS) je schopná zajistit lokomoci za předpokladu zajištění pevné opory tak, aby se mohla projevit reakční síla. Reakční síla podložky vzniká působením tíhové síly a propulzní svalové síly. Míra vyprodukované propulzní síly záleží na schopnosti CNS zajistit mezikloubovou koordinaci. Koordinace pohybů je schopnost sestavovat a udržovat nespočet vztahů mezi klouby a segmenty během pohybu a tím vytvářet výstupní motorické vzory. Dle teorie dynamických systémů jsou pohybové

vzory výsledkem sebeorganizace neuromuskulárního systému založené na pohybových úkolech, anatomických omezeních a faktorech prostředí (Perry & Burnfield, 2010; Richter & Hebgen, 2011).

Tělo, nervový systém i okolí jsou navzájem velmi blízce provázané, vysoce strukturované a komplikované dynamické systémy. Z tohoto pohledu nelze pohyb vnímat jako přímou cestu k cíli. Spíše se jedná o uzavřený cyklus interakcí mezi systémem muskuloskeletálním, nervovým systémem a informacemi přijatými z okolí. Pohybový stereotyp je tedy dán interakcí vnějšího a vnitřního prostředí a vypovídá o funkčnosti nervového systému (Richter & Hebgen, 2011).

Lidská lokomoce je řízena relativně autonomní činností na úrovni spinální či nižší mozkové (Vařeka, Janura, & Vařeková, 2018). Zde se nachází centrální generátory vzorů (CPG), které i bez informací z vyšších nervových center dokáží produkovat základní stereotypní prvky chůze (Janura & Zahálka, 2004). Konkrétně se jedná o schopnost periodického opakování svalové činnosti (rytmicita chůze) a produkování specifických forem aktivace pro každý sval (Bronstein & Brandt, 2004). Takováto organizace výrazně snižuje složitost neuromuskulární kontroly a počet stupňů volnosti (Chiu & Chou, 2012). Činnost CPG je řízena pro každou končetinu zvlášť a za jejich aktivaci zodpovídá retikulární formace, přesněji mesencefalická lokomoční oblast (Králíček, 2011).

Díky tomuto uspořádání je centrální motorický program schopen aktivity i při decerebraci a bez sensorických vstupů (MacKay-Lyons, 2002). Při běžných podmínkách je však výhodnější většinu pohybů, za pomoci vyšších struktur a sensorických informací, neustále kontrolovat, vyhodnocovat a ovlivňovat (Wang, Wai, Kuo, Yeh, & Wang, 2008). Úkony, které nemusí být nezbytně pod kognitivní kontrolou nemají jasně danou dobu jejich trvání či nejsou vyloženě plánované (např. souhyb HKK při chůzi) (Georgopoulos, 2000). Vyšší struktury jsou nutné pro regulaci intenzity, zajištění adaptability a řízení iniciace a ukončení lokomoce (Krasovsky & Levin, 2010).

Dnes již víme, že zpracování senzomotorických informací pro udržení dynamické rovnováhy není tak automatické, jak se dříve myslelo. Již Georgopoulos, Lurito, Petrides, Schwartz a Massey (1989) předložili hypotézu, že motorická kůra je klíčovým uzlem při zpracování kognitivních informací souvisejících s motorickou funkcí. Tento názor se stavěl proti tradičnímu pojetí motorické kůry, který ji nepovažoval za nic jiného než za „horní motorický neuron“. Hypotézu následně podpořily výsledky mnoha různorodých

studií. Tyto studie zdokumentovaly zpracování kognitivně-motorické funkce v několika motorických oblastech včetně motorické kůry (Georgopoulos, 2000). V nedávné studii Montero-Odasso a Hachinski (2014) potvrdili, že kognitivní funkce a funkce pro řízení pohybu mohou sdílet mozkové sítě.

Právě flexibilní využití kognitivní kapacity je nezbytné například při zrychlování chůze či při chůzi, kdy simultánně provádíme další úkoly (Hobert et al., 2017). Dle modelu sdílené kapacity při provádění dvou a více úkolů vyžadujících pozornost, které právě kapacitu překračují, dochází ke snižování výkonu minimálně u jednoho z úkolů (Hamacher, Herold, Wiegel, Hamacher, & Schega, 2015). Možností CNS, při provádění náročného pohybu či při multitaskingu, je schopnost maximalizovat směr pozornosti k upřednostňovanému úkolu na úkor úkolu jiného (kognitivní flexibilita) nebo zautomatizování pohybu (Clark, 2015).

Kognitivní flexibilita je nezbytná pro neomezený výkon každodenního života v bdělém stavu. Je řízena čelním lalokem a přidruženými oblastmi a její činnost ovlivňuje stárnutí či neurodegenerativní choroby (např. demence či mrtvice) (Hobert et al., 2017). Clark (2015) ve své studii potvrdil výrazně zvýšenou aktivitu prefrontální oblasti při zahájení chůze, změně rychlosti chůze či při provádění sekundárního úkolu během chůze. Naproti tomu aktivace prefrontální kůry není zásadně ovlivněna při běžné chůzi či při rozdílných rychlostech chůze (např. střední tempo versus pomalé tempo). Toto zjištění je odrazem schopnosti CPG autonomně generovat automatické pohybové vzory (Clark, 2015).

2.3 Variabilita a komplexita chůze

2.3.1 Variabilita

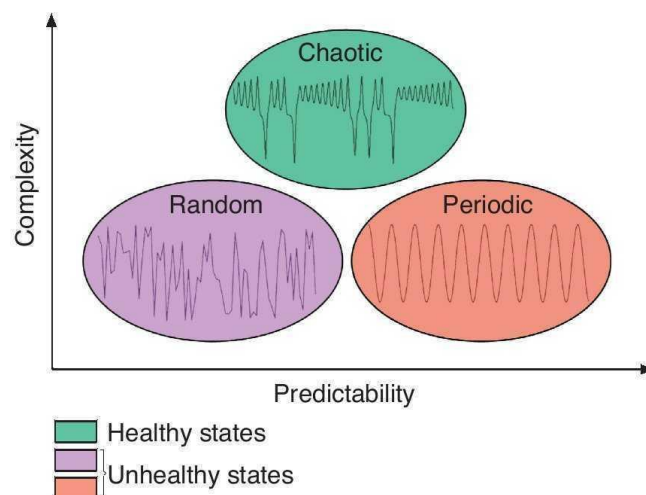
Zdravý a funkční pohybový systém vykazuje „organizovanou“ variabilitu, napomáhající pružně reagovat na nepředvídatelné podněty a stresy. Lidský nervový systém se vyvíjí na základě interakcí s prostředím. Výsledkem těchto koexistujících procesů, které vyplývají z neuroanatomie, plasticity mozku a nepřetržitého přizpůsobování se prostředí, je vysoká variabilita nervového systému (Mikołajewska & Mikołajewski, 2013). Variabilitu pohybu lze popsat jako variace, které se vyskytují při opakovaném provádění motorického úkolu. Když například zatloukáme kladivem, nejsme schopni při žádném z úderů udeřit na stejné místo po stejné trajektorii kladiva. Když půjdeme ve sněhu, naše stopy se nikdy nebudou přesně opakovat (Urbán, Caballero,

Barbado, & Moreno, 2019). Pokud nebudeme variabilitu pohybu připisovat náhodné chybě, může pro nás obsahovat důležité informace (Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006; Suda, Matias, Bus, & Sacco, 2019).

Variabilita je základním mechanismem v procesu motorického učení. Různé variace v daném vzorci pohybu vedou k chybnému provedení a díky vyhodnocení zpětné vazby se praktickým opakováním chyby postupně eliminují, čímž se optimalizuje přesnost a účinnost pohybu. Dle tohoto tradičního pohledu vyplývá snížení variability ze stabilního provedení daného vzorce pohybu, a proto lze snížení variability do určité míry považovat za zlepšení stability systému. Zároveň naznačuje, že nedostatek pohybové variability v přítomnosti měnících se podmínek prostředí nebo úkolů může signalizovat rigidní, nepružné pohybové chování s omezenou adaptabilitou (Ihlen, Weiss, Bourke, Helbostad, & Hausdorff, 2016). Tento názor však nezohledňuje fakt, že některé pohyby, které se zdají být stabilní se paradoxně vykonávají v různých variacích. Tento jev je obzvláště zřejmý, když pozorujeme profesionální sportovce či hudebníky. Jejich výkony jsou nejen konzistentnější než výkony méně schopných jednotlivců, ale také se zdá, že si vyvinuly nekonečné množství způsobů k provedení výkonu (Decker, Cignetti, & Stergiou, 2010). Osvojování libovolného pohybu je dlouhodobý proces, jenž nelze časově ohraničit. Nicméně lze rozlišovat čtyři fáze, které na sebe navazují. První fází učení je hrubá koordinace, na níž navazují fáze jemné koordinace, stabilizace a variabilní tvořivosti. V poslední fázi je jedinec schopen propojovat různé dovednosti a vytvářet originální pohybové programy (Paraschiv-Ionescu, Perruchoud, Buchser, & Aminian, 2012). V případě, kdy dále rozvíjíme a zdokonalujeme stabilní chování tedy variabilita pohybu neklesá, ale spíše roste (Decker, Cignetti, & Stergiou, 2010). Samozřejmě známe i patologické situace, kdy je příliš velká variabilita problémem. Například u jedince s ataktickou poruchou. Veškeré pohyby, včetně chůze, vyžadují specifické rozmezí variability. Pokud jeden pohyb cyklické úlohy nespadá do přijatelného rozsahu, každý další pohyb je narušen. Nesmí být tedy zcela náhodný, ale také nesmí být úplně opakovatelný. Optimální variabilita pohybu se nachází právě mezi randomizací a periodicitou, a je definována pomocí teorie chaosu (Harbourne & Stergiou, 2009).

2.3.2 Komplexita

Lineární nástroje (průměr, standardní odchylka atd.) poskytují informace pouze o „množství“ variability, například při hodnocení variability délky kroku. Jejich výsledky nevypovídají nic o posloupnosti v čase a výkyvy (fluktuace) mezi jednotlivými kroky jsou interpretovány jako výsledek náhodných (stochastických) procesů tzv. „šumů“ nervosvalového systému (Buzzi, Stergiou, Kurz, Hageman, & Heidele, 2003). Pomocí nelineárních nástrojů však bylo prokázáno, že u zdravých dospělých vykazují fluktuace chůze korelace, které sahají k počtu přes tisíce kroků. Časové variace lidského motorického chování tedy nejsou stochastické, ale chaotické (Kurz & Stergiou, 2005). Dle Decker, Cignetti a Stergiou, (2010) chaos poskytuje v nervosvalovém systému mechanismus pro přechod ke stabilním vzorům chůze podle toho, jak je v neustále se měnícím prostředí požadováno. Chaotický systém je stabilní i flexibilní tím, že umožní nervovému systému vybrat při setkání se v chůzi s nestabilitou stabilní model chodu. Jinými slovy vykazuje takovýto komplexní systém vysokou adaptabilitu (Berger et al., 2019; Ihlen, Weiss, Bourke, Helbostad, & Hausdorff, 2016). Variabilita pohybů provedených pro splnění cíle tedy přispívá k informování nervového systému, čímž se podílí na ochraně před poraněním (Harbourne & Stergiou, 2009).



Obrázek 2. Teoretický model komplexity ve vztahu ke zdraví (Decker, Cignetti, & Stergiou, 2010)

Jemné, ale komplexní výkyvy jsou patrné v dynamice zdravé chůze. Komplexitu lze definovat jako nepravidelné (variabilní) fluktuace objevující se ve fyziologických rytmech (Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006). Komplexita je spojena s bohatým behaviorálním repertoárem, pro který je charakteristická chaotická struktura. Menší

komplexita systému je spojena s náhodnými i periodickými stavy, kdy je chování systému buď příliš nestabilní (nízké množství předvídatelnosti) nebo příliš rigidní (vysoké množství předvídatelnosti). Tyto chaotické vzorce mohou být důležité pro klinickou praxi. Například kardiologové sledují na EKG změnu v časovém intervalu mezi QRS komplexy. Periodické nebo náhodné srdeční rytmy se vztahují k patologickým stavům, zatímco chaotické jsou spojovány se stavem zdravým. Podobné výsledky můžeme uplatnit i při hodnocení dynamiky chůze, například pomocí snímání variability pohybu trupu prostřednictvím 3D akcelerometru (Ihlen, Weiss, Bourke, Helbostad, & Hausdorff, 2016).

Komplexita systému samozřejmě závisí na počtu systémových prvků a jejich funkčních interakcí. Nemoc či stárnutí mohou způsobit ztrátu strukturálních komponent systému a/nebo změnit propojení mezi nimi. V závislosti na vnitřních dynamických vlastnostech systémů a požadavcích na motorické úkoly určuje komplexitu biologického systému nemoc, habituace a stáří (Suda, Matias, Bus, & Sacco, 2019). Velikost výkyvů chůze v průběhu času může být užitečná při kvantifikaci věkových a patologických změn v motorickém systému. Tyto korelační vlastnosti se vyvíjejí během dětství a zhoršují se jak s fyziologickým stárnutím, tak s určitými neurologickými chorobami, například s Huntingtonovou chorobou (Goldberger, Amaral, Hausdorff, Ivanov, Peng, & Stanley, 2002), Parkinsonovou chorobou (Combs-Miller, Dugan, Beachy, Derby, Hosinski, & Robbins, 2019) či se stupněm koordinační vývojové poruchy (Rosengren et al., 2009). Hodnocení změny v dynamice chůze lze dokumentovat závažnost onemocnění (Paraskevoudi, Balci, & Vatakis, 2018), užitečnost léků (Combs-Miller, 2019), riziko pádu (Berger et al., 2019) a vliv terapeutické intervence (Decker, Cignetti, & Stergiou, 2010; Suda, Matias, Bus, & Sacco, 2019).

Základem stabilního, ale zároveň adaptabilního systému tedy musí mít bohatý repertoár pohybových strategií, které obsahují optimální variabilitu (Ihlen, Weiss, Bourke, Helbostad, & Hausdorff, 2016). Z tohoto pohledu by cílem neurologické fyzioterapie měla být podpora rozvoje optimálního množství pohybové variability začleněním bohatého repertoáru pohybových strategií (Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006; Suda, Matias, Bus, & Sacco, 2019).

2.4 Chůze s dvojitým úkolem

Paradigma dvojího úkolu je přístup vycházející z experimentální neuropsychologie, kdy se od pacienta vyžaduje, aby vykonával souběžně dva úkoly (dual-task), kterými lze dosáhnout odlišných cílů, které lze provádět nezávisle na sobě a samostatně měřit (Bayot, et al., 2018). Měření je prováděno s cílem porovnat výkon single-task, kdy provádíme samostatně pouze primární úkol, oproti dual-task, kdy se k primárnímu úkolu přidá úkol sekundární, ať už převážně motorický či kognitivní. Primární úkol zůstává po celou dobu výzkumu stejný. Nejčastěji se jedná o motorickou dovednost, většinou z velké části automatickou, v našem případě chůzi, kterou chceme jako fyzioterapeuti vyšetřit či zlepšit. Snahou dual-task je zvýšit pomocí interference úloh požadavky na kognitivní funkce a ovlivnit výkon chůze (Amboni, Barone, & Hausdorff, 2013; Beurskens, Steinberg, Antoniewicz, Wolff, & Granacher, 2016).

Kognitivní neboli poznávací procesy lze charakterizovat jako děje, jejichž prostřednictvím člověk poznává svět i sám sebe. Slouží nám k příjmu informací (vnímání), k jejich zpracování a uchování (učení, paměť), a k práci s nimi (myšlení, tvořivost, představivost). Kognitivní procesy následně využíváme při přesouvání pozornosti a také při komunikaci. Není pochyb o tom, že jakýkoliv volný pohyb vyžaduje i kognitivní procesy a chůze není výjimkou. Čím náročnější posturální úkol, tím více kognitivní kapacity je zapotřebí (McFadyen, Gagné, Cossette, & Ouellet, 2017). Horak (2006) tuto skutečnost prokazuje zvýšeným kognitivním zpracováním během pouhého stoje v porovnání se sedem. Woollacott & Shumway-Cook (2002) popisuje zvýšené požadavky na pozornost při udržování dynamické rovnováhy oproti udržování statické rovnováhy. Beurskens & Bock (2013) popisují zvýšené kognitivní nároky na chůzi po zúžené cestě (Amboni, Barone, & Hausdorff, 2013).

Popsáním funkce jednotlivých procesů kognitivní činnosti lze pochopit jejich integraci do pohybu. Vnímání je využito při orientaci v okolí. Konkrétně jde o vnímání vzdálenosti, pohybu a rozpoznávání jednotlivých vjemů. V běžném prostředí je chůze neoddělitelná od mnoha smyslových podnětů (sluchové, taktilní, čichové a vizuální) a pouhá změna prostředí z homogenní laboratoře, do vnějšího prostředí reálného světa způsobí zvýšenou zátěž na kognici a tím tedy i na dynamiku chůze (Ho, Mohtadi, Daud, Leonards, & Handy, 2019). Prostorovou orientaci využíváme v každodenním životě. Tato schopnost nám umožňuje vnímat šířku, výšku i hloubku prostoru, a tak se v něm pohybovat a manipulovat s věcmi (Paraskevoudi, Balci, & Vatakis, 2018).

Kromě úrovně percepční jsou kognitivní funkce uplatňovány především na úrovni centrální, kde jsou informace vyhodnocovány, dále také na expresivní úrovni. Kognitivními procesy, jenž zajišťují posouzení vnitřních či vnějších podnětů, samostatné a účelné myšlení a jednání jsou řazeny pod pojmem exekutivní funkce. Představují řadu jednotlivých kognitivních dovedností, které jsou zodpovědné za plánování a iniciaci záměru, případně utlumení nevhodné či irelevantní aktivity. Dále za organizaci, reorganizaci, řešení problémů, průběžnou kontrolu a opravu chyb prováděné činnosti (Kearney, Harwood, Gladman, Lincoln, & Masud, 2013). Vzhledem k zaměření diplomové práce je třeba zdůraznit schopnost pozornosti, jenž je nezbytná pro plné využití exekutivních funkcí. Díky této dovednosti dokážeme aktivně zaměřovat svoji mysl žádoucím směrem a odklonit ji od nežádoucích podnětů. Pozornost má význam pro efektivitu činnosti (Bayot, et al., 2018). Zaměřením se pouze na aktuálně relevantní informace chrání před zahlcením z nadbytku informací. Využitím kognitivní kapacity jsme schopni anticipovat (feedforward), využít zpětnou vazbu (feedback), provádět více činností najednou, upřednostňovat a rychle a pružně se přizpůsobit změnám. Kvalita kognice je samozřejmě ovlivněna psychickým rozpoložením (Kearney, Harwood, Gladman, Lincoln, & Masud, 2013; Paraskevoudi, Balci, & Vatakis, 2018).

Jelikož nejsou kognitivní zdroje nevyčerpatelné, dochází vzájemnou interferencí úkolů ke snížení výkonu minimálně u jednoho z nich (Hamacher, Herold, Wiegel, Hamacher, & Schega, 2015). Nejběžněji přijímané teorie, vysvětlující snížení výkonu následkem interference dvou úkolů, představují teorie sdílené kapacity pozornosti a bottleneck teorie (teorie hrdla láhve či úzkého místa). Model centrálního sdílení kapacity pozornosti vychází z předpokladu, že zpracování informací je prováděno paralelně. Tvrdí, že zdroje pozornosti jsou sdíleny mezi všemi úkoly a mají omezenou kapacitu. Pokud jedinec provádí současně dva a více úkolů, jejichž zpracování právě překročí celkovou kapacitu, zhorší se výkon jednoho z nich, případně obou. V modelu bottleneck teorie je zhoršení výkonu jednoho či více úkolů vysvětlováno sériovým zapojením, kdy tyto úkoly potřebují stejný nervový okruh či okruhy. Jelikož neurony reagují pouze na jeden vstup (úkol), dojde k zúžení kanálu zpracovávaných informací, a tedy ke zpoždění nebo zhoršení výkonu jednoho z obou úkolů (Bayot, et al., 2018; Leone, Patti, & Feys, 2015).

Schopnost udržet dynamickou stabilitu chůze za podmínek dual-task tedy závisí na interakci procesů centrálních nervových struktur, zajišťujících jak posturální stabilitu při

chůzi, tak zpracování souběžných kognitivních či motorických úkolů (kognitivních funkcí) (Kelly, Janke, & Shumway-Cook, 2010). Chůze je částečně modulována frontálními kognitivními sítěmi, které využívají informací z kortikálních asociačních smyslových oblastí, především parietální a týlní (Amboni, Barone, & Hausdorff, 2013; Beurskens, Steinberg, Antoniewicz, Wolff, & Granacher, 2016). Frontoparietální síť je však významně zapojena také do exekutivních funkcí, a právě zde je během dual-task nutné flexibilní sdílení kortikálních zdrojů (Lo, Halko, Zhou, Harrison, Lipsitz, & Manor, 2017). Amboni, Barone a Hausdorff (2013) popisují spojitost atrofie mozku a/nebo sníženou nervovou aktivitu ve frontoparietální oblasti s nestabilitou chůze. Paraskevoudi, Balci a Vatakis (2018) spojují strukturální patologie mozku v těchto oblastech s větší časoprostorovou variabilitou chůze.

Dvojitý úkol, ať už motoricky – kognitivní (např. mluvení během chůze) nebo motoricky – motorický (např. vyhýbání se překážkám při chůzi), může tedy při zvýšených kognitivních nárocích vyvolat „konflikt“ o upřednostnění úkolu. Jedinec určuje prioritu úkolů vůlí nebo automaticky. Bayot et al. (2018) rozlišuje dva základní mechanismy řešení problémů. První mechanismus je z větší části využíván při řešení známých a automatických situací (tzv. rutin), kdy je váha důležitosti úkolů přidělována na nižší úrovni pozornosti. Na této úrovni je vyžadována pouze bazální tonická bdělost. Lze říci, že tato pozornost je trvalá a mění se pomalu v závislosti na denních rytmech a fyziologických výkyvech. Naopak při řešení nových a komplexnějších situací je vyžadována fáziká bdělost, jenž představuje mnohem vyšší intenzitu mentální aktivity. Ruku v ruce s vyššími požadavky však jde i kratší doba udržení pozornosti a nižší schopnost flexibilně pozornost rozdělovat (Bayot, et al., 2018; Yogev-Seligmann, Rotem-Galili, Mirelman, Dickstein, Giladi, & Hausdorff, 2010).

Spárováním dvou úkolů, komplexitou přiměřeným věku a zdraví, dosáhneme snížení motorického a/nebo kognitivního výkonu. Dual-task umožňuje detekci kognitivních odchylek i poruch chůze, které nelze pozorovat za podmínek single-task (Paraskevoudi, Balci, & Vatakis, 2018). U pacientů s globálně sníženými kognitivními funkcemi či se specifickými neurodegenerativními poruchami jako je Parkinsonova choroba, Alzheimerova choroba, stav po cévní mozkové příhodě, Huntingtonova choroba atd., lze pomocí dual-task paradigmatu posoudit míru postižení, sledovat progresi onemocnění a zhodnotit účinnost intervence (Leone, Patti, & Feys, 2015). Díky citlivosti vyšetření je možné rozlišit mezi pacientem s mírnou kognitivní poruchou a zdravým

starým dospělým (Paraskevoudi, Balci, & Vatakis, 2018). Pro hodnocení chůze jsou nejčastěji využívány hodnoty časoprostorové variability (např. délky kroku). Mladí dospělí jsou však v porovnání se starými dospělými schopni udržet stejnou variabilitu časoprostorových parametrů chůze, a to i v případě, kdy mají snahu sekundární úkol vědomě upřednostnit. Variabilita chůze je z velké části regulována automaticky nebo subkortikálně a nemusí tedy záviset na pozornosti nebo stanovení priorit (Yogev-Seligmann et al., 2010). Proto jsou parametry variability chůze (např. variabilita trvání kroku) během dual-task úzce spojovány s automaticností chůze (Wrightson & Smeeton, 2017). Pro úspěšnou chůzi tedy balancujeme mezi využitím exekutivních funkcí a automatismem. Clark (2015) tvrdí, že během nerušené chůze je kontrola prostřednictvím exekutivních funkcí využívána pouze jako kompenzační mechanismus pro nedostatečný automatismus chůze.

Problémem interpretace dual-task je stanovení úrovně náročnosti úkolu, motivace, a především stanovení priorit úkolů. Souběžně prováděným úlohám lze přiřazovat stejné či odlišné priority a maximalizovat směr pozornosti k upřednostnění jednoho úkolu na úkor úkolu jiného (McFadyen, Gagné, Cossette, & Ouellet, 2017). Beurskens a Bock (2012) uvádí, že zatímco je chůze s dvojitým úkolem ovlivněna u zdravých mladých, středně starých i starých jedinců, tak kognitivní výkon sekundární úlohy je chůzí ovlivněn pouze ve skupině starších (Beurskens & Bock, 2012). Kognitivní výkon zdravého mladého dospělého jedince by se pravděpodobně zhoršil, až by situaci vnímal jako nestabilní. Tehdy by zaujal strategii „posture first“, což znamená, že by upřednostnil udržení dynamické stability chůze před úspěšným splněním sekundárního úkolu (Yogev-Seligmann et al., 2010). Bayot et al. (2018) vysvětluje zvýšení časoprostorové variability během chůze s dvojitým úkolem u starších omezenou schopností automaticky zaujmout „posture first“ strategii. Výsledky studie McFadyen et al. (2017) dokonce ukazují, že osoby s Parkinsonovou chorobou využívají při chůzi se souběžným plněním sekundární úlohy zjevně tzv. „posture second“ strategii (tzn., že upřednostňují kognitivní úkol).

2.5 Analýza a hodnocení chůze

Součástí fyzioterapeutického vyšetření je i hodnocení chůze. Klinické hodnocení chůze vychází ze subjektivního pozorování fyzioterapeuta, případně ze subjektivních informací ze strany pacienta. Reliabilita aspekčního vyšetření je však z důvodu nemožnosti zachytit velké množství detailů a individuálních schopností hodnotitele nízká. Hlavní motivací k objektivizaci chůze je reprodukovatelnost výsledků a podrobení

dalšímu vědeckému bádání. Ve snaze kvantifikovat pohyb lidského těla se využívá především mechanika tuhých těles. Konkrétně dynamika, kterou můžeme dále rozdělit na kinematiku a kinetiku. Přičemž kinematika popisuje pohyb bez ohledu na jeho příčiny (síly), kdežto kinetika studuje právě příčiny způsobující tento pohyb. (Soumar, 2011).

Kinematickou analýzou chůze jsou nejběžněji měřeny veličiny jako je velikost úhlů, rychlost či zrychlení. Pro zjištění určité kinematické veličiny jsou nejčastěji využívány goniometry, akcelerometry či záznamy pohybu (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015). Metoda goniometrie nám umožňuje měřit velikost úhlových změn v kloubu a tím určit změnu polohy ve všech třech rovinách (Janura & Zahálka, 2004). K pořizování záznamu pohybu lze využít klasické videokamery či moderní optoelektronické systémy. S jejich pomocí dokážeme snímat vybrané body na těle člověka. Vyhodnocením polohy těchto bodů na záznamu pohybu lze získat jejich rovinné souřadnice sloužící pro určení základních kinematických veličin (Neumannová et al., 2015).

Poslední zmíněnou metodou kinematické analýzy chůze je akcelerometrie. Pomocí akcelerometru, pracujícího na principu stanovení odchylek vyvolaných setrvačností hmotného tělesa (umístěného v akcelerometru), lze určit jednotky zrychlení (Bizovská et al., 2017). Standardem jsou 3D akcelerometry umožňující získat míru zrychlení v prostoru. Výhodou zařízení obsahujících inerciální senzory jsou malé rozměry, přijatelná cena, nízká hmotnost a jejich přenositelnost (např. v porovnání s kamerovými systémy). Díky těmto vlastnostem lze zaznamenávat pohyb v každodenních podmínkách (mimo prostředí laboratoře). Díky nižší ceně a velikosti lze vybavit měřící zařízení větším množstvím různorodých měřících přístrojů. V závislosti na typu zařízení do něj výrobci zařazují kromě akcelerometru také gyroskop či magnetometr (např. Physiolog sensors, Gait Up) (Dadashi, Mariani, Rochat, Büla, Santos-Eggimann, & Aminian, 2014). Ze získaných informací lze dopočítat i časoprostorové charakteristiky chůze sloužící pro plnohodnotnou 3D kinematickou analýzu pohybu (Bizovská et al., 2017).

Kinetické parametry se dají přímo měřit pomocí silové či tlakové plošiny. Testováním chůze pomocí silové plošiny lze získat dva elementární parametry. Prvním je hodnota reakční síly podložky při stejné fázi GC. Reakční síla podložky vzniká jako reakční síla (stejně velká opačně orientovaná – třetí Newtonův zákon) vektoru tíhové síly. Jedná se o působení podložky na lidské tělo. Rovnováha mezi těmito dvěma silami umožňuje vzpřímený stoj. Druhým z těchto parametrů je trajektorie centra tlaku (center

of pressure – COP) v průběhu oporové fáze chůze. COP udává působíště reakční síly podložky v opěrné ploše. Tlakové plošiny fungují principiálně stejně a jejich primárním výstupem je také průběh reakční síly podložky a trajektorie COP, přičemž je však možné zkoumat i dílčí tlaky pod určitými oblastmi plosky nohy (Bizovská et al. 2017; Neumannová et al., 2015).

Zjištěné parametry lze dále interpretovat prostřednictvím lineárních a nelineárních nástrojů. Charakteristiky lineární nejsou náročné na výpočet, ale před jeho provedením je nezbytné provést vyhlazení dat či filtrování, neboť se vychází z předpokladu, že informace hledaného chování jsou kontaminovány „šumem“ systému. Pro snížení efektu šumu lze využít číselné charakteristiky (např. směrodatná odchylka), případně techniky na zpracování signálu (např. root mean square – RMS). Při analýze chůze je tedy v rámci úpravy dat nutné odstranit chaotické fluktuace (výkyvy) mezi jednotlivými kroky (Bizovská et al., 2017; Harbourne & Stergiou, 2009; Ihlen et al., 2016).

Naopak díky nelineárním nástrojům jsme schopni pozorovat korelace těchto výkyvů, které sahají až přes tisíc kroků a komplexně popisovat dynamiku zkoumaného systému v čase. Tyto jemné, ale komplexní výkyvy jsou patrné v dynamice zdravé chůze a poskytují pohled na vnitřní strukturu zkoumaných dat a jejich interakci (Bizovská et al. 2017; Harbourne & Stergiou, 2009; Ihlen et al., 2016).

Za pomoci nelineárních deterministických metod lze zkoumat předvídatelnost průběhu anebo náhodnost signálu (Raffalt, Denton, & Yentes, 2018). Máme tak možnost nahlédnout do schopnosti regulace fyziologických systémů napříč prostorovými škálami a časovými měřítky (Hansen, Wei, Shieh, Fourcade, Isableu, & Majed, 2017). Vstupními daty jsou časové řady. Obvykle se jedná o průběh úhlů v čase (např. výstup z 3D kinematické analýzy pohybu – v jednotlivých rovinách a kloubech), trajektorie pohybu (trajektorie pohybu COP), průběh úhlové rychlosti v čase nebo průběh lineárního zrychlení (Bizovská et al., 2017).

Jednou z nejpoužívanějších metod využívaných pro kvantifikaci předvídatelnosti systému je sample entropy (Raffalt, Denton, & Yentes, 2018). Sample entropy vychází z approximate entropy, která byla představena světu v roce 1991. Sample entropy měla za cíl opravit zkreslení, ke kterému docházelo při výpočtu approximate entropy (Yentes & Raffalt, 2021). Yentes a Raffalt (2021) uvádí, že pro zachycení komplexity systému je nutné využít multiscale entropy, která dokáže charakterizovat systém napříč

prostorovými i časovými měřítky. V posledních letech se totiž dospělo k závěru, že single-scale entropie, mezi které se řadí i sample entropy, vypovídají spíše o pravidelnosti, předvídatelnosti, případně o pravděpodobnosti (Yentes & Raffalt, 2021). Bizovská et al. (2017) popisuje entropie obecně jako proměnné kvantifikující pravidelnost a komplexnost časové řady. Vyšší hodnotu entropie interpretuje jako nižší pravidelnost systému a z toho plynoucí vyšší komplexitu (Bizovská et al., 2017). Dle Raffalt et al. (2018) však nelze přímo spojovat vyšší entropii s vyšší komplexitou.

Borg a Laxåback (2010) popisují dvě roviny interpretace entropie. Zprvčé můžeme chápat vysokou entropii systému jako obraz jeho vysoké komplexity. Na druhé straně vysoká entropie může znamenat neuspořádanost a tím ztrátu jeho komplexity. Stejně tak může být snížení komplexity demonstrováno zvýšením nebo snížením entropie. Otázkou je, kdy má být vysoká entropie interpretovaná jako známka patologického stavu a kdy jako známka zdraví (Borg & Laxåback, 2010).

Jelikož nedokážeme přesně definovat komplexitu, nemáme ani žádné její měřítko. Proto nemůžeme interpretovat komplexitu na základě hodnocení jednoho parametru bez kontextu. Především záleží na záměru organismu, tedy na vědomém či podvědomém přerozdělení exekutivních funkcí, tedy schopnosti přidělovat činnosti pozornost nebo ji pozornost nepřidělovat a zdroji šetřit. V rámci motorického učení je veškerá kapacita přesouvána k vykonávanému pohybu (např. chůze). Přestože by došlo k naměření nižší hodnoty entropie, nelze říci, že systém schopen motorického učení není systém vykazující vysokou komplexitu. Naopak komplexně hodnotíme chůzi (primární úkol) v případě, že přidáním sekundárního úkolu, vyžadujícího přerozdělení exekutivních zdrojů k tomuto úkolu, dojde ke zvýšení entropie (Borg & Laxaback, 2010).

Harbourne a Stergiou, (2003) ve své studii spojují entropii se stupni volnosti pohybového systému. Pokles hodnoty entropie přisuzují snaze naučit se posturální dovednost. Následné zvýšení entropie odpovídá zkoumání dalších možností pohybu v již osvojené postuře. Dle Hlaváčkové, Franco, Diot a Vuillerme (2011) se míra entropie odvíjí od míry automaticity, pozornosti a šumu. Borg a Laxaback (2010) interpretují snížení entropie jako známku toho, že je více pozornosti věnováno provedení pohybu. Naopak zvýšení entropie podle nich naznačuje, že provedení pohybu vyžaduje (nebo mu je přiřazeno) méně pozornosti a je z určité části řízen automaticky. Zároveň však dodávají, že zvyšující se entropie může za určitých okolností vyjadřovat nedostatečnou úroveň vědomé kontroly pohybu.

Dostatečnou míru komplexity bychom tedy mohli přidělit systému, který je schopný zajistit pohyb bez nutnosti věnovat mu aktivní pozornost. Ale také systému schopnému vědomě zlepšovat své pohybové dovednosti. Zvýšení entropie během podmínek dual-task by tedy mohlo být interpretováno jako účinné snížení pozorné kontroly chůze ve snaze správně provést sekundární úlohu.

3 CÍLE PRÁCE

Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv tempa chůze a duálního úkolu na variabilitu a komplexitu chůze. Pro tuto práci byly stanoveny následující dílčí cíle:

1. Zhodnotit vliv tempa chůze na variabilitu a komplexitu chůze sledované za různých podmínek.
2. Zhodnotit vliv manuální úlohy na variabilitu a komplexitu chůze.
3. Zhodnotit vliv kognitivní úlohy na variabilitu a komplexitu chůze.

4 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

V diplomové práci budou diskutovány následující výzkumné otázky:

V₁: Jaký vliv má rychlost chůze na provedení chůze v různých podmínkách?

Poznámka k V₁: Provedení chůze bude charakterizováno variabilitou a komplexitou chůze. Chůze bude sledována ve dvou tempích, přirozeném a rychlém. Posuzována bude chůze, jako samostatná činnost bez úlohy a chůze se sekundární úlohou (manuální a kognitivní).

V_{1a}: Jak se liší variabilita chůze při rychlém tempu chůze oproti variabilitě chůze při přirozeném tempu chůze?

V_{1b}: Jak se liší komplexita chůze při rychlém tempu chůze oproti komplexitě chůze při přirozeném tempu chůze?

V₂: Jak se při plnění sekundární úlohy změní provedení chůze v porovnání s provedením chůze bez úlohy?

Poznámka k V₂: V rámci sekundární úlohy bude sledována manuální a kognitivní úloha. Provedení chůze bude charakterizováno variabilitou a komplexitou chůze.

V_{2a}: Jak se při plnění manuální a kognitivní úlohy změní variabilita chůze v porovnání s variabilitou chůze bez úlohy?

Poznámka k V_{2a}: Sledováno bude přirozené a rychlé tempo chůze.

V_{2b}: Jak se při plnění manuální a kognitivní úlohy změní komplexita chůze v porovnání s komplexitou chůze bez úlohy?

Poznámka k V_{2b}: Sledováno bude přirozené a rychlé tempo chůze.

5 METODIKA

5.1 Design studie

Tato diplomová práce je průřezovou studií, zkoumající vliv rychlosti chůze a duálního úkolu na variabilitu a komplexitu chůze ve venkovním prostředí. Výzkum je součástí projektu IGA_FTK_2019_006 s názvem „Hodnocení dynamické rovnováhy v různých podmínkách“. Tento projekt byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (78/2018) (Příloha 1). Všichni probandi byli před zahájením výzkumu obeznámeni s jeho cílem, s postupem měření a podepsali informovaný souhlas o zařazení do tohoto výzkumu (Příloha 2).

U všech probandů byla v rámci této studie sledována chůze ve venkovním prostředí, na rovném asfaltovém povrchu o délce 45 metrů. Cesta k cílovému kuželu (45 metrů) byla považována za první pokus, cesta zpět ke startovní linii (45 metrů) byla hodnocena jako pokus druhý. Během měření měli probandi oblečený sportovní oděv a vlastní sportovní, pohodlnou obuv. Na asfaltovém povrchu byly provedeny tři úkoly (samostatná chůze, chůze s manuální úlohou, chůze s kognitivní úlohou) s jedním opakováním ve dvou tempech (přirozené a rychlé). Každý proband podstoupil tedy celkem 6 měření, přičemž kombinace úlohy a rychlosti byly vybírány randomizovaně losováním.

5.2 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumu se účastnilo celkem 29 zdravých jedinců, z toho 18 žen a 11 mužů. Bližší charakteristiky výzkumné skupiny jsou uvedeny v tabulce 1. Jediným inkluzivním kritériem byl věk probandů mezi 20 a 30 lety. Zařazení do výzkumu vylučovala následující exkluzivní kritéria: vážná zranění a operace dolních končetin či páteře, léky nebo onemocnění (neurologická, pulmonální, kardiovaskulární nebo jiná) ovlivňující chůzi a rovnováhu, těhotenství, požití alkoholu či léků méně než 12 hodin před měřením, střední nebo vysoká fyzická aktivita vykonávána méně než 48 hodin před měřením.

Tabulka 1. Charakteristika výzkumného souboru

(n=29)	medián ± kvartilové rozpětí
věk (roky)	23,3 ± 2,9
výška (cm)	174,8 ± 9,9
hmotnost (kg)	68,0 ± 11,1 kg

Vysvětlivky: n – počet probandů

5.3 Průběh měření

Všichni probandi byli předem individuálně seznámeni s charakterem jednotlivých měřících postupů a instruováni k provedení konkrétních úloh. Veškeré měření probíhalo za přítomnosti alespoň dvou pověřených osob. Chůze po asfaltu, simulující jednu z každodenních běžných situací, s kterými se při chůzi setkáváme, probíhala přirozeným a rychlým tempem v následujících třech verzích.

- a) Samostatná chůze bez jiné úlohy (tzv. single-task)

Probandi byli instruováni k dodržení co nejpřímější chůze, stabilního tempa a k nezastavování se a nemluvení během testování daného úkolu. Přirozená chůze byla přirovnávána k tempu, kterým chodí běžně probandi na procházku. Rychlá chůze představovala tempo, kterým jde jedinec při zpoždění např. na autobus, ale ještě neběží.

- b) Manuální úkol v podobě nesení šálku s vodou (tzv. dual-task manual)

Kromě instrukcí pro samostatnou chůzi dostali probandi za úkol nést šálek naplněný vodou tak, aby nedošlo k vylití vody.

- c) Kognitivní úkol v podobě odečítání čísla 7 (tzv. dual-task cognitive)

Pro chůzi obdrželi probandi stejné pokyny, které byly popsány u samostatné chůze. Kognitivní úloha spočívala v odečítání čísla 7 od čísla 1000.

Rychlost chůze byla počítána z času, za který proband prošel středními 40 metry celkové trasy. Zrychlení trupu bylo hodnoceno ve směru vertikálním (V) medio-laterálním (ML) a antero-posteriorním (AP). Parametr zrychlení vycházel ze záznamu inerciální měřící jednotky (Physiolog, GaitUp, Lausanne, Švýcarsko, vzorkovací frekvence 128 Hz) složené z 3D akcelerometrů a 3D gyroskopů. Tato jednotka byla upevněna pomocí oboustranné lepící pásky na kůži nad bederní obratel L5. Pomocí inerciální měřící jednotky byla hodnocena chůze v single-task i obou dual-task úlohách.

5.4 Analýza dat

K detekci chůze byl použit algoritmus dle Zijlstra a Hof (2003). Pomocí tohoto algoritmu bylo možné identifikovat údery paty (heel strikes) a tím krokový cyklus. Pro analýzu variability a komplexity chůze bylo použito středních 15 krokových cyklů. Z akcelerace trupu ve všech směrech (V, ML, AP) byl vypočítán indikátor variability (root mean square – RMS) a indikátor komplexity (sample entropy – SampEn s výchozími parametry $m = 2$, $r = 0,15$) chůze. Parametry RMS a SampEn byly určeny pomocí

průměru hodnot z prvního a druhého pokusu. Zpracování dat proběhlo v MatLabu (R2019b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) s výpočetními skripty SampEn dostupnými na Physionet (Costa, Goldberger, & Peng, 2002, 2005; Goldberger et al., 2000).

5.5 Statistické zpracování dat

Výsledky studie byly zpracovány pomocí statistického softwaru Statistica 12 (StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Normalita rozdělení dat byla ověřena pomocí Kolmogorov-Smirnovova testu. Pro ověření statisticky významného vlivu povrchu, jednotlivých úloh, rychlostí a jejich vzájemných kombinací byl použit t-test. Hladina statistické významnosti byla pro všechny testy zvolena na úrovni $\alpha = 0,05$.

6 VÝSLEDKY

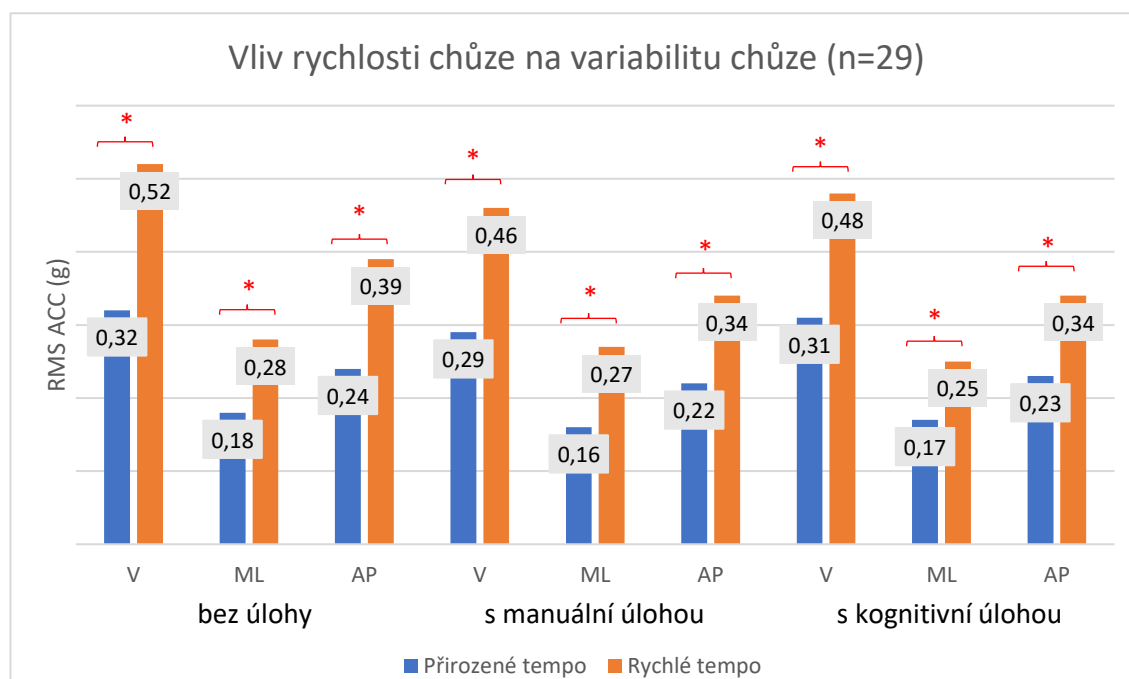
V této kapitole jsou uvedeny výsledky studie, která hodnotí vliv rychlosti chůze a duálního úkolu na variabilitu a komplexitu chůze u zdravých mladých jedinců. Jako první jsou prezentovány výsledky vlivu rychlosti na provedení chůze a následně výsledky vlivu sekundární úlohy na chůzi. Závěrem jsou všechny výsledky výzkumu shrnuty.

6.1 Vliv rychlosti na provedení chůze

Tato podkapitola se zabývá hodnocením vlivu přirozeného a rychlého tempa chůze na variabilitu (charakterizovanou RMS ACC) a komplexitu chůze (charakterizovanou SampEn ACC) ve vertikálním, medio-laterálním a antero-posteriorním směru. Podrobné výsledky jsou uvedeny v Příloze 3.

6.1.1 Vliv rychlosti na variabilitu chůze

Následující obrázek zobrazuje srovnání přirozeného a rychlého tempa ve vztahu k variabilitě chůze u chůze bez úlohy a chůze se sekundárními úlohami ve všech směrech (V, ML, AP).



Vysvětlivky: RMS ACC (g) – indikátor variability chůze vypočítaný z dat akcelerometru; V – vertikální směr; ML – medio-laterální směr; AP – antero-posteriorní směr; statisticky významné hodnoty * $p < 0,0001$

Obrázek 3. Grafické znázornění vlivu přirozeného a rychlého tempa na hodnoty parametru RMS ACC (g) u chůze bez úlohy, s manuální úlohou, s kognitivní úlohou

Vliv rychlosti chůze na variabilitu chůze bez plnění sekundární úlohy

Dle výsledků byl prokázán statisticky významný vliv ($p < 0,0001$) rychlosti chůze na variabilitu chůze bez úlohy ve všech směrech (V, ML, AP). Ve vertikálním a antero-posteriorním směru došlo ke zvýšení hodnoty RMS ACC o 62,5 %, ve směru medio-laterálním vzrostla hodnota o 55,5 %.

Vliv rychlosti chůze na variabilitu chůze při plnění manuální úlohy

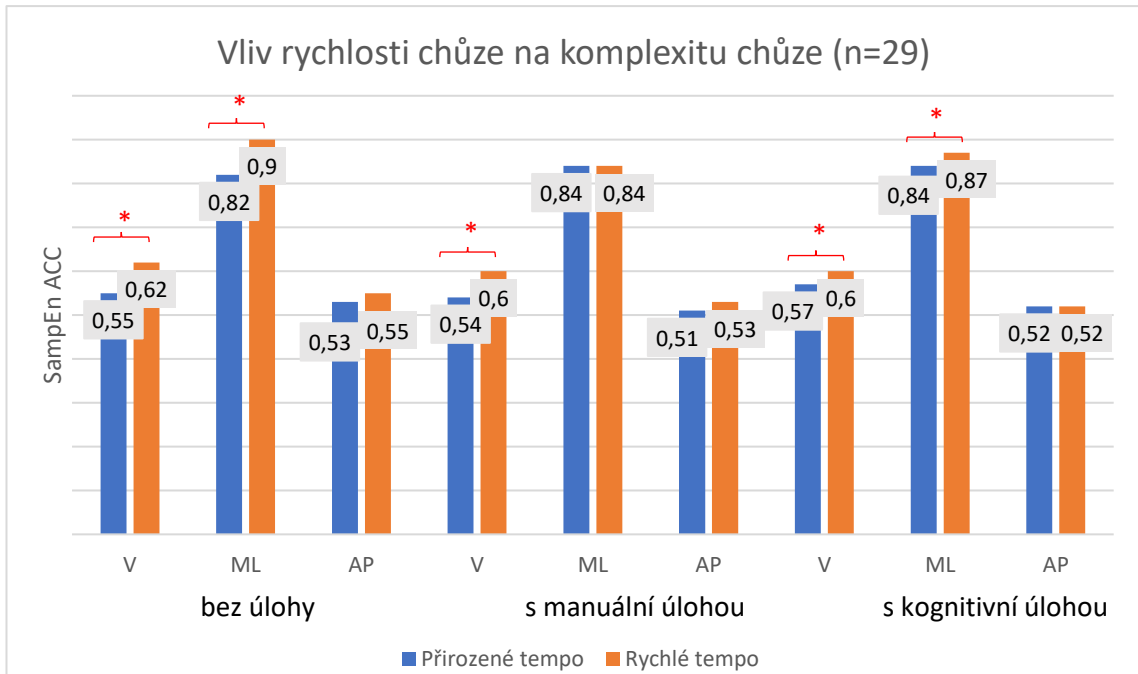
Rychlé tempo chůze vedlo u manuální úlohy ke zvýšení hodnoty RMS ACC ve všech směrech se statistickou významností $p < 0,0001$. Ve vertikálním směru došlo k nárůstu hodnoty RMS ACC o 58,6 %, v medio-laterálním směru se hodnota zvýšila o 68,8 % a ve směru antero-posteriorním vzrostla o 54,5 %.

Vliv rychlosti chůze na variabilitu chůze při plnění kognitivní úlohy

Rychlé tempo chůze mělo při současně prováděné kognitivní úloze statisticky významný vliv na změnu hodnoty RMS ACC ve všech směrech ($p < 0,0001$). Ve vertikálním směru byla pozorována pozitivní změna hodnoty RMS ACC o 54,8 %, ve směru medio-laterálním o 47 %, antero-posteriorním směru vzrostla hodnota o 47,8 %.

6.1.2 Komplexita chůze při změně rychlosti chůze

Níže je uveden obrázek srovnávající přirozené a rychlé tempo ve vztahu ke komplexitě chůze u chůze bez úlohy a chůze se sekundárními úlohami ve všech směrech (V, ML, AP).



Vysvětlivky: SampEn ACC – indikátor komplexity chůze vypočítaný z dat akcelerometru; V – vertikální směr; ML – medio-laterální směr; AP – antero-posteriorní směr; statisticky významné hodnoty * $p < 0,0001$

Obrázek 4. Grafické znázornění vlivu přirozeného a rychlého tempa na hodnoty parametru SampEn ACC u chůze bez úlohy, s manuální úlohou, s kognitivní úlohou

Vliv rychlosti chůze na komplexitu chůze bez plnění sekundární úlohy

Rychlé tempo vedlo u chůze bez úlohy k tendenci zvýšit hodnoty SampEn ACC ve všech směrech. Statisticky významná byla však změna pouze ve směru vertikálním ($p=0,0078$) a medio-laterálním ($p=0,0021$). Hodnota SampEn ACC se ve vertikálním směru zvýšila o 28 %, v medio-laterálním směru došlo ke zvýšení o 9,7 %.

Vliv rychlosti chůze na komplexitu chůze s plněním manuální úlohy

Rychlé tempo chůze mělo významný vliv na komplexitu chůze s manuální úlohou pouze ve vertikálním směru. Při chůzi s manuální úlohou vzrostly hodnoty SampEn ve směru vertikálním o 11 % ($p=0,0007$), ve směru medio-laterálním se hodnota SampEn ACC vlivem rychlosti chůze nezměnila, ve směru antero-posteriorním byla

pozorována tendence ke zvýšení hodnoty SampEn ACC, změna však byla statisticky nevýznamná.

Vliv rychlosti chůze na komplexitu chůze s plněním kognitivní úlohy

U chůze s plněním kognitivní úlohy byla pozorována statisticky významná změna hodnoty SampEn ACC ve vertikálním ($p=0,0223$) a medio-laterálním směru ($p=0,0301$). Ve vertikálním směru došlo ke zvýšení hodnoty SampEn ACC o 5,2 %, ve směru medio-laterálním vzrostla hodnota o 3,6 %, ve směru antero-posteriorním se hodnota SampEn ACC vlivem rychlého tempa nezměnila.

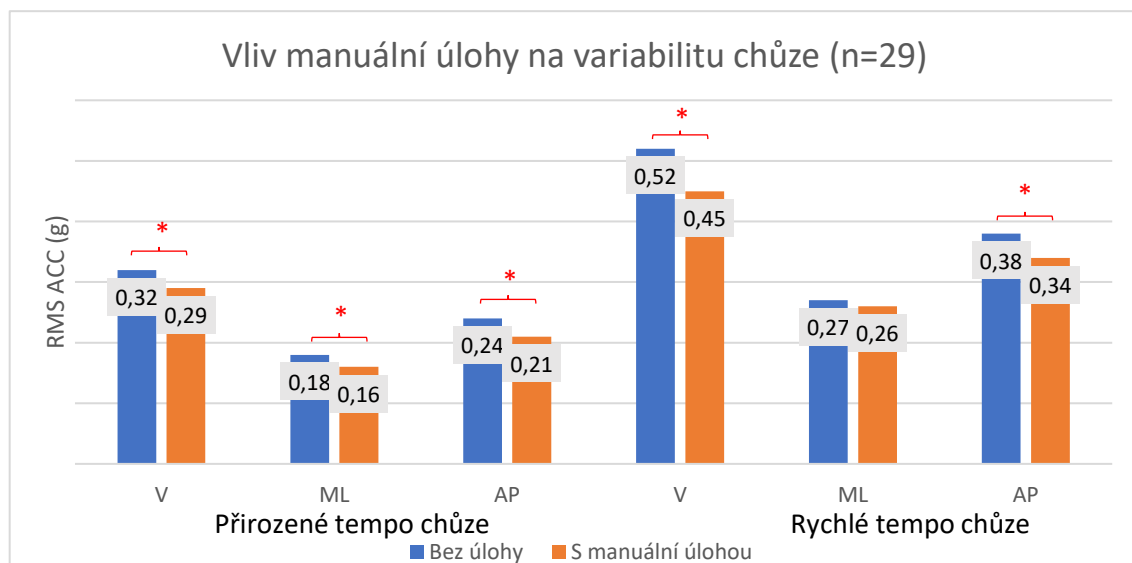
6.2 Vliv sekundární úlohy na provedení chůze

V rámci této podkapitoly je hodnocen vliv manuální a kognitivní úlohy na variabilitu (charakterizovanou RMS ACC) a komplexitu chůze (charakterizovanou SampEn ACC) ve vertikálním, medio-laterálním a antero-posteriorním směru. Vliv sekundární úlohy byl pozorován v rámci přirozeného a rychlého tempa. Podrobné výsledky jsou uvedeny v Příloze 4.

6.2.1 Variabilita chůze při plnění sekundární úlohy

Vliv manuální úlohy na variabilitu chůze

Následující obrázek prezentuje srovnání hodnot RMS ACC mezi chůzí bez úlohy a chůzí s manuální úlohou při přirozeném a rychlém tempu chůze ve všech směrech.



Vysvětlivky: RMS ACC (g) – indikátor variability chůze vypočítaný z dat akcelerometru; V – vertikální směr; ML – medio-laterální směr; AP – antero-posteriorní směr; statisticky významné hodnoty * $p<0,001$

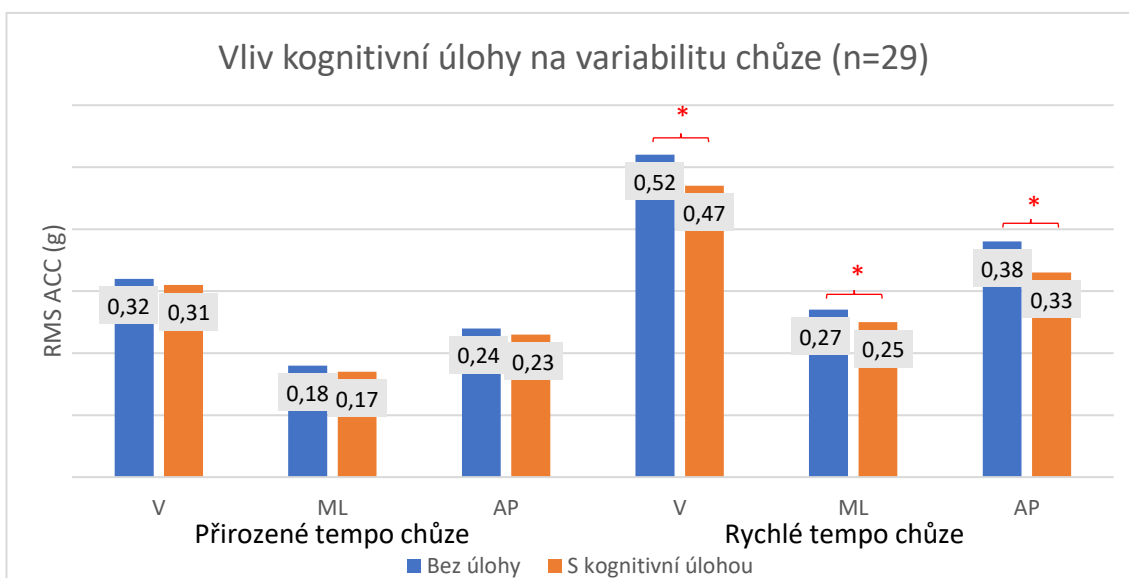
Obrázek 5. Grafické znázornění vlivu manuální úlohy na variabilitu chůze v přirozeném a rychlém tempu

Při přirozeném tempu chůze byl prokázán statisticky významný vliv manuální úlohy na snížení hodnot RMS ACC ve všech směrech. Ve vertikálním směru se hodnota RMS ACC při přirozené chůzi s manuální úlohou snížila o 9 % ($p=0,0001$). Ve směru medio-laterálním došlo ke snížení hodnoty RMS ACC o 11 % ($p=0,007$). Nejvíce se snížila hodnota RMS ACC v antero-posteriorním směru, a to o 12,5 % ($p=0,001$). Průměrná rychlost přirozené chůze se při manuální úloze snížila o $0,05 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Tato změna byla statisticky významná ($p = 0,0023$) (Příloha 4).

Přidání manuální úlohy k rychlé chůzi vedlo k tendenci snížení hodnoty RMS ACC ve všech směrech. Statisticky významné snížení hodnot RMS ACC však bylo pozorováno pouze ve vertikálním ($p=0,000003$) a antero-posteriorním směru ($p=0,0002$), a to postupně o 13,5 % a 10,5 %. Průměrná rychlost chůze se vlivem manuální úlohy u rychlého tempa chůze snížila o $0,06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($p = 0,0001$) (Příloha 4).

Vliv kognitivní úlohy na variabilitu chůze

Níže uvedený obrázek zobrazuje srovnání hodnot RMS ACC mezi chůzí bez úlohy a chůzí s kognitivní úlohou při přirozeném a rychlém tempu chůze ve všech směrech.



Vysvětlivky: RMS ACC (g) – indikátor variability chůze vypočítaný z dat akcelerometru; V – vertikální směr; ML – medio-laterální směr; AP – antero-posteriorní směr; statisticky významné hodnoty * $p<0,001$

Obrázek 6. Grafické znázornění vlivu kognitivní úlohy na variabilitu chůze v přirozeném a rychlém tempu

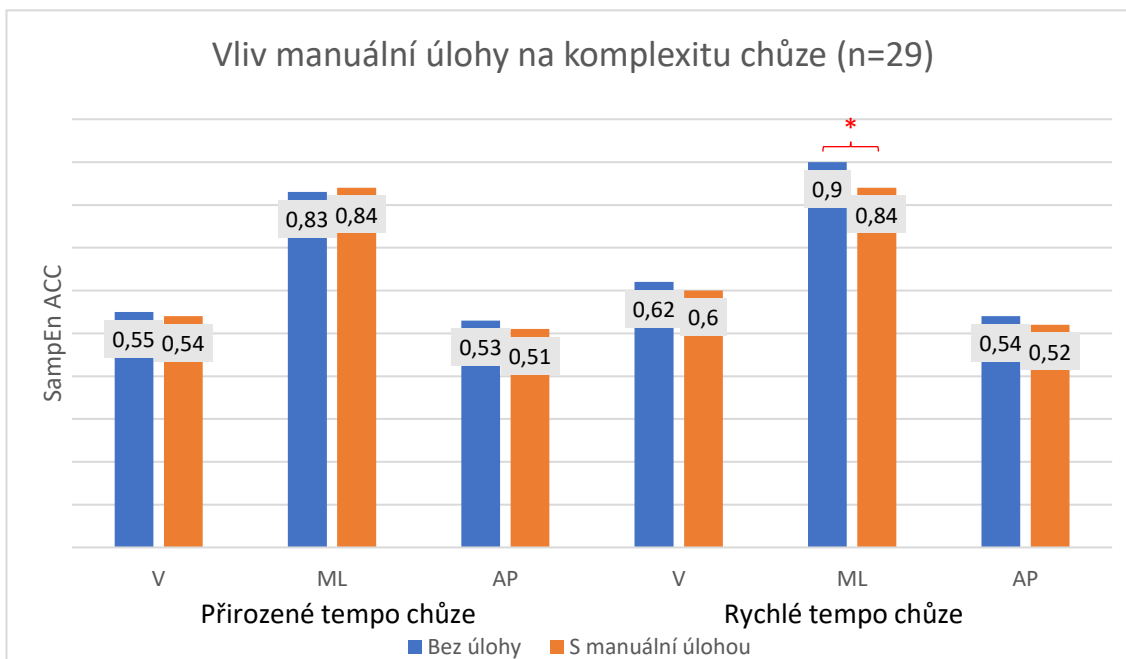
Přestože mělo přidání kognitivní úlohy k přirozené chůzi tendenci snížit hodnoty RMS ACC ve všech směrech, tato změna nebyla ani v jednom z nich statisticky významná. Během přirozené chůze s kognitivní úlohou se průměrná rychlost chůze snížila, avšak ani tato změna nebyla statisticky významná.

Během chůze v rychlém tempu byl naopak vliv kognitivní úlohy na změnu hodnot RMS ACC statisticky významný ve všech směrech. Hodnota RMS ACC se při rychlém tempu snížila ve vertikálním směru o 9,6 % ($p=0,00001$), v medio-laterálním směru klesla o 7,4 % ($p=0,0003$) a v antero-posteriorním směru se snížila o 13 % ($p=0,00004$). Průměrná rychlost chůze se vlivem kognitivní úlohy u rychlého tempa chůze snížila o $0,12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($p = 0,0000003$) (Příloha 4).

6.2.2 Komplexita chůze při plnění sekundární úlohy

Vliv manuální úlohy na komplexitu chůze

Na níže uvedeném obrázku je zobrazeno srovnání hodnot SampEn ACC mezi chůzí bez úlohy a chůzí s manuální úlohou při přirozeném a rychlém tempu chůze ve všech směrech.



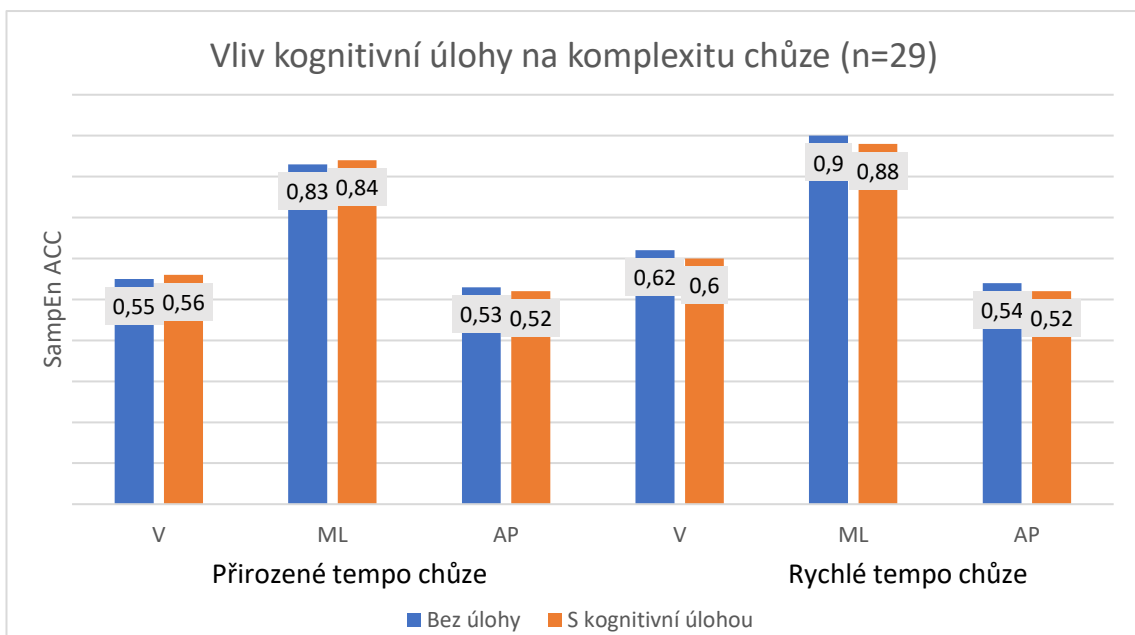
Vysvětlivky: SampEn ACC – indikátor komplexity chůze vypočítaný z dat akcelerometru; V – vertikální směr; ML – medio-laterální směr; AP – antero-posteriorní směr; statisticky významné hodnoty * $p < 0,001$

Obrázek 7. Grafické znázornění vlivu manuální úlohy na komplexitu chůze v přirozeném a rychlém tempu

Přidáním manuální úlohy k přirozené chůzi nedošlo oproti chůzi bez úlohy ke statisticky významné změně hodnot SampEn ACC ani v jednom směru. Přidání manuální úlohy k rychlé chůzi mělo tendenci ke snížení hodnoty SampEn ACC ve všech směrech. Ke statisticky významnému snížení však došlo pouze v medio-laterálním směru, a to o 6,7 % ($p=0,0009$).

Vliv kognitivní úlohy na komplexitu chůze

Níže uvedený graf prezentuje srovnání hodnot SampEn ACC mezi chůzí bez úlohy a chůzí s kognitivní úlohou při přirozeném a rychlém tempu chůze ve všech směrech.



Vysvětlivky: SampEn ACC – indikátor komplexity chůze vypočítaný z dat akcelerometru; V – vertikální směr; ML – medio-laterální směr; AP – antero-posteriorní směr; statisticky významné hodnoty * $p<0,001$

Obrázek 8. Grafické znázornění vlivu kognitivní úlohy na komplexitu chůze v přirozeném a rychlém tempu

U chůze s kognitivní úlohou se hodnoty SampEn ACC v přirozeném tempu významně nezměnily ani v jednom směru. Ve vertikálním a medio-laterálním směru byla pozorována tendence ke zvýšení hodnoty SampEn ACC, v antero-posteriorním směru zase tendence k jejímu snížení. Přidání kognitivní úlohy k rychlé chůzi mělo tendenci ke snížení hodnot SampEn ACC ve všech směrech (průměrně o 3 %), avšak ani v tomto případě nebyla změna statisticky významná.

6.3 Shrnutí výsledků

Výsledky prokázaly statisticky významný vliv rychlosti chůze ($p < 0,001$) na zvýšení hodnot RMS ACC, charakterizující variabilitu chůze, a to ve všech směrech v rámci všech případů (bez úlohy, s manuální úlohou, s kognitivní úlohou). Zatímco variabilita chůze byla rychlým tempem významně ovlivněna vždy, komplexita (charakterizovaná SampEn ACC) byla rychlostí chůze ovlivněna pouze v určitých směrech. K významné změně hodnot SampEn ACC došlo vždy (u chůze bez úlohy i s duální úlohou) minimálně ve vertikálním směru ($p < 0,05$).

Dle výsledků má manuální úloha při chůzi v přirozeném tempu statisticky významný vliv na snížení hodnot RMS ACC ve všech směrech ($p < 0,001$). Při rychlém tempu chůze bylo pozorováno statisticky významné snížení hodnot RMS ACC jen ve vertikálním ($p = 0,000003$) a antero-posteriorním směru ($p = 0,0002$). Při vykonávání kognitivní úlohy došlo k významným změnám pouze během rychlého tempa, kdy se hodnoty RMS ACC významně snížily ve všech směrech ($p < 0,001$).

Komplexita, charakterizována SampEn ACC, byla významně ovlivněna manuální úlohou pouze v medio-laterálním směru při rychlém tempu chůze ($p = 0,0009$). V ostatních směrech se významný vliv manuální úlohy na komplexitu chůze neprokázal a zanedbatelná změna hodnot SampEn pravděpodobně vypovídá o dostatečné komplexitě neuromuskulárního systému. U chůze s kognitivní úlohou se hodnoty SampEn ACC významně nezměnily u přirozeného ani rychlého tempa.

7 DISKUZE

Každý den se dostáváme do situací, ve kterých jsme nuceni vykonávat více činností najednou. Často je jednou z těchto činností chůze, během které běžně konverzujeme, manipulujeme s mobilním telefonem, nosíme různě těžká břemena nebo překonáváme překážky. V závislosti na těchto situacích dochází ke změnám parametrů chůze jako je například rychlost chůze, délka či šířka kroku a provedení chůze ve smyslu variability a komplexity. Proto se tato práce zabývá vlivem rychlosti a sekundární úlohy na variabilitu a komplexitu chůze ve venkovním prostředí u mladých zdravých jedinců.

Amboni, Barone a Hausdorff (2013) spojují výskyt pádů s vyššími hodnotami variability chůze. Paraskevoudi, Balci a Vatakis, (2018) popisují souvislost variability chůze se strukturálními patologiemi mozku. Konkrétně sledovali oblast mozku zajišťující kognitivní funkce. Jejich závěry dokazují, že chůze neklade nároky pouze na senzomotorický systém, ale také na systém kognitivní. Ke stejnému zjištění dospěli také McFadyen, Gagné, Cossette a Ouellet (2017). Vliv kognice na kontrolu chůze je zřejmý ze skutečnosti, kdy u osob trpících častými ztrátami rovnováhy dochází k pádům především v době, kdy během chůze provádí sekundární úlohu (manuální či kognitivní). Prokázán byl také vliv kognice na dynamickou stabilitu chůze během chůze se současně prováděnou sekundární úlohou. V tomto výzkumu byl porovnáván výkon starších dospělých s neporušenými kognitivními schopnostmi bez historie pádů s výkonem starších dospělých se sníženými kognitivními schopnostmi a s náchylností k pádu (Paraskevoudi, et al., 2018).

Yogev-Seligmann et al. (2010) porovnávali schopnost zajištění posturální stability chůze při provádění sekundární úlohy pomocí variability chůze. Autoři zjistili, že na rozdíl od starší populace neovlivnil duální úkol (kognitivní úloha – vyslovení slov na stejné počáteční písmeno) variabilitu chůze u mladých zdravých jedinců. Pro analýzu chůze této skupiny je tedy nezbytné využít citlivějších metod. Toebeš, Hoozemans, Furrer, Dekker a van Dieën (2012) potvrdil vztah mezi výskytem pádů a nelineárními charakteristikami chůze. Rispens et al. (2016) navíc tuto souvislost potvrdili i při chůzi zaznamenané mimo laboratorní podmínky. Jedním z nelineárních, často využívaných nástrojů pro komplexní hodnocení pohybu jsou entropie (Raffalt, et al., 2018). Dle Hlaváčkové, Franco, Diot a Vuillerme (2011) se míra entropie odvíjí od míry automatického řízení, pozornosti a šumu. S přihlédnutím ke kontextu pohybu nám tedy míra entropie pomůže nahlédnout do rovnováhy mezi automatickou a vědomou

kontrolou. Základním předpokladem je, že vysoká míra kognitivní kontroly je během nerušené chůze využívána pouze jako kompenzační mechanismus pro nedostatečný chůzový automatismus (Clark, 2015). V závislosti na vnitřních dynamických vlastnostech systémů a požadavcích na motorické úkoly, určuje nemoc, habituace a stáří komplexitu biologického systému (Suda, Matias, Bus, & Sacco, 2019). Velikost výkyvů chůze v průběhu času může být užitečná při kvantifikaci patologických změn v motorickém systému. Tyto korelační vlastnosti se vyvíjejí během dětství a zhoršují se jak s fyziologickým stárnutím, tak s určitými neurologickými chorobami, například s Huntingtonovou chorobou (Goldberger, Amaral, Hausdorff, Ivanov, Peng, & Stanley, 2002), Parkinsonovou chorobou (Combs-Miller, Dugan, Beachy, Derby, Hosinski, & Robbins, 2019) či se stupněm koordinační vývojové poruchy (Rosengren et al., 2009).

7.1 Vliv rychlosti na provedení chůze

V této práci byl prokázán statisticky významný vliv ($p < 0,001$) rychlosti chůze na zvýšení variability (charakterizované RMS ACC) chůze ve všech směrech (V, ML, AP). Tento statisticky významný vliv byl pozorován u chůze bez úlohy i chůze s manuální a kognitivní úlohou. Tyto výsledky odpovídají závěru studie Sekine et al. (2013). V této studii bylo pozorováno zvýšení hodnot RMS chůze, která byla buďto rychlejší nebo naopak pomalejší než chůze přirozená.

Na rozdíl od variability, která byla rychlou chůzí ovlivněna ve všech případech a ve všech směrech, se komplexitu chůze nepodařilo rychlým tempem ovlivnit ve všech směrech najednou ani v jednom případě. Na základě tohoto výsledku lze usoudit, že k hodnocení provedení chůze (v jiném než přirozeném tempu) je vhodnější využít parametr SampEn. Entropie se totiž jeví, jako citlivější parametr pro hodnocení provedení chůze, který na rozdíl od RMS nereaguje tolik na rychlost chůze. Dle Clark et al. (2015) by měla být chůze při ustáleném tempu řízena převážně automaticky prostřednictvím subkortikálních struktur. Naopak je tomu při změně rychlosti, kdy je významně zvýšena prefrontální aktivace. Pokud vycházíme z tohoto předpokladu, pak snížení entropie chůze po přidání sekundární činnosti bude spíše vypovídat o nutnosti kompenzace ztráty automatického řízení v důsledku poškození struktur CNS. Hodnoty entropie při rychlém tempu chůze vypovídají více o provedení chůze, kdežto zvýšení parametru RMS reflektuje hlavně zvýšení rychlosti (Clark et al., 2015). Citlivost parametru RMS na rychlost chůze dokazuje i závěr studie Yogev-Seligmann et al. (2010).

Chůze bez úlohy a s kognitivní úlohou se dle výsledků liší od chůze s manuální úlohou ve změně hodnoty SampEn ACC pouze v medio-laterálním směru. Nezměněná hodnota SampEn ACC u manuální úlohy v medio-laterálním směru vypovídá o nutnosti přesunout pozornost především k pohybu. Pokud se jedinec snaží jít rychlým tempem a nevyklít přitom vodu ze šálku, je zásadní co nejvíce omezit rozkmit horní končetiny držící hrnek. Jinými slovy lze říci, že nejvyšší prioritou je zde zajištění posturální stability. Čím náročnější posturální úkol, tím více pozornosti je zapotřebí (McFadyen, Gagné, Cossette, & Ouellet, 2017).

Naopak ve snaze vyřešit správně matematickou úlohu je efektivnější přesunout pozornost ke kognitivní činnosti a pohybový proces zajistit, z čeho největší částí automatickým řízením. Stejně tak při rychlé chůzi bez úlohy je pohyb z větší míry automatický a pozornost je směřována ke smyslovým podnětům (sluchovým, taktilním, čichovým a vizuálním), neoddelitelných od venkovního prostředí, a ke snaze udržet požadované rychlé tempo chůze (Hollman, Watkins, Imhoff, Braun, Akervik, & Ness, 2016; Ho, Mohtadi, Daud, Leonards, & Handy, 2019). Důležitou roli zde tedy sehrává míra pozornosti. Souvislost mezi pohyby trupu v medio-laterálním směru a pozorností je uvedena také ve studii Asai, Doi, Hirata a Ando (2013). Tato souvislost byla pozorována v rámci parametru RMS při porovnání výsledků mezi starými a mladými jedinci.

7.2 Vliv sekundární úlohy na provedení chůze

U přirozeného tempa chůze nebyl prokázán významný efekt manuální úlohy na změnu hodnot SampEn ani v jednom směru. A to i přes skutečnost, že přidáním manuální úlohy k přirozené chůzi došlo k poklesu hodnot RMS ve vertikálním ($p=0,0001$), medio-laterálním ($p=0,0007$) i antero-posteriorním ($p=0,0001$) směru. Probandi tedy prokázali dostatečnou komplexitu při testování vlivu manuální úlohy na chůzi přirozeným tempem. Můžeme usoudit, že přidání manuální úlohy k přirozené chůzi nebylo pro zdravé mladé jedince příliš náročné. U rychlé chůze s manuální úlohou došlo ke statisticky významnému snížení hodnoty SampEn ACC pouze ve směru medio-laterálním ($p=0,0009$). V souvislosti se vztahem mezi medio-laterálním směrem a pozorností může vypovídat pokles hodnoty SampEn o snížení automatického řízení pohybu a upřednostnění vědomého pohybového řízení. Tento závěr zdůrazňuje také hodnota RMS ACC, která nebyla statisticky významná právě jen ve směru medio-laterálním.

Pokud tedy vycházíme z předpokladu, že při přenášení šálku s vodou je pozornost přesouvána k provedení chůze, je řešení matematické úlohy během chůze, z pohledu směřování pozornosti, opačným příkladem. Kognitivní úloha neměla při přirozené chůzi významný vliv na změnu hodnot RMS ACC ani SampEn ACC v žádném směru. Přesto však z těchto hodnot můžeme vytvořit určitý závěr. Tím spíš, pokud je později porovnáme s hodnocením vlivu kognitivní úlohy na chůzi rychlým tempem. Při přirozeném tempu sice nedošlo ke statisticky významnému efektu u parametru RMS ani SampEn, nicméně byla pozorována tendence k poklesu RMS ve všech směrech a tendence ke zvýšení hodnot SampEn ve směru vertikálním a zvláště ve směru medio-laterálním, který je spojen s vědomou kontrolou chůze. Tato tendence ke zvýšení hodnoty SampEn může souviset se schopností přenechat kontrolu chůze centrům zodpovědným za automatické řízení a zvýšení adaptability systému. V tomto druhu duálního úkolu tedy probandi vykázali komplexní chování. Naopak výsledky vlivu kognitivní úlohy při rychlém tempu chůze vykazují, že bylo dosaženo dostatečného zatížení exekutivní kapacity i u mladých zdravých jedinců. Kognitivní úloha významně ovlivnila pokles hodnot RMS u chůze v rychlém tempu ve vertikálním ($p=0,00001$), medio-laterálním ($p=0,0003$) i antero-posteriorním ($p=0,00004$) směru. U parametru SampEn nedošlo v žádném směru ke statisticky významnému efektu, což vypovídá o dostatečné schopnosti řídit chůzi automaticky. Probandi tedy vykazovali komplexní chůzi. Nicméně tendence ke snížení hodnot entropie rychlé chůze s kognitivní úlohou oproti rychlé chůzi bez úlohy, i když bez statisticky významného efektu, vypovídá o snížení komplexity chůze ve všech směrech. Snížení variability chůze ve všech směrech po přidání kognitivní úlohy k přirozené chůzi může značit zvýšení stability, zároveň však také snížení adaptability systému.

Dle Hobert (2017) je pro přizpůsobování chování vnějším vlivům nutná kognitivní flexibilita. Tato flexibilita umožňuje přijímat správná rozhodnutí v situacích multitaskingu, a proto je nezbytná pro dostatečný výkon každodenního života. Dle výsledků je pravděpodobně úzce spojena s chůzí, zejména v náročných situacích, jako je rychlá chůze a chůze při současném provádění sekundárních úkolů. Ke zhodnocení kognitivní flexibility je často využíváno experimentální paradigma duálního úkolu. Přesto jej však vědecká společnost, pro jeho nejasnou interpretaci a objektivizaci, plně nepřijala. McCulloch (2007) uvádí, že největším problémem je zjistit, zda primární úkol zůstává po celou dobu výkonu opravdu primárním úkolem. Podobně McFadyen, Gagné,

Cossette, & Ouellet (2017) vidí problém duálního úkolu ve stanovení úrovně komplexity úkolu, motivace a především ve stanovení priorit úkolů. Souběžně prováděným úkolům lze totiž přiřazovat stejné či odlišné priority a maximalizovat směr pozornosti k upřednostnění jednoho úkolu na úkor úkolu jiného. Beurskens a Bock (2012) však uvádí, že je nutné u problematiky prioritizace úkolu rozlišovat mezi mladými a starými jedinci. Uvádí, že zatímco chůze s duálním úkolem je ovlivněna u zdravých mladých, středně starých i starých jedinců, tak kognitivní výkon sekundární úlohy je chůzí ovlivněn pouze ve skupině starých. Kognitivní výkon zdravého mladého dospělého by se pravděpodobně zhoršil až tehdy, vnímal-li by situaci jako nestabilní (Beurskens, & Bock, 2012). Dle Yogev-Seligmann et al. (2010) nemá u zdravých mladých dospělých prioritizace pravděpodobně žádné klinické důsledky. Yogev-Seligmann et al. (2010) se dále domnívá, že vliv prioritizace je mnohem větší u pacientů, kde je třeba věnovat zvýšenou pozornost chůzi. McFadyen et al. (2017) však uvádí, že i mladí jedinci se mohou dostat do posturální situace, která pro ně bude nebezpečná z hlediska pádu a zachovají se stejně, jako starší jedinci. Rozdíl je pouze v míře zatížení. V takové situaci upřednostní jedinec, ať starý či mladý, udržení dynamické stability chůze před správným provedením sekundární úlohy. Samotní autoři tuto strategii označují pojmem „posture first“ (McFadyen et al., 2017). Bayot et al. (2018) vysvětlují zvýšení variability během chůze s dvojitým úkolem u starších jedinců omezenou schopností automaticky zaujmout „posture first“ strategii. Zajímavostí je, že u osob s Parkinsonovou chorobou McFadyen et al. (2017) došel k závěru, že takto postižení jedinci využívají při chůzi se souběžným plněním sekundární úlohy zjevně tzv. „posture second“ strategii (tzn., že upřednostňují kognitivní úkol). Dalším problémem interpretace výsledků chůze s duální úlohou může být její pozitivní vliv nejen na zlepšení automatického řízení chůze, ale také na současné zlepšení schopnosti provádět sekundární úlohu. Je tedy náročné určit, zda jsou výsledky chůze s duální úlohou ovlivněny zlepšením automatického řízení či zdokonalením se v duálním úkolu (Clark, 2015).

7.3 Důsledky pro klinickou praxi

Hodnocením změny v dynamice chůze lze posuzovat závažnost onemocnění (Paraskevoudi, Balci, & Vatakis, 2018), užitečnost léků (Combs-Miller, 2019), riziko pádu (Berger et al., 2019) a vliv terapeutické intervence (Decker, Cignetti, & Stergiou, 2010; Suda, Matias, Bus, & Sacco, 2019). Duální úkol umožňuje detekci kognitivních odchylek i poruch chůze, které nelze pozorovat za podmínek jednoho úkolu

(Paraskevoudi, Balci, & Vatakis, 2018). U pacientů s globálně sníženými kognitivními funkcemi či se specifickými neurodegenerativními poruchami jako je Parkinsonova choroba, Alzheimerova choroba, stav po cévní mozkové příhodě, Huntingtonova choroba atd. lze pomocí paradigma duálního úkolu posoudit míru postižení, sledovat progresi onemocnění a zhodnotit účinnost intervence (Leone, Patti, & Feys, 2015). Díky citlivosti vyšetření je možné rozlišit mezi pacientem s mírnou kognitivní poruchou a zdravým starým dospělým (Paraskevoudi, Balci, & Vatakis, 2018). Ve snaze odhalit prvotní známky patologie chůze lze využít porovnání vlivu sekundární úlohy na provedení chůze. Interference úloh dokáže zatížit kognitivní funkce daleko více než rychlé tempo chůze, a tím do větší míry ovlivnit pozorovatelný výkon chůze (Hamacher, Herold, Wiegel, Hamacher, & Schega, 2015).

Na paradigma duální úlohy lze nahlížet jako na nepřímý prostředek k hodnocení zautomatizování primárního úkolu. Tento potenciaální nástroj je jednoduchý a rychlý na použití a nevyžaduje žádné speciální vybavení. Kromě vyšetření lze paradigma duálního úkolu uplatnit také v rámci rehabilitace, zejména prostřednictvím zdokonalení automatického řízení chůze, a tedy zvládnutím pohybu (Bayot et al., 2018). Stejně jako ostatní části systému motorické kontroly se i automatické řízení může zlepšit pomocí motorického učení (Clark, 2015). Budeme-li se držet klíčových principů motorického učení, jimiž je opakování a specifičnost, můžeme dosáhnout podstatného zlepšení chůze (Duncan et al., 2011; Marsh, Astill, Utley, & Ichiyama, 2011). Řada nedávných studií nabízí příklady přístupu rehabilitace s využitím duálního úkolu. Obecně využívají tento prvek terapie ke zvýšení vstupů do CNS pro podpoření procesu neuroplasticity během chůze. Rochester et al. (2010) prokázali, že využitím somatosenzorických, zrakových a sluchových podnětů během rehabilitace chůze u pacientů s Parkinsonovou chorobou došlo ke zlepšení chůze i schopnosti provést duální úlohu. Yen et al. (2014) dosáhli podobného výsledku u pacientů s míšním poraněním (Yen, Landry, & Wu, 2014).

V závěru lze říci, že rozdíly v naměřených hodnotách entropie při chůzi během duálního úkolu lze interpretovat s přihlédnutím ke schopnosti automatického řízení pohybových procesů a přenášení pozornosti. Při snaze nevylít vodu z hrnku je snížení entropie odrazem snahy zvýšit míru pozornosti vůči náročnému posturálnímu úkonu. Naopak ve snaze vyřešit správně matematickou úlohu je efektivnější přesunout pozornost ke kognitivní činnosti a pohybový proces zajistit, z co největší části automatickým řízením. Míra automatickosti závisí z velké části na náročnosti prováděných činností,

kapacitě exekutivních zdrojů a jejich přerozdělení. Dle výsledků se rychlá chůze společně s kognitivní úlohou jeví jako dostatečně náročný duální úkol pro hodnocení complexity i u zdravých mladých jedinců.

7.4 Limity studie

Limitem studie může být velikost výzkumného souboru ($n=29$), který je však srovnatelný s většinou studií diskutovaných v této práci. Dalším limitem mohlo být venkovní prostředí, kde nelze zajistit zcela shodné podmínky pro všechny probandy (tlak, teplota, světlo apod.). Na druhou stranu představuje nestandardní venkovní prostředí situace, se kterými se v běžném životě denně setkáváme. Výzkumy zkoumající provedení chůze během duálního úkolu využívají k jejímu hodnocení více typů entropií. V této práci byla použita pouze sample entropy, což může limitovat diskuzní část práce. Nicméně tento druh entropie je ve výzkumu využíván nejvíce.

8 ZÁVĚRY

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit vliv rychlosti a sekundární úlohy na variabilitu a komplexitu chůze. Chůze byla měřena ve dvou tempech (přirozeném a rychlém) a za třech podmínek (bez úlohy, s manuální úlohou a kognitivní úlohou). Na základě výsledků této práce lze vyvodit následující závěry:

1. Rychlé tempo chůze má u mladých zdravých jedinců významný vliv ($p < 0,0001$) na zvýšení hodnoty RMS (charakterizující variabilitu) ve všech směrech u chůze bez úlohy i chůze se sekundární úlohou (manuální i kognitivní).

2. U mladých zdravých jedinců má rychlé tempo chůze významný vliv na zvýšení hodnoty SampEn (charakterizující komplexitu) pouze v určitých směrech. Významné je zvýšení hodnot SampEn ve vertikálním směru při chůzi bez úlohy i s oběma sekundárními úlohami. Na zvýšení hodnot SampEn v medio-laterálním směru má rychlé tempo chůze významný vliv pouze u chůze bez úlohy a s kognitivní úlohou.

3. Plnění manuální úlohy při chůzi má u mladých zdravých jedinců tendenci ke snížení hodnoty RMS ve všech směrech při přirozeném i rychlém tempu chůze. K významnému snížení hodnoty RMS nedochází pouze v medio-laterálním směru při rychlé chůze.

4. Při vykonávání kognitivní úlohy je tendence ke snížení hodnoty RMS ve všech směrech při přirozeném i rychlém tempu chůze. K významnému snížení hodnot RMS však dochází pouze při rychlém tempu chůze.

5. U mladých zdravých jedinců má plnění manuální úlohy významný vliv na snížení hodnoty SampEn pouze v medio-laterálním směru při rychlém tempu chůze.

6. Vykonávání kognitivní úlohy nemá u mladých zdravých jedinců významný vliv na snížení hodnoty SampEn při pomalém ani při rychlém tempu chůze. Přidání kognitivní úlohy k chůzi však vede k tendenci snižovat hodnoty SampEn ve všech směrech přirozené i rychlé chůze.

9 SOUHRN

Diplomová práce se zabývá posouzením vlivu rychlosti chůze a duálního úkolu na variabilitu a komplexitu chůze ve venkovním prostředí.

V teoretické části jsou shrnuty poznatky o mechanismu chůze a jejím řízení. Podrobněji je zde popsán především krokový cyklus, jehož znalost je základním předpokladem vyšetření chůze ve fyzioterapeutické praxi. Další kapitoly pojednávají o komplexitě a variabilitě chůze a objasňují přínos nelineárních metod pro hodnocení chůze. Závěrečné kapitoly teoretické části prezentují paradigma duálního úkolu a možnosti analýzy chůze. Praktická část zahrnuje výsledky výzkumu, jehož hlavním cílem bylo zhodnotit variabilitu chůze charakterizovanou na základě root mean square (RMS) a komplexitu chůze vyjádřenou prostřednictvím sample entropy (SampEn). Výzkumu se zúčastnilo 29 probandů (18 žen a 11 mužů) ve věku 20–30 let.

Každý jedinec podstoupil celkem 6 měření. Chůze probíhala ve venkovním prostředí na rovné asfaltové ploše, jako chůze bez úlohy a chůze s plněním sekundární úlohy (manuální a kognitivní), každá v přirozeném a rychlém tempu. Chůze s manuální úlohou spočívala v nesení šálku s vodou, kterou probandi nesměli vylít. Chůze s kognitivní úlohou představovala chůzi se současným počítáním matematické úlohy. Obě varianty sekundární úlohy probíhaly opět v přirozeném i rychlém tempu a všechny varianty proběhly v náhodném pořadí. Pohyb jedinců zaznamenávala měřící jednotka umístěná na kůži nad pátým bederním obratlem.

Dle výsledků této práce byl prokázán významný vliv rychlosti chůze na variabilitu chůze ve všech směrech (vertikálním, medio-laterálním, antero-posteriorním) při samostatné chůzi i při chůzi se sekundární úlohou ($p < 0,001$). Vliv rychlosti chůze na komplexitu se projevil pouze v určitých směrech. Rychlé tempo chůze významně ovlivnilo komplexitu chůze bez úlohy i s kognitivní úlohou ve směru vertikálním a medio-laterálním ($p < 0,05$). Komplexita chůze s manuální úlohou byla rychlým tempem ovlivněna pouze ve vertikálním směru ($p = 0,0007$). V tomto případě nebyla zaznamenána žádná změna komplexity chůze v medio-laterálním směru, což potvrzuje přenesení pozornosti na chůzi a zajištění posturální stability, aby nedošlo k vylití vody ze šálku.

Přidání manuální úlohy k přirozené chůzi vedlo k významnému poklesu variability ve všech směrech ($p < 0,001$), komplexita v tomto případě ovlivněna nebyla. Přidáním manuální úlohy k rychlé chůzi došlo ke snížení variability pouze ve směru vertikálním

($p=0,000003$) a antero-posteriorním ($p=0,0002$), vliv na snížení komplexity se naopak projevil pouze v medio-laterálním směru ($p<0,001$), což může prokazovat vztah mezi medio-laterálním směrem a pozorností. Snížení variability chůze ve všech směrech po přidání manuální úlohy k přirozené i rychlé chůzi může značit zvýšení stability, zároveň však také snížení adaptability systému, což vyplývá ze zmíněného snížení komplexity rychlé chůze.

Po přidání kognitivní úlohy k přirozené chůzi nedošlo v žádném směru k významné změně variability a komplexity chůze. Přidání kognitivní úlohy k rychlé chůzi prokázalo statisticky významný vliv této duální úlohy na variabilitu chůze ve všech směrech ($p<0,001$). Významná změna komplexity nebyla po přidání kognitivní úlohy k rychlé chůzi prokázána. Ve všech směrech však byla pozorována tendence ke snížení komplexity rychlé chůze. V tomto případě, stejně jako u manuální úlohy, může snížení variability chůze značit zvýšení stability systému, ale zároveň také tendenci ke snížení adaptability systému vyplývající z tendence ke snížení komplexity chůze.

10 SUMMARY

The diploma thesis deals with assessment of the influence of the gait rate and dual task on the variability and complexity of gait in the outdoor environment.

The theoretical part summarizes knowledge of the gait mechanism and its control. Especially the step cycle is described here in more details, the knowledge of which is a fundamental prerequisite of the gait examination in the physiotherapy praxis. Further chapters treat of the gait complexity and variability and clarify benefit of non-linear methods for the gait evaluation. Final chapters of the theoretical part present paradigm of the dual task and possibilities of the gait analysis. The practical part concludes results of research, the main goal of which was to evaluate the gait variability characterized on the basis of the root mean square (RMS) and the gait complexity expressed by means of the sample entropy (SampEn). 29 probands (18 women and 11 men) at the age of 20–30 years took part in the research.

Every person underwent totally 6 measurements. Gait proceeded in the outdoor environment on a flat asphalt surface as gait without any task and gait with fulfilment of a secondary task (manual and cognitive), each of them at the natural and at the quick rates. Gait with the manual task consisted in bearing the cup with water, which was not allowed to be spilled by probands. Gait with the cognitive task represented gait with simultaneous counting the mathematical value problem. Both versions of the secondary task proceeded again both at natural and quick rate and all version proceeded in an accidental order. The movement of persons was recorded by a measuring unit placed on the skin above the fifth lumbar vertebra.

According to results of this thesis a significant influence of the gait rate was exerted on the gait variability in all directions (vertical, medio-lateral, antero-posterior) both at the separate gait and at gait with the secondary task ($p < 0.001$). The gait influence on the complexity was exerted only in certain directions. The quick gait rate affected the gait complexity both without any task and with the cognitive task significantly both in the vertical and medio-lateral directions ($p < 0.05$). The gait complexity with the manual task was affected by the quick rate only in the vertical direction ($p = 0.0007$). In this case, there was no change of the gait complexity exerted in the medio-lateral direction, which confirms transfer of the attention on the gait and assurance of the postural stability not to spill the water of the cup.

Addition of the manual task to the natural gait led to a significant reduction of the variability in all directions ($p < 0.001$), the complexity was not affected in this case. Addition of the manual task to the quick gait caused a significant reduction of the variability only in the vertical direction ($p = 0.000003$) and antero-posterior direction ($p = 0.0002$); on the contrary, the influence on the complexity reduction was exerted only in the medio-lateral direction ($p < 0.001$), which can evidence the relation between the medio-lateral direction and attention. Reduction of the gait variability in all directions after adding the manual task both to the natural gait and to the quick gait can mean increase in stability, but at the same time also reduction of the system adaptability, which follows from the mentioned complexity reduction of the quick gait.

There was no significant change of the gait variability and complexity after adding the cognitive task to the natural gait. Addition of the cognitive task to the quick gait proved a statistically significant influence of this dual task on the gait variability in all directions ($p < 0.001$). No significant change of complexity was exerted after adding the cognitive task to the quick gait. But a tendency to reduce the quick gait complexity was observed in all directions. In this case, as at the manual task, the reduction of the gait variability may mean increase in the system stability, but also a tendency to reduce the system adaptability following from the tendency to reduce the gait complexity.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Allard, P., Cappozzo, A., Lundberg, A., & Vaughan, C. (1998). *Three-dimensional analysis of human locomotion*. John Wiley & Sons, Inc.
- Amboni, M., Barone, P., & Hausdorff, J. M. (2013). Cognitive contributions to gait and falls: evidence and implications. *Movement disorders*, 28(11), 1520-1533.
- Amboni, M., Barone, P., & Hausdorff, J. M. (2013). Cognitive contributions to gait and falls: evidence and implications. *Movement disorders*, 28(11), 1520-1533.
- Asai, T., Doi, T., Hirata, S., & Ando, H. (2013). Dual tasking affects lateral trunk control in healthy younger and older adults. *Gait & posture*, 38(4), 830-836.
- Bayot, M., Dujardin, K., Tard, C., Defebvre, L., Bonnet, C. T., Allart, E., & Delval, A. (2018). The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiologie Clinique*, 48(6), 361-375.
- Bayot, M., Dujardin, K., Tard, C., Defebvre, L., Bonnet, C. T., Allart, E., & Delval, A. (2018). The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiologie Clinique*, 48(6), 361-375.
- Berger, A., Horst, F., Steinberg, F., Thomas, F., Müller-Eising, C., Schöllhorn, W. I., & Doppelmayr, M. (2019). Increased gait variability during robot-assisted walking is accompanied by increased sensorimotor brain activity in healthy people. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), 1-13.
- Beurskens, R., & Bock, O. (2012). Age-related deficits of dual-task walking: a review. *Neural plasticity*, 2012.
- Beurskens, R., & Bock, O. (2013). Does the walking task matter? Influence of different walking conditions on dual-task performances in young and older persons. *Human movement science*, 32(6), 1456-1466.
- Beurskens, R., Steinberg, F., Antoniewicz, F., Wolff, W., & Granacher, U. (2016). Neural correlates of dual-task walking: effects of cognitive versus motor interference in young adults. *Neural plasticity*, 2016.
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Univerzita Palackého v Olomouci.

- Borg, F. G., & Laxåback, G. (2010). Entropy of balance-some recent results. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 7(1), 1-11.
- Bronstein, A., & Brandt, T. (2004). *Clinical disorders of balance, posture and gait*. CRC Press.
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Van Dieen, J. H., Kingma, I., & Lamoth, C. J. (2008). Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular momentum. *Gait & posture*, 27(3), 455-462.
- Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A., & Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical biomechanics*, 18(5), 435-443.
- Clark, D. J. (2015). Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Frontiers in human neuroscience*, 9, 246.
- Clark, D. J. (2015). Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Frontiers in human neuroscience*, 9, 246.
- Collins, S. H., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 276(1673), 3679-3688.
- Combs-Miller, S. A., Dugan, E. L., Beachy, A., Derby, B. B., Hosinski, A. L., & Robbins, K. (2019). Physiological complexity of gait between regular and non-exercisers with Parkinson's disease. *Clinical Biomechanics*, 68, 23-28.
- Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C. K. (2002). Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Physical review letters*, 89(6), 068102.
- Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C. K. (2005). Multiscale entropy analysis of biological signals. *Physical review E*, 71(2), 021906.
- Dadashi, F., Mariani, B., Rochat, S., Büla, C. J., Santos-Eggimann, B., & Aminian, K. (2014). Gait and foot clearance parameters obtained using shoe-worn inertial sensors in a large-population sample of older adults. *Sensors*, 14(1), 443-457.
- Decker, L. M., Cignetti, F., & Stergiou, N. (2010). Complexity and human gait. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(1), 2-12.
- Dietz, V. (2011). Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders. *Journal of neurology*, 258(8), 1406.

- Duncan, P. W., Sullivan, K. J., Behrman, A. L., Azen, S. P., Wu, S. S., Nadeau, S. E., ... & Hayden, S. K. (2011). Body-weight–supported treadmill rehabilitation after stroke. *New England Journal of Medicine*, *364*(21), 2026-2036.
- Georgopoulos, A. P. (2000). Neural aspects of cognitive motor control. *Current opinion in neurobiology*, *10*(2), 238-241.
- Georgopoulos, A. P., Lurito, J. T., Petrides, M., Schwartz, A. B., & Massey, J. T. (1989). Mental rotation of the neuronal population vector. *Science*, *243*(4888), 234-236.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., ... & Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *circulation* *101*(23), e215-e220.
- Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Peng, C. K., & Stanley, H. E. (2002). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the national academy of sciences*, *99*(suppl 1), 2466-2472.
- Hamacher, D., Herold, F., Wiegel, P., Hamacher, D., & Schega, L. (2015). Brain activity during walking: a systematic review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *57*, 310-327.
- Hansen, C., Wei, Q., Shieh, J. S., Fourcade, P., Isableu, B., & Majed, L. (2017). Sample entropy, univariate, and multivariate multi-scale entropy in comparison with classical postural sway parameters in young healthy adults. *Frontiers in human neuroscience*, *11*, 206.
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2003). Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Developmental Psychobiology: The Journal of the International Society for Developmental Psychobiology*, *42*(4), 368-377.
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical therapy*, *89*(3), 267-282.
- Hlavackova, P., Franco, C., Diot, B., & Vuillerme, N. (2011). Contribution of each leg to the control of unperturbed bipedal stance in lower limb amputees: new insights using entropy. *PLoS One*, *6*(5), e19661.
- Ho, S., Mohtadi, A., Daud, K., Leonards, U., & Handy, T. C. (2019). Using smartphone accelerometry to assess the relationship between cognitive load and gait dynamics during outdoor walking. *Scientific reports*, *9*(1), 1-13.

- Hobert, M. A., Meyer, S. I., Hasmann, S. E., Metzger, F. G., Suenkel, U., Eschweiler, G. W., ... & Maetzler, W. (2017). Gait is associated with cognitive flexibility: a dual-tasking study in healthy older people. *Frontiers in aging neuroscience*, 9, 154.
- Hobert, M. A., Meyer, S. I., Hasmann, S. E., Metzger, F. G., Suenkel, U., Eschweiler, G. W., ... & Maetzler, W. (2017). Gait is associated with cognitive flexibility: a dual-tasking study in healthy older people. *Frontiers in aging neuroscience*, 9, 154.
- Hollman, J. H., Watkins, M. K., Imhoff, A. C., Braun, C. E., Akervik, K. A., & Ness, D. K. (2016). A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. *Gait & posture*, 43, 204-209.
- Chiu, S. L., & Chou, L. S. (2012). Effect of walking speed on inter-joint coordination differs between young and elderly adults. *Journal of biomechanics*, 45(2), 275-280
- Ihlen, E. A., Weiss, A., Bourke, A., Helbostad, J. L., & Hausdorff, J. M. (2016). The complexity of daily life walking in older adult community-dwelling fallers and non-fallers. *Journal of biomechanics*, 49(9), 1420-1428.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Univerzita Palackého.
- Kearney, F. C., Harwood, R. H., Gladman, J. R., Lincoln, N., & Masud, T. (2013). The relationship between executive function and falls and gait abnormalities in older adults: a systematic review. *Dementia and geriatric cognitive disorders*, 36(1-2), 20-35.
- Kelly, V. E., Janke, A. A., & Shumway-Cook, A. (2010). Effects of instructed focus and task difficulty on concurrent walking and cognitive task performance in healthy young adults. *Experimental brain research*, 207(1-2), 65-73.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie. 3., přeprac. a rozš. vyd.* Praha: Galén.
- Krasovsky, T., & Levin, M. F. (2010). Toward a better understanding of coordination in healthy and poststroke gait. *Neurorehabilitation and neural repair*, 24(3), 213-224.
- Kuhtz-Buschbeck, J. P., & Jing, B. (2012). Activity of upper limb muscles during human walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(2), 199-206.
- Kurz, M. J., & Stergiou, N. (2005). An artificial neural network that utilizes hip joint actuations to control bifurcations and chaos in a passive dynamic bipedal walking model. *Biological Cybernetics*, 93(3), 213-221.

- Leone, C., Patti, F., & Feys, P. (2015). Measuring the cost of cognitive-motor dual tasking during walking in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, *21*(2), 123-131.
- Li, Y., Kakar, R. S., Walker, M. A., Guan, L., & Simpson, K. J. (2018). Upper Trunk–Pelvis Coordination During Running Using the Continuous Relative Fourier Phase Method. *Journal of applied biomechanics*, *34*(4), 312-319.
- Lo, O. Y., Halko, M. A., Zhou, J., Harrison, R., Lipsitz, L. A., & Manor, B. (2017). Gait speed and gait variability are associated with different functional brain networks. *Frontiers in aging neuroscience*, *9*, 390.
- MacKay-Lyons, M. (2002). Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence. *Physical therapy*, *82*(1), 69-83.
- Marsh, B. C., Astill, S. L., Utley, A., & Ichiyama, R. M. (2011). Movement rehabilitation after spinal cord injuries: emerging concepts and future directions. *Brain research bulletin*, *84*(4-5), 327-336.
- McCulloch, K. (2007). Attention and dual-task conditions: physical therapy implications for individuals with acquired brain injury. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *31*(3), 104-118.
- McFadyen, B. J., Gagné, M. È., Cossette, I., & Ouellet, M. C. (2017). Using dual task walking as an aid to assess executive dysfunction ecologically in neurological populations: a narrative review. *Neuropsychological rehabilitation*, *27*(5), 722-743.
- Meyns, P., Bruijn, S. M., & Duysens, J. (2013). The how and why of arm swing during human walking. *Gait & posture*, *38*(4), 555-562.
- Mikołajewska, E., & Mikołajewski, D. (2013). Noise as a useful signal within the nervous system in neurorehabilitation. *Bio-Algorithms and Med-Systems*, *9*(4), 209-213.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Paraschiv-Ionescu, A., Perruchoud, C., Buchser, E., & Aminian, K. (2012). Barcoding human physical activity to assess chronic pain conditions. *PloS one*, *7*(2).
- Paraskevoudi, N., Balci, F., & Vatakis, A. (2018). “Walking” through the sensory, cognitive, and temporal degradations of healthy aging. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *1426*(1), 72-92.

- Park, J. (2008). Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking. *Journal of biomechanics*, 41(7), 1417-1426.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd edition. Slack Inc, Grove Road.
- Preece, S. J., Mason, D., & Bramah, C. (2016). The coordinated movement of the spine and pelvis during running. *Human movement science*, 45, 110-118.
- Raffalt, P. C., Denton, W., & Yentes, J. M. (2018). On the choice of multiscale entropy algorithm for quantification of complexity in gait data. *Computers in biology and medicine*, 103, 93-100.
- Richter, P., & Hebgen, E. (2011). *Spouštěcí body a funkční svalové řetězce v osteopatii a manuální terapii*. Praha: Pragma.
- Rispens, S. M., Van Dieën, J. H., Van Schooten, K. S., Lizama, L. E. C., Daffertshofer, A., Beek, P. J., & Pijnappels, M. (2016). Fall-related gait characteristics on the treadmill and in daily life. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 13(1), 1-9.
- Rochester, L., Baker, K., Hetherington, V., Jones, D., Willems, A. M., Kwakkel, G., ... & Nieuwboer, A. (2010). Evidence for motor learning in Parkinson's disease: acquisition, automaticity and retention of cued gait performance after training with external rhythmical cues. *Brain research*, 1319, 103-111.
- Rosengren, K. S., Deconinck, F. J., DiBerardino III, L. A., Polk, J. D., Spencer-Smith, J., De Clercq, D., & Lenoir, M. (2009). Differences in gait complexity and variability between children with and without developmental coordination disorder. *Gait & posture*, 29(2), 225-229.
- Santuz, A., Brüll, L., Ekizos, A., Schroll, A., Eckardt, N., Kibele, A., ... & Arampatzis, A. (2020). Neuromotor dynamics of human locomotion in challenging settings. *iScience*, 23(1), 100796.
- Sekine, M., Tamura, T., Yoshida, M., Suda, Y., Kimura, Y., Miyoshi, H., ... & Fujimoto, T. (2013). A gait abnormality measure based on root mean square of trunk acceleration. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10(1), 1-7.
- Soumar, L. (2011). *Kinematická analýza*. Ústí nad Labem: Univerzita JE Purkyně v Ústí nad Labem, 2011. ISBN 978-80-7414-399-1.
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120-129.

- Suda, E. Y., Matias, A. B., Bus, S. A., & Sacco, I. C. (2019). Impact of diabetic neuropathy severity on foot clearance complexity and variability during walking. *Gait & posture*, *74*, 194-199.
- Toebes, M. J., Hoozemans, M. J., Furrer, R., Dekker, J., & van Dieën, J. H. (2012). Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait & posture*, *36*(3), 527-531.
- Urbán, T., Caballero, C., Barbado, D., & Moreno, F. J. (2019). Do intentionality constraints shape the relationship between motor variability and performance?. *PloS one*, *14*(4).
- Vařeka, I. & Vařeková, R. (2012). Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*, *19*(1).
- Vařeka, I., Janura, M., & Vařeková, R. (2018). Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, *25*(2), 81-86.
- Wang, C., Wai, Y., Kuo, B., Yeh, Y. Y., & Wang, J. (2008). Cortical control of gait in healthy humans: an fMRI study. *Journal of neural transmission*, *115*(8), 1149.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis an Introduction*. 4th. Suzhou: Elsevier Ltd.
- Wrightson, J. G., & Smeeton, N. J. (2017). Walking modality, but not task difficulty, influences the control of dual-task walking. *Gait & posture*, *58*, 136-138.
- Wu, Y., Li, Y., Liu, A. M., Xiao, F., Wang, Y. Z., Hu, F., ... & Gu, D. Y. (2016). Effect of active arm swing to local dynamic stability during walking. *Human movement science*, *45*, 102-109.
- Yang, Y. T., Yoshida, Y., Hortobágyi, T., & Suzuki, S. (2013). Interaction between thorax, lumbar, and pelvis movements in the transverse plane during gait at three velocities. *Journal of applied biomechanics*, *29*(3), 261-269.
- Yen, S. C., Landry, J. M., & Wu, M. (2014). Augmented multisensory feedback enhances locomotor adaptation in humans with incomplete spinal cord injury. *Human movement science*, *35*, 80-93.
- Yogev-Seligmann, G., Rotem-Galili, Y., Mirelman, A., Dickstein, R., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2010). How does explicit prioritization alter walking during dual-task performance? Effects of age and sex on gait speed and variability. *Physical therapy*, *90*(2), 177-186.

Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait and posture*, 18(2), 1-10.

12 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření etické komise FTK UP



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.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 14. 12. 2018 byl projekt výzkumné práce (základního výzkumu)

Autor /hlavní řešitel/: Mgr. Denisa Nohelová

Spoluřešitelé: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D., Mgr. Lucia Bizovská; Mgr. Lukáš Ondra

s názvem

Hodnocení dynamické rovnováhy v různých podmínkách

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **78/2018**
dne: **31. 12. 2018.**

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

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

Příloha 2. Informovaný souhlas



Univerzita Palackého
v Olomouci

Fakulta
tělesné kultury

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Hodnocení dynamické rovnováhy v různých podmínkách

Jméno a příjmení: _____

Datum narození: _____

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

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

Podpis účastníka:

Datum: _____

Podpis řešitele pověřeného touto studií:

Datum _____

Příloha 3. Hodnocení vlivu přirozeného a rychlého tempa chůze na variabilitu a komplexitu chůze

Vliv rychlosti na chůzi bez úlohy

		Přirozené tempo		Rychlé tempo		p	
		M průměr	SD sm. odch.	M průměr	SD sm. odch.		
Chůze bez úlohy	Gait speed (m.s-1)	1,55	0,18	2,03	0,18	<0,0001	
	RMS ACC (g)	V	0,32	0,08	0,52	0,08	<0,0001
		ML	0,18	0,05	0,28	0,08	<0,0001
		AP	0,24	0,05	0,39	0,08	<0,0001
	SampEn ACC	V	0,55	0,12	0,62	0,11	0,0078
		ML	0,82	0,12	0,90	0,13	0,0021
AP		0,53	0,14	0,55	0,15	0,4855	

Vliv rychlosti na chůzi s manuální úlohou

		Přirozené tempo		Rychlé tempo		p	
		M průměr	SD sm. odch.	M průměr	SD sm. odch.		
Chůze s manuální úlohou	Gait speed (m.s-1)	1,50	0,16	1,95	0,16	<0,0001	
	RMS ACC (g)	V	0,29	0,07	0,46	0,08	<0,0001
		ML	0,16	0,04	0,27	0,07	<0,0001
		AP	0,22	0,04	0,34	0,07	<0,0001
	SampEn ACC	V	0,54	0,11	0,60	0,09	0,0007
		ML	0,84	0,11	0,84	0,13	0,9530
AP		0,51	0,10	0,53	0,13	0,4647	

Vliv rychlosti na chůzi s kognitivní úlohou

		Přirozené tempo		Rychlé tempo		p	
		M průměr	SD sm. odch.	M průměr	SD sm. odch.		
Chůze s kognitivní úlohou	Gait speed (m.s-1)	1,52	0,19	1,90	0,17	<0,0001	
	RMS ACC (g)	V	0,31	0,08	0,48	0,08	<0,0001
		ML	0,17	0,05	0,25	0,06	<0,0001
		AP	0,23	0,05	0,34	0,06	<0,0001
	SampEn ACC	V	0,57	0,10	0,60	0,08	0,0223
		ML	0,84	0,13	0,87	0,15	0,0301
AP		0,52	0,10	0,52	0,12	0,6794	

Příloha 4. Hodnocení vlivu manuální a kognitivní úlohy na variabilitu a komplexitu chůze

Vliv manuální úlohy

		Chůze bez úlohy		Chůze s manuální úlohou		p	
		M průměr	SD sm. odch.	M průměr	SD sm. odch.		
Přirozené tempo	Gait speed (m.s-1)	1,54	0,18	1,49	0,16	0,0023	
	RMS ACC (g)	V	0,32	0,09	0,29	0,07	0,0001
		ML	0,18	0,05	0,16	0,04	0,0007
		AP	0,24	0,05	0,21	0,04	0,0001
	SampEn ACC	V	0,55	0,12	0,54	0,11	0,1457
		ML	0,83	0,12	0,84	0,11	0,3329
AP		0,53	0,14	0,51	0,09	0,4488	
Rychlé tempo	Gait speed (m.s-1)	2,02	0,17	1,94	0,15	0,0001	
	RMS ACC (g)	V	0,52	0,08	0,45	0,08	0,000003
		ML	0,27	0,07	0,26	0,07	0,0879
		AP	0,38	0,08	0,34	0,06	0,0002
	SampEn ACC	V	0,62	0,11	0,60	0,09	0,2448
		ML	0,90	0,13	0,84	0,13	0,0009
AP		0,54	0,15	0,52	0,13	0,5020	

Vliv kognitivní úlohy

		Chůze bez úlohy		Chůze s kognitivní úlohou		p	
		M průměr	SD sm. odch.	M průměr	SD sm. odch.		
Přirozené tempo	Gait speed (m.s-1)	1,54	0,18	1,51	0,19	0,3382	
	RMS ACC (g)	V	0,32	0,09	0,31	0,08	0,4123
		ML	0,18	0,05	0,17	0,04	0,2186
		AP	0,24	0,05	0,23	0,05	0,2236
	SampEn ACC	V	0,55	0,12	0,56	0,10	0,2340
		ML	0,83	0,12	0,84	0,13	0,3245
AP		0,53	0,14	0,52	0,10	0,6486	
Rychlé tempo	Gait speed (m.s-1)	2,02	0,17	1,90	0,17	0,0000003	
	RMS ACC (g)	V	0,52	0,08	0,47	0,08	0,00001
		ML	0,27	0,07	0,25	0,06	0,0003
		AP	0,38	0,08	0,33	0,06	0,00004
	SampEn ACC	V	0,62	0,11	0,60	0,08	0,2195
		ML	0,90	0,13	0,88	0,15	0,1612
AP		0,54	0,15	0,52	0,12	0,2116	