

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

# **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2023**

**Jakub Pekárek**

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Fyzioterapie B0915P360008

**Jakub Pekárek**

**HODNOCENÍ KINEMATICKÉ ANALÝZY CHŮZE U  
NEURODEGENERATIVNÍCH ONEMOCNĚNÍ**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Iva Hereitová

PLZEŇ 2023



## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval/a samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl/a v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 30.3.2023

.....

vlastnoruční podpis

## **Abstrakt**

Příjmení a jméno: Pekárek Jakub

Katedra: Rehabilitačních oborů

Název práce: Hodnocení kinematické analýzy chůze u neurodegenerativních onemocnění

Vedoucí práce: Mgr. Iva Hereitová

Počet stran – číslované: 54

Počet stran – nečíslované: 32

Počet příloh: 5

Počet titulů použité literatury: 120

Klíčová slova: neurodegenerativní onemocnění, dvojí úkol, kognice, chůze, kinematická analýza chůze

### **Souhrn:**

Tato bakalářská práce se zaměřuje na využití kinematické analýzy chůze jako nástroje pro diagnostiku kognitivního poklesu u starších dospělých. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Teoretická část popisuje mechanismus vzniku, základní dělení a klinický obraz neurodegenerativních onemocnění, přiblížení kinematické analýzy chůze, možnosti měření, její využití ve zdravotnictví a kognitivní aspekty chůze u neurodegenerativních onemocnění. Výsledky ukázaly, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA dosahovali nižších hodnot švihové fáze a zároveň vyšších hodnot fáze stride time v porovnání s kognitivně intaktními staršími jedinci dle vyhodnocení MoCA, a to jak při testování chůze bez kognitivní zátěže, tak i při testování chůze s kognitivní zátěží.

## **Abstract**

Surname and name: Jakub Pekárek

Department of Rehabilitation fields

Title of thesis: Kinematic analysis of gait in neurodegenerative diseases

Consultant: Mgr. Iva Hereitová

Number of pages – numbered: 54

Number of pages – unnumbered: 32

Number of appendices: 5

Number of literature items used: 120

Keywords: neurodegenerative disease, dual task, cognition, gait, kinematic analysis of gait

### Summary:

This bachelor thesis focuses on the use of kinematic gait analysis as a tool for diagnosing cognitive decline in older adults. The thesis is divided into theoretical and practical part. The theoretical part describes the mechanism of the development, basic classification, and clinical picture of neurodegenerative diseases, an introduction to kinematic gait analysis, measurement possibilities, its use in healthcare, and cognitive aspects of gait in neurodegenerative diseases. The results showed that elderly individuals with cognitive decline as assessed by MoCA achieved lower values of the swing phase as well as higher values of the stride time phase compared to cognitively intact elderly individuals as assessed by MoCA, both when testing gait without cognitive load and when testing gait with cognitive load.

## **Předmluva**

Neurodegenerativní onemocnění postihují lidi a jejich rodiny po celém světě. Moderní medicína stále nenabízí kauzální léčbu těchto onemocnění a zaměřuje se pouze na tlumení a oddalování sekundárních příznaků. Z tohoto důvodu je prognóza neurodegenerativních onemocnění často závislá na včasnosti zahájení léčby a rehabilitace.

Cílem práce je zjistit možné souvislosti mezi poruchami kognitivních funkcí a poruchami chůze.

Účelem práce je seznámit čtenáře s danou problematikou, přispět k rostoucímu množství literatury na tato témata a poskytnout pohled na potenciální využití kinematické analýzy chůze a nástroje pro včasnou detekci a monitorování kognitivních poruch u jedinců s neurodegenerativními onemocněními.

## **Poděkování**

Děkuji Mgr. Ivě Hereitové za odborné vedení práce, trpělivost, poskytování cenných rad a materiálních podkladů. Dále děkuji Mgr. Tomáši Votíkovi za pomoc při testování a hodnocení kinematické analýzy chůze.

# OBSAH

SEZNAM GRAFŮ .....	11
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	12
SEZNAM TABULEK .....	13
SEZNAM ZKRATEK .....	14
ÚVOD.....	15
TEORETICKÁ ČÁST.....	16
1 NEURODEGENERATIVNÍ ONEMOCNĚNÍ .....	16
1.1 Mechanismus vzniku .....	17
1.1.1 Akumulace a patologické inkluze bílkovin .....	17
1.1.2 Oxidační stres a reaktivní formy kyslíku .....	18
1.1.3 Mitochondriální dysfunkce .....	18
1.1.4 Neuroinfekční procesy .....	19
1.2 Onemocnění s převažujícím postižením hybnosti .....	19
1.2.1 Parkinsonova choroba.....	20
1.2.2 Wilsonova nemoc.....	21
1.2.3 Multisystémová atrofie (MSA) .....	21
1.3 Onemocnění s převažujícím postižením kognitivních funkcí .....	22
1.3.1 Mírná kognitivní porucha .....	23
1.3.2 Alzheimerova nemoc .....	25
1.3.3 Demence s Lewyho tělísky (DLB) .....	25
1.3.4 Vaskulární demence .....	26
2 KINEMATICKÁ ANALÝZA CHŮZE .....	28



2.1	Přístroje pro měření kinematických veličin pohybů lidského těla .....	28
2.1.1	Walkmat systém .....	28
2.1.2	Goniometry .....	29
2.1.3	Dvouramenný goniometr (český).....	29
2.1.4	Myrinův goniometer.....	29
2.1.5	Elektrogoniometry a potenciometry .....	29
2.1.6	Akcelerometry.....	30
2.1.7	Senzory využívající MEMS.....	30
2.1.8	Senzory IMU .....	33
2.1.8.1	Využití senzorů IMU v kinematické analýze chůze .....	33
2.2	Kinematická analýza chůze u neurodegenerativních onemocnění .....	34
2.2.1	Kognitivní aspekty chůze .....	35
2.2.1.1	Testování pomocí dvojího úkolu .....	36
	PRAKTICKÁ ČÁST .....	39
3	CÍL A ÚKOLY PRÁCE.....	39
3.1	Hlavní cíl .....	39
3.2	Dílčí cíle .....	39
4	HYPOTÉZY .....	40
4.1	Hypotéza 1 .....	40
4.2	Hypotéza 2.....	40
4.3	Hypotéza 3.....	40
4.4	Hypotéza 4.....	40
4.5	Hypotéza 5.....	40

5	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU .....	41
6	METODIKA PRÁCE .....	43
6.1	Postup měření .....	43
6.2	Zpracování a analýza dat .....	44
7	ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ .....	46
7.1	Hypotéza 1 .....	46
7.2	Hypotéza 2 .....	49
7.3	Hypotéza 3 .....	52
7.4	Hypotéza 4 .....	55
7.5	Hypotéza 5 .....	58
	DISKUZE .....	61
	LIMITY .....	66
	ZÁVĚR .....	67
	SEZNAM LITERATURY .....	69
	SEZNAM PŘÍLOH .....	81
	PŘÍLOHY .....	82

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Porovnání švihových fází .....	47
Graf 2 Porovnání stride time .....	50
Graf 3 Porovnání švihových fází starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA.....	54
Graf 4 Porovnání stride time starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA.....	57
Graf 5 Porovnání stance ROV y starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA.....	60

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Vznik neurodegenerace na podkladě akumulace patologických inkluzí bílkovin .....	17
Obrázek 2 Elektrogoniometr .....	30
Obrázek 3 Senzory IMU .....	33
Obrázek 4 Dual task .....	38

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Charakteristika starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA .....	41
Tabulka 2 Charakteristika kognitivně intaktních starších jedinců dle vyhodnocení MoCA	42
Tabulka 3 Švihová fáze starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí.....	46
Tabulka 4 Švihová fáze kognitivně intaktních starších jedinců dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí.....	47
Tabulka 5 Stride time starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí.....	49
Tabulka 6 Stride time kognitivně intaktních starších jedinců dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí.....	50
Tabulka 7 Švihová fáze starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí.....	52
Tabulka 8 Švihová fáze starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol.....	53
Tabulka 9 Stride time starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí.....	55
Tabulka 10 Stride time starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol.....	56
Tabulka 11 Hodnoty stance ROV y starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí .....	58
Tabulka 12 Hodnoty stance ROV y starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol.....	59

## SEZNAM ZKRATEK

WHO.....	Světová zdravotnická organizace (World Health Organization)
Např. ....	například
10MWT .....	10metrový test chůze
10MWT+Stroop.....	10metrový test chůze v kombinaci s Visual-Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol
LTO .....	odraz palce levé nohy (left toe off)
RTO .....	odraze palce pravé nohy (right toe off)
LHS.....	dotek paty levé nohy (left heel strike)
RHS .....	dotek paty pravé nohy (right heel strike)
MoCA.....	Montrealský kognitivní test
LDK.....	levá dolní končetina
PDK .....	pravá dolní končetina
USD .....	americký dolar
MCI.....	mírná kognitivní porucha
CNS .....	centrální nervová soustava

## ÚVOD

Neurodegenerativní onemocnění jsou nesourodou skupinou pomalu progresivních chorob, vznikajících na podkladě dysfunkce či ztrátě neuronů a synapsí v daných oblastech nervového systému, vedoucích k nevratným stavům. Závažnost a průběh onemocnění závisí na místě a míře poškození nervového systému. Na vzniku neurodegenerativních onemocnění se podílejí genetické, enviromentální a endogenní faktory, související se stárnutím, avšak jejich patofyziologická role a základní molekulární mechanismy nejsou plně objasněny. Neurodegenerativní onemocnění momentálně představují významný celosvětový zdravotní problém, který postihuje miliony lidí na celém světě a představuje značnou zátěž pro jednotlivce, rodiny a systémy zdravotní péče. Dle Světové zdravotnické organizace (WHO) žije odhadem 50 milionů lidí na celém světě s demencí, přičemž většinu případů tvoří Alzheimerova choroba. Předpokládá se, že se toto číslo do roku 2050 ztrojnásobí, což zdůrazňuje naléhavou potřebu preventivních opatření a účinné a efektivní léčby. Neurodegenerativní onemocnění mají také výrazný ekonomický dopad. Odhaduje se, že v roce 2018 se celosvětové náklady na péči o jedince trpící neurodegenerativním onemocněním vyšplhaly na 1 bilion USD.

Vzhledem k rozsahu a závažnosti neurodegenerativních onemocnění je klíčové vyvinout účinné způsoby pro detekci těchto onemocnění v raných stádiích. Jedním z možných přístupů k diagnostice neurodegenerativních onemocnění může být kinematická analýza chůze. Kinematická analýza chůze umožňuje vyhodnotit různé parametry chůze, které mohou být ovlivněny neurodegenerativními onemocněními. Díky tomu by bylo možné identifikovat potenciální příznaky onemocnění v raných stádiích a zahájit včasnou léčbu. Vztah mezi chůzí a kognitivními funkcemi se ukázal jako důležitá oblast výzkumu s potenciálem poskytnout marker pro kognitivní poruchy u jedinců s neurodegenerativními onemocněními. Dvouúkolové testování, které zahrnuje provádění kognitivního úkolu při chůzi, se ukázalo jako citlivý indikátor kognitivního poklesu u starších dospělých a jedinců s neurodegenerativními onemocněními.

Cílem bakalářské práce je zjistit možné souvislosti mezi poruchami kognitivních funkcí a poruchami chůze prostřednictvím kinematické analýzy chůze se zaměřením na starší jedince s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA testu s pravděpodobnou mírnou kognitivní poruchou.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 NEURODEGENERATIVNÍ ONEMOCNĚNÍ

Neurodegenerativní onemocnění jsou souborem pomalu progresivních a nevratných stavů vedoucích k dysfunkci, ztrátě neuronů a synapsí v daných oblastech nervového systému. Klinický obraz a průběh onemocnění závisí na míře a místě postižení. Na vzniku neurodegenerativních onemocnění se podílí genetické, enviromentální a endogenní faktory související se stárnutím, avšak jejich patofyziologická role a základní molekulární mechanismy nejsou plně objasněny. (Jellinger, 2010)

Neurodegenerativní onemocnění, jako je Alzheimerova choroba, Parkinsonova choroba a amyotrofická laterální skleróza (ALS), jsou celosvětovým problémem, který postihuje miliony lidí a jejich rodiny po celém světě. Podle zprávy Světové zdravotnické organizace (WHO) se očekává, že se počet lidí postižených neurodegenerativními onemocněními do roku 2050 ztrojnásobí. Tento nárůst je z velké části způsoben globálním stárnutím populace. (WHO, 2021)

Rostoucí prevalence neurodegenerativních onemocnění má významný dopad na společnost, a to jak ekonomický, tak sociální. Odhadlo se, že celosvětové náklady na péči o jedince s neurodegenerativními onemocněními v roce 2018 dosáhly 1 bilionu dolarů. Kromě toho mohou neurodegenerativní onemocnění vést ke zvýšené zátěži pečovatелů, kteří jsou často členy rodiny, což způsobuje emocionální a finanční napětí. (WHO, 2019; Alzheimer's Disease International, 2015)

V současné době neexistuje lék na neurodegenerativní onemocnění a dostupná léčba je zaměřena především na zvládnutí symptomů s omezenou a dočasnou úlevou. Proto je nutný naléhavý a rozsáhlý výzkum k odhalení základních mechanismů těchto onemocnění a vyvinutí inovativních a účinných léčebných postupů. (Hampel, 2021) Podle nedávné studie National Institute of Aging (2021) bylo dosaženo významného pokroku v oblasti výzkumu neurodegenerativních onemocnění, zejména v oblasti genetiky, zobrazování a vývoje biomarkerů. K tomu, abychom plně porozuměli základním příčinám těchto onemocnění a vyvinuli nové a účinné způsoby léčby je však zapotřebí dalších výzkumů.



## 1.1 Mechanismus vzniku

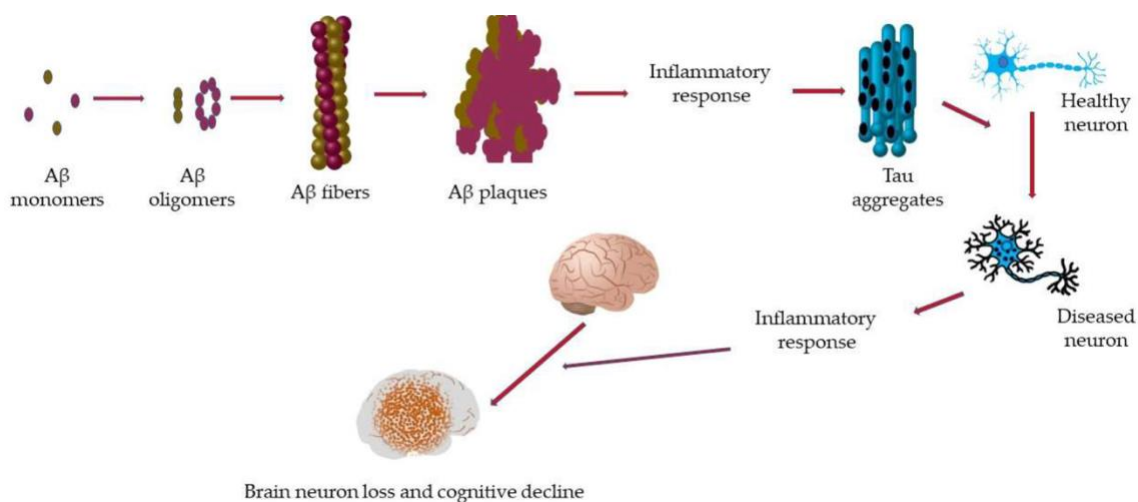
Ačkoli jsou neurodegenerativní onemocnění nesourodou skupinou a jsou klinicky oddělené a nesouvisející, přesto mají společné neuropatologické rysy. Všechna onemocnění z této skupiny vznikají na stejném podkladu, a to na ztrátě neuronů a akumulaci proteinové inkluze. (Petrucci a Dawson, 2009)

Mezi základní patologické mechanismy podílející se na vzniku neurodegenerativních onemocnění se řadí akumulace patologických inkluzí bílkovin, oxidační stres a tvorba volných radikálů/reaktivních forem kyslíku, zhoršená bioenergetika, mitochondriální dysfunkce a poškození DNA, fragmentace neurálního Golgiho aparátu, narušení buněčného/axonálního transportu, dysfunkce neurotrofinů a neurozánětlivé/neuroimunitní procesy. Tyto mechanismy se navzájem ovlivňují a jsou vzájemně propojeny. (Jellinger, 2010)

### 1.1.1 Akumulace a patologické inkluze bílkovin

Abnormální extracelulární nebo intracelulární hromadění bílkovin v postižených oblastech mozku je jedním z typických patologických znaků neurodegenerativních onemocnění. Předpokládá se, že zmíněná akumulace bílkovin má za následek neurotoxicitu, neurodegeneraci a nakonec klinickou manifestaci onemocnění. V mozku pacientů s neurodegenerativním onemocněním se často detekují objektivně pozitivní intracelulární inkluze obsahující špatně složené proteiny, které získaly amyloidogenní konformaci se strukturami  $\beta$ -listu a jsou specifické pro každé z onemocnění. (Takalo et al., 2013)

Obrázek 1 Vznik neurodegenerace na podkladě akumulace patologických inkluzí bílkovin



Zdroj: Lamptey et al., 2022

Amyloid–beta monomery se shlukují a vytváří oligomery variantních struktur. Oligomery následně agregují za vzniku A $\beta$  vláken, ze kterých se vlivem špatného uspořádání tvoří A $\beta$  plaky. Reakcí na vytvoření A $\beta$  plaku je zánětlivá reakce, díky níž vznikají tau agregáty, vedoucí k přeměně zdravých neuronů na nemocné. Další zánětlivá reakce se spouští, dojde-li k nahromadění nemocných neuronů, což má za následek úbytek neuronů a ztrátu funkci mozku. (Lamprey et al., 2022)

### **1.1.2 Oxidační stres a reaktivní formy kyslíku**

Zvýšený oxidační stres se považuje za další mechanismus vzniku u různých neurodegenerativních onemocnění. Kumulativní oxidační stres je jedním z hlavních klíčových faktorů vedoucích k urychlení procesu stárnutí a rozvoji neurodegenerativních poruch, konkrétněji vede k poškození buněk, poškození systému opravy DNA a mitochondriální dysfunkci. Oxidativní stres vzniká na podkladě narušení rovnováhy mezi hladinami prooxidantů a antioxidantů. K této nerovnováze dochází vlivem chybného fungování antioxidačního systému nebo při nadměrných hladinách reaktivních forem kyslíku. (Geon Ha et al., 2015.; Liu et al., 2017)

Reaktivní formy kyslíku jsou přirozeně vytvářeny v biologickém systému a hrají důležitou roli při zprostředkování buněčných aktivit, jako je zánět, přežití buněk a reakci na stres. Kvůli své chemické reaktivitě se tyto formy kyslíku při vyšší koncentraci podílejí na patogenezi neurodegenerativních onemocnění a mohou vést k buněčné smrti nebo oxidačnímu stresu. (Liu et al., 2017)

### **1.1.3 Mitochondriální dysfunkce**

Jako hlavní rizikový faktor způsobující progresi neurodegenerativních onemocnění spojených se stárnutím se považuje mitochondriální dysfunkce. Mitochondrie jsou velmi dynamické organely, jejichž hlavní funkcí je tvorba adenosintrifosfátu (ATP). Kromě produkce ATP hrají mitochondrie zásadní roli při modulaci apoptózy, ferroptózy a zánětu. Z tohoto důvodu je odezva mitochondrií na stresory zásadní pro udržení životaschopnosti buněk ve zdravých i nemocných organismech. Současný výzkum prokazuje, že mitochondrie hrají zásadní roli ve vývoji i progresi neurodegenerativních onemocnění. Během procesu stárnutí se mohou objevit mitochondriální anomálie a dysfunkční mitochondrie se mohou akumulovat. Tato akumulace společně s poškozením mitochondriální DNA se považuje za hlavní přispěvatele stárnutí. (Wang et al., 2019; Johnson et al., 2021; Trombetta–Lima et al., 2021)

### 1.1.4 Neuroinfekční procesy

Neuroinfekce neboli aktivace mikroglíí neuroimunitních buněk a astrocytů do prozánětlivých stavů je dalším z patologických přispěvatelů neurodegenerativních onemocnění. Neuroinfekce je silná, do jisté míry ochranná fyziologická reakce v mozku na škodlivé vnitřní i vnější faktory, avšak nadměrná sekrece zánětlivých mediátorů je pro CNS škodlivá. Neuroinfekce může být proto rozdělen na dva typy: neuroprotektivní a neurodegenerativní. Neuroprotektivní zánět nastává tehdy, když trvá omezenou dobu, neurodegenerativním se stává, když se stane chronickým a má škodlivé účinky na CNS. (Rauf et al., 2022; Schain et al., 2017; Chen et al., 2016)

## 1.2 Onemocnění s převažujícím postižením hybnosti

Mezi tato onemocnění se řadí extrapyramidové poruchy, cerebelární poruchy a onemocnění motorického neuronu. (Růžička et al., 2019)

Extrapyramidové poruchy jsou poruchy vznikající na podkladě postižení bazálních ganglií včetně jejich spojů. Dominantními projevy jsou poruchy hybnosti. Rozdělují se na dvě základní skupiny:

1. Akineticko (hypokineticko) rigidní syndrom projevující se především pohybovým zpomalením (bradykineze), pohybovou chudostí (hypokineze), rigiditou, klidovým třesem a poruchami držení těla. Typický je u Parkinsonovy choroby.
2. Dyskinetický syndrom (někdy nazývaný také hyperkinetický či hypotonicko-hyperkinetický), jedná se o širokou skupinu onemocnění zahrnující řadu nemocí a syndromů, které jsou charakteristické abnormálními pohyby. Řadí se sem dystonie, tiky, chorea, myoklonus a tremor. (Růžička et al., 2019; Seidl, 2015)

Cerebelární poruchy (spinocereberální ataxie) jsou dědičné choroby charakteristické progresivním rozvíjením ztráty rovnováhy a koordinace (ataxií) doprovázené nezřetelnou řečí. První příznaky těchto onemocnění se objevují převážně v dospělosti. Tato onemocnění jsou autozomálně dominantní i recesivní, X-vázané a vzácně i mitochondriální. Dále se jednotlivé podtypy liší charakterem mutace. Často se jedná o zmnožení tripletů, které následně vedou k poruše a strukturálním změnám příslušného proteinového produktu. Většina mutací u cerebelárních poruch způsobují výrazné poškození Purkyňových buněk s následnou cerebelární atofií. Dále mohou poškozovat další části nervové soustavy –

míchu, bazální ganglia a pontinní jádra v mozgovém kmeni. (Růžička et al., 2019, Klockgether et al., 2019)

Onemocnění motorického neuronu je progresivní onemocnění, při kterém dochází k degeneraci horních a dolních motorických neuronů. Tato onemocnění vedou k progresivní slabosti bulbárních, končetinových, hrudních a břišních svalů. Etiologie vzniku není zcela známá, uvádí se, že 5–10 % je autozomálně dominantně dědičných, zatímco 90–95 % vzniká sporadicky. Ačkoli se jedná převážně o onemocnění postihující pohybový systém, existují důkazy o multisystémovém postižení, zejména kognice. (Talbot 2009; Leigh a Ray–Chaudhuri 1994)

### **1.2.1 Parkinsonova choroba**

Parkinsonova nemoc je nevyléčitelné, chronické a progresivní onemocnění centrálního nervového systému související přímo s úbytkem nervových buněk v části mozku zvané substantia nigra. Buňky substantia nigra za fyziologického stavu produkují dopamin, neurotransmitter zajišťující přenos signálů mezi neurony. Nedostatek dopaminu vede k postupné ztrátě ovládní nebo kontroly pohybu. Parkinsonova choroba je druhé nejčastější neurodegenerativní onemocnění, které se projevuje typicky kolem 60. roku života. Toto onemocnění způsobuje značnou morbiditu a může mít za následek zkrácení života. Jak již bylo zmíněno, tuto nemoc nelze zcela vyléčit, cílenou léčbou lze pouze potlačit příznaky nemoci a pomocí rehabilitačního cvičení zpomalit její rozvoj. (Kozáková, 2020)

Nejčastější klinické příznaky Parkinsonovy choroby se označují jako „parkinsonská triáda“. Tato triáda představuje následující příznaky: třes, rigidita a akineze. (Bonnet a Hergueta, 2012)

Typický třes (tremor) u Parkinsonovy choroby je třes klidový, postihující převážně akrální části horních končetin, který vlivem volního pohybu ustupuje a mizí ve spánku. Výraznější třes se objevuje ve stresových situacích, při únavě a při pohybu druhostranné končetiny při chůzi. (Roth et al., 2006)

Rigidita se projevuje jako zvýšení klidového napětí a ztuhlostí svalů kladoucích odpor v celém aktivním i pasivním pohybu příslušného segmentu (fenomén olověné trubky). Další z popsaných fenoménů je fenomén ozubeného kola neboli hmatatelné kontrakce svalů při pasivním pohybu. Rigidita se může objevovat již jako počáteční příznaky Parkinsonovy

choroby. Nejčastější skupinou svalů, u kterých se vyskytuje rigidita jsou flexory na periférii. (Roth et al., 2006)

Akineze je hlavním, ale nejméně známým projevem onemocnění. Jedná se o zpoždění při vykonávání pohybu nebo při jeho zahájení a může vést až k celkové snížení hybnosti. U nemocného se může projevit jako například vymizení doprovodných gestikulačních pohybů rukou při konverzaci, obtíže v přecházení z jedné pohybové fáze do druhé či od jednoho gesta k druhému a potíže s vykonáváním dvou zároveň probíhajících pohybů. „Postižená osoba popisuje akinezi jako slabost, únavu, pomalost (někdy nazývanou jako hypokinezi) nebo neschopnost vykonat nějaký pohyb, udělat dvě věci zároveň.“ (Bonnet a Hergueta, 2012, s. 18) Postižení dále popisují stav jakoby jim „odumřela“ končetina. Akineze se na pohled jeví jako nehybnost a ztuhlost. (Bonnet a Hergueta, 2012)

### **1.2.2 Wilsonova nemoc**

Jedná se o autozomálně recesivní genetickou poruchu metabolismu mědi s jejím následným ukládáním ve tkáních, a to především v mozku, játrech, ledvinách a rohovce. Wilsonova nemoc postihuje asi 30 jedinců na milion populace. (Medici et al., 2007)

U většiny pacientů se klinické příznaky začínají projevovat mezi 10. a 40. rokem života. Wilsonova nemoc má velké množství klinických projevů jak jaterních, neurologických, oftalmologických tak i psychiatrických. Tyto projevy mohou připomínat jiná onemocnění. Jaterní forma onemocnění se projevuje jako steatóza, chronická či akutní hepatitida nebo cirhóza. Neurologické projevy se nejčastěji objevují až po 20. roce života jako poruchy motoriky – třes, porucha řeči a písma, v pozdějších fázích pak rigidita, dysartrie a svalové kontraktury. Endokrinní, renální, srdeční a kostní projevy se vyskytují zřídka a zahrnují hypoparatyreózu, nepravidelnou menstruaci a neplodnost, nefrolitiázu a aminoacidurii, kardiomyopatii a poruchy srdečního rytmu, artritidy a předčasné osteoporózy. (Guindi, 2019; Medici et al., 2007)

### **1.2.3 Multisystémová atrofie (MSA)**

Jedná se o sporadickou progresivní neurodegenerativní poruchu projevující se v dospělosti. Multisystémová atrofie je součástí synukleinopatií, což je skupina poruch, jež jsou charakteristické abnormálním ukládáním bílkoviny  $\alpha$ -synukleinu v periferním a centrálním nervovém systému. (Palma et al., 2018)

Vlivem degenerativních změn ve striatu, mozečku, autonomních ganglií a mozkovém kmeni nejsou klinické příznaky multisystémové atrofie jednotné. V různých

časových intervalech dochází k různým kombinacím příznaků. Nejčastějšími z nich jsou: inkontinence moči a stolice, erektilní dysfunkce, ortostatická hypotenze, dystonie, mozečková ataxie, dysfonie a dysartrie. (Růžička et al., 2019) Existují dva typy MSA: MSA–P, která primárně ovlivňuje kontrolu pohybu, a MSA–A, která primárně ovlivňuje autonomní nervový systém. Oba typy sdílejí podobné příznaky, ale MSA–A má tendenci postupovat rychleji a má horší prognózu. (Klempíř a Bartošová, 2019)

### **1.3 Onemocnění s převažujícím postižením kognitivních funkcí**

Demence je progresivní neurodegenerativní porucha charakterizovaná poklesem kognitivních funkcí, včetně paměti, řeči, vnímání a schopnosti vykonávat činnosti každodenního života. Jedná se o celosvětový problém, který se stává čím dál větším. Odhadem trpí demencí 47 milionů lidí na celém světě. Do roku 2030 má toto číslo vystoupat až na 75 milionů a do roku 2050 má dosáhnout 131 milionů. Toto onemocnění není problémem pouze pro jedince trpící tímto onemocněním a jejich rodinu, ale představuje také významnou zátěž pro zdravotnické systémy a ekonomiku. Odhadem se v roce 2018 celosvětové náklady na péči o jednotlivce s demencí vyšplhali na více než 1 bilion dolarů a očekává se, že v následujících letech toto číslo bude vzrůstat. (Kalariya et al., 2008; WHO, 2022)

Nejběžnější formou demence je Alzheimerova choroba, která představuje přibližně 60–80 % všech případů. Mezi další formy demence patří: vaskulární demence, demence s Lewyho tělísky, frontotemporální demence a smíšená demence. Přesná příčina demence stále není plně objasněna, ale předpokládá se, že je výsledkem kombinace genetických faktorů, životního stylu a faktorů životního prostředí. Za nejrizikovější faktor pro rozvoj demence se považuje vysoký věk. Existují také důkazy, které naznačují, že poranění hlavy, hypertenze, vysoké hladiny cholesterolu, deprese a špatná výživa mohou zvýšit riziko rozvoje demence. (Alzheimer's Association, 2021; Lampit, et. al., 2014)

Charakteristickým znakem demence je ztráta neuronů a spojení mezi neurony v mozku, které vedou k poklesu kognitivních funkcí. Mezi časné příznaky demence se řadí ztráta paměti, potíže s řečí, dezorientace, změny nálady a chování. Jak nemoc postupuje, jedinci mohou pocítovat závažnější příznaky, mezi které se řadí zmatenost, neklid a pokles fyzických schopností. (Alzheimer's Association, 2021; WHO, 2021)

Diagnostika demence může být náročná a zahrnuje různá vyšetření, včetně přezkoumání anamnézy, fyzikálního vyšetření, laboratorních testů, neuropsychologických

testů a vyšetření pomocí zobrazovacích metod, jako je vyšetření magnetickou rezonancí (MRI) a počítačové tomografie (CT). (Petersen et. al., 1999)

Léčba demence je omezená a obvykle zahrnuje léčbu symptomatologickou a poskytování podpory jednotlivcům a jejich rodinám. Využívají se léky jako jsou inhibitory cholinesterázy a memantin, u kterých bylo prokázáno, že mají vliv na zpomalení progresu symptomů a vedou ke zlepšení kvality života jedinců trpících demencí. Terapie, jako je kognitivní stimulační terapie a pracovní terapie, mohou být pro jedince trpící demencí také přínosné. (Alzheimer's Association, 2021; Gauthier et al., 2006)

Přestože neexistuje žádná kauzální léčba, je velmi důležité zvýšit povědomí této nemoci v široké veřejnosti, protože včasná detekce a včasné zahájení léčby může výrazně ovlivnit průběh tohoto onemocnění a oddálit některé symptomy spojené s touto nemocí. (WHO, 2021)

### **1.3.1 Mírná kognitivní porucha**

Tento stav je často považován za přechodnou fázi mezi normálním stárnutím a demencí, nejčastěji ve formě Alzheimerovy choroby. Mírná kognitivní porucha (MCI) je stále větší oblastí zájmů, protože populace stárne a tím se zvyšuje riziko vzniku kognitivního poklesu, souvisejícího s věkem. MCI je definována jako pokles kognitivních schopností, který je patrný, ale není natolik závažný, aby narušoval každodenní aktivity. (Petersen, 2004)

Přesná příčina MCI není dobře známa, ale předpokládá se, že je výsledkem kombinace genetických, environmentálních a životních faktorů. Výzkumy pak poukazují na několik rizikových faktorů přispívajících ke vzniku MCI. Mezi tyto faktory se řadí věk, genetické predispozice, úrazy hlavy, deprese a kardiovaskulární onemocnění. (Amaducci et al., 1988) Kromě toho existují důkazy, že MCI může souviset se zvýšeným rizikem rozvoje Alzheimerovy choroby a dalších forem demence. (Lopez et al., 2003)

Diagnostika MCI je složitá a vyžaduje komplexní vyhodnocení zdravotnickým pracovníkem. Toto hodnocení obvykle zahrnuje podrobnou anamnézu, fyzikální vyšetření a sadu kognitivních testů určených k posouzení paměti, řeči, pozornosti a zrakově prostorových schopností. (Petersen, 2004) K tomu, aby byla MCI diagnostikována musí dojít jak ke subjektivnímu, tak k objektivnímu poklesu funkce v 1 nebo více kognitivních domén. (Jongsiriya–nyong a Limpawattana, 2018) V některých případech může být nutné doplnění

dalších vyšetření, jako je vyšetření mozku nebo lumbální punkce, aby se vyloučily další potenciální příčiny kognitivního poklesu. (Debette et al., 2007)

Studie, které se zaměřily na zobrazování mozku prokázaly, že se u jedinců s MCI často vyskytují strukturální změny v mozku. Konkrétně snížení jeho objemu a zmenšení v určitých oblastech, nejčastěji hippocampu. Také se prokázalo, že u jedinců s MCI dochází k poklesu metabolismu mozku a funkční konektivity. (Risacher et al., 2013; Devanand et al., 2007)

Navzdory rostoucímu uznání MCI jako klinické jednotky, v současné době neexistuje žádný lék, ani standardní léčba tohoto stavu. Existují však určité důkazy, které naznačují, že změny životního stylu, jako je fyzická aktivita, zdravá strava a účast na mentálně stimulujících aktivitách, mohou pomoci zpomalit progresi MCI. Kromě toho probíhá několik klinických studií, které zkoumají účinnost léků a dalších intervencí pro MCI. (Hayward et al., 2018)

Mírnou kognitivní poruchu lze rozdělit na formu amnestickou a neamnestickou. Jedinci trpící amnestickou mírnou kognitivní poruchou mají zhoršenou schopnost vybavování si informací neboli poruchu paměti epizodické, ale nemají žádné jiné problémy s jinými kognitivními schopnostmi. Mezi nejčastější příznaky amnestické formy se řadí: potíže se zapamatováním nedávných událostí (zapomenutí na důležitou schůzku, nevybavování si informací, které se nedávno dozvěděli), výpadky paměti a udržení nových informací (zapomínání důležitých detailů z nedávných rozhovorů), zmatek vyvolaný snahou vzpomenout si na informace, zhoršená schopnost učit se novým věcem. (Sanford, 2017; Petersen et al., 1999)

Neamnestická forma spočívá v poškození 1 nebo více kognitivních domén, zatímco paměť je relativně zachována. Tito jedinci mohou mít problémy s výkonnou funkcí, pozorností, řečí, nebo vizuoprostorovými dovednostmi. Výkonná dysfunkce se nejčastěji projevuje poruchami plánování, organizování a rozhodování se. Dysfunkce řeči se projevují potížemi s nalézáním vhodných slov či psaní jasným a stručným způsobem. Problém navigace na neznámých místech, posuzování vzdáleností nebo problém s kopírováním jednoduchých geometrických obrazců se vyskytuje u vizuoprostorové dysfunkce. Nedostatek pozornosti se projeví s potížemi zaměření, přepínání pozornosti mezi jednotlivými úkoly, které vyžadují nepřetržitou pozornost. Někteří jedinci s neamnestickou



MCI mohou také pociťovat výkyvy nálad, podrážděnost či sníženou schopnost užívání si života. (Sanford, 2017; Petersen et al., 1999)

### **1.3.2 Alzheimerova nemoc**

Jedná se o nejčastější neurodegenerativní demenci vznikající na neuropatologickém podkladu ukládání beta-amyloidu a tau proteinu v temporálních lalocích mozku s úbytkem neuronů. Choroba obvykle začíná nenápadně a pomalu, ale trvale progreduje během několika let. Jedná se tedy o progredientní onemocnění, jež se projevuje postupně se vyvíjejícím syndromem demence. U většiny osob trpících Alzheimerovou chorobou lze na mozku prokázat atrofii pomocí zobrazovacích metod. Obvykle pak stupeň atrofie odpovídá stupni postižení jednotlivých složek kognitivních funkcí. Jedinci trpící Alzheimerovou chorobou mohou prvotní příznaky nemoci velmi dobře maskovat, z tohoto důvodu si jeho okolí prvotních příznaků nevšimne a onemocnění je poté léčeno teprve tehdy, když naplno propukne. (Vostrý a Veteška, 2021; Růžička et al., 2019)

V časném stádiu Alzheimerovy choroby u jedince pozorujeme poruchy orientace v prostoru, poruchy úsudku a dochází k narušení logických kroků, které si jedinec vytváří, když se chce věnovat nějaké činnosti. Porucha paměti se na počátku onemocnění projevuje jako porucha paměti krátkodobé, v pozdějších stádiích dochází k porušení i paměti dlouhodobé, tato porucha je označována jako porucha difúzní. Alzheimerovu chorobu lze rozdělit do čtyř stádií, dle stupně postižení. První stupeň, který se označuje jako prestadium trvá 1-3 roky a projevuje se změnami osobnosti, neschopností řešit problémy, emoční labilitou, zapomnětlivostí, ztrátou krátkodobé paměti, narušení řeči a sociálního kontaktu. Druhé stádium, neboli lehké stádium, se projevuje jako těžší porucha paměti, agnozie, apraxie, afázie, narušení úsudku, bloudění, agresivní projevy a trvá 2–10 let. Třetí stádium, stádium střední, se projevuje zhoršením všech složek kognitivních funkcí, fyzickou instabilitou, inkontinencí a neschopnosti vykonávat aktivity denního života s trváním 8–12 let. Poslední čtvrté stádium, stádium těžké, s trváním více než 12 let je charakteristické ztrátou všech schopností, těžkou poruchou řeči, motoriky a paměti, ztrátou identity a neschopností poznávat své blízké. (Vostrý a Veteška 2021; Klímová et al., 2013)

### **1.3.3 Demence s Lewyho tělísky (DLB)**

Demence s Lewyho tělísky spadá do skupiny kortikálních neurodegenerativních demencí vyššího věku. Svými projevy je na pomezí mezi demencí u Parkinsonovy nemoci a demencí u Alzheimerovy nemoci. Dochází k poškození struktur mozkového kmene, zvláště substantia nigra stejně jako u Parkinsonovy nemoci a k výskytu Lewyho tělísek

v korových oblastech mozku, konkrétněji v paralimbických a neokortikálních strukturách. (Konrád, 2004) Lewyho tělíska jsou abnormální bílkovinné usazeniny. Tato tělíska se skládají z proteinu zvaného alfa-synuklein, jehož přítomnost v mozku je fyziologická, avšak u DLB dochází k jejich agregaci. Hromadění Lewyho tělísek v mozku narušuje normální funkci buněk a vede ke smrti mozkových buněk, což způsobuje příznaky DLB. Přesný mechanismus, kterým Lewyho tělíska způsobují neurodegeneraci není plně objasněn, ale předpokládá se, že vzniká na podkladě zánětu, oxidačního stresu a zhoršené degradace proteinů. (Sigurdsson et al., 2001)

U pacientů s DLB se setkáváme s širokou škálou problémů. Mezi základní rysy objevující se u tohoto onemocnění se řadí progresivní demence s výrazným poškozením vizuopercepčních, pozornostních a exekutivních funkcí, kolísající kognice, opakující se zrakové halucinace a extrapyramidové motorické symptomy. (Koller a Melamed, 2007) DLB se obvykle projevuje postupným nástupem kognitivního poklesu, který může zahrnovat deficity paměti, pozornosti a exekutivních funkcí. Charakteristickými rysy DLB jsou však kolísající kognice a opakující se vizuální halucinace. Výkyvy v kognici mohou mít podobu náhlých změn pozornosti nebo zmatenosti, často popisované jako „dobré dny“ a „špatné dny“. Vizuální halucinace mohou být živé a mohou zahrnovat zvířata, lidi nebo předměty. Jiné neuropsychiatrické příznaky DLB mohou zahrnovat depresi, úzkost, apatii a bludy. Kromě kognitivních a neuropsychiatrických symptomů může DLB zahrnovat také motorické symptomy, podobně jako Parkinsonova nemoc. Tyto motorické příznaky se projevují třesem, ztuhlostí a bradykinezi. U DLB však motorické symptomy bývají méně citlivé na medikaci a mohou být variabilnější ve svém projevu. (McKeith et al., 2017)

Problémem u onemocnění DLB je často špatná diagnostika, zapříčiněná širokou škálou příznaků, které se často shodují s příznaky jiných neurodegenerativních onemocnění. Přesná diagnostika je však důležitá, protože léčba DLB se může lišit od jiných forem demencí. Například léky používané k léčbě kognitivních symptomů u Alzheimerovy choroby mohou zhoršit motorické symptomy u DLB. (McKeith et al., 2017)

#### **1.3.4 Vaskulární demence**

Vaskulární demence je typ demence, která vzniká na podkladě sníženého průtoku krve do mozku, nejčastěji následkem cévní mozkové příhody hemoragické či ischemické nebo malých vícečetných mozkových příhod. Vaskulární demence je po Alzheimerově chorobě druhou nejčastější příčinou demence, tvoří až 20 % všech případů. Vaskulární

demence se může projevovat v různých formách v závislosti na místě a rozsahu poškození mozku. (O'Brien & Thomas, 2015; Jellinger, 2013)

Multiinfarktová demence, tento typ vaskulární demence je způsoben několika malými mozkovými příhodami, které mohou vést k postupnému poklesu kognitivních funkcí. Příznaky mohou zahrnovat ztrátu paměti, zmatenost a potíže s komunikací. (Gorelick et al., 2011) Subkortikální vaskulární demence je způsoben poškozením malých krevních cév v bílé hmotě mozku. Příznaky mohou zahrnovat poruchy chůze, zpomalené myšlení a rychlost zpracování informací či potíže s plánováním a organizací. (O'Brien & Thomas, 2015) Strategická infarktová demence je způsoben jednou velkou mozkovou příhodou, která postihuje kritickou oblast mozku zodpovědnou za kognitivní funkce, jako je čelní nebo parietální lalok. Příznaky mohou zahrnovat náhlý nástup kognitivní poruchy, deficity řeči a apraxii. (Jellinger, 2013) Binswangerova choroba, jedná se o typ subkortikální vaskulární demence, která specificky postihuje hlubokou bílou hmotu mozku. Příznaky mohou zahrnovat poruchy chůze, inkontinenci moči a depresi. (Alzheimer's Association, 2021)

Kromě těchto typů vaskulární demence existuje také řada přidružených syndromů, které se mohou vyskytnout v důsledku vaskulárního poškození mozku. Jedná se především o nedementní vaskulární postižení, demenci po mozkové příhodě a smíšenou demenci. Nedementní vaskulární postižení je mírnější formu vaskulárního kognitivního poklesu, které nesplňuje kritéria pro demenci, ale stále může vést ke kognitivním deficitům a poruchám každodenního fungování. Demence po mozkové příhodě, je vývoj demence po cévní mozkové příhodě, ke které může dojít v důsledku poškození způsobeného samotnou mozkovou příhodou nebo v důsledku jiných rizikových faktorů, jako je hypertenze nebo diabetes. Smíšená demence je kombinací Alzheimerovy choroby a vaskulární demence a je považována za nejčastější příčinu demence u starších dospělých. (National Institute on Aging, 2021; Alzheimer's Association, 2021)

## 2 KINEMATICKÁ ANALÝZA CHŮZE

Analýza chůze má v oboru fyzioterapie nezastupitelné místo. V klinické praxi se využívá aspekční analýzy chůze, která má za cíl diagnostikovat, či dopomoci k diagnostice onemocnění nebo poranění a následné rehabilitaci. Jedná se ale pouze o objektivní analýzu chůze, k tomu abychom získali kvantitativní analýzu využíváme analýzu kinematickou. (Svoboda a Janura, 2010) Kinematická analýza chůze je cenným nástrojem při hodnocení lidské lokomoce. Jedná se o kvantitativní měření kloubních úhlů, pohybů a polohy segmentů těla a jejich rychlosti při chůzi nebo běhu. Tyto informace lze použít k identifikaci abnormálních vzorců chůze, diagnostice pohybových poruch a navržení vhodných intervencí. (Baker, 2006)

### 2.1 Přístroje pro měření kinematických veličin pohybů lidského těla

Pro měření kinematických veličin pohybů lidského těla existuje celá řada nástrojů. Mezi nejrozšířenější patří goniometry, elektrogoniometry a potenciometry, akcelerometry, instruované walkmaty a senzory využívající technologii mikromechanických systémů (MEMS). (Soumar, 2011)

#### 2.1.1 Walkmat systém

První počítačem řízený walkmat systém sestával z devíti aktivních rohoží a dvou maketových rohoží, každá rohož byla 80 centimetrů dlouhá a 76 cm široká. Maketové podložky byly umístěny na začátek a konec aktivních rohoží tak, aby bylo umožněno subjektu 80 centimetrový prostor pro zahájení a zastavení pohybu. Aktivní podložky obsahovaly kovové tyče směřující kolmo ke směru chůze, které poté nahradily spojené desky rozdělené na pravou a levou stranu s 87 měděnými drahami připojených na každou stranu. Desky byly propojeny 10wattovým rezistorem a konce rohoží byly připojeny ke zdroji konstantního proudu 1 mA. K záznamu chůze poté sloužila hliníková páska přilepená na podrážky bot subjektu, která při chůzi vytvořila potenciálový dělič a konstantní proud vytvořil napětí, přímo úměrné poloze boty na podložce. V dnešní době se využívají systémy na bázi tlakových senzorů, mezi které patří systém GAITRite. Tyto tlakové senzory nabízejí šest úrovní vyhodnocení tlaku a poskytují informace určující kontakt nohy s podložkou – údery do paty nebo chůze po prstech, a dále zaznamenávají časové a prostorové parametry. Rozlišení senzorů také umožňuje záznam polohy chodidla v rovinách mediálně–laterální a transverzální. (Scully a Tan, 2019; Richards, 2018)

### **2.1.2 Goniometry**

Goniometry jsou jednoduchá ruční zařízení sloužící k měření úhlů kloubů. Jedná se v podstatě o úhломěr, který má dvě ramena, z nichž jedno slouží jako rameno pevné a druhé je pohyblivé, díky kterému je možné měřit požadovaný úhel. Existuje několik typů goniometrů z různých materiálů, velikostí a tvaru, ale lze je rozdělit na dva hlavní typy a to na: sklopné a kapalinou plněné. Oba typy goniometrů nám poskytují hrubé míry úhlů a rozsahů pohybu, které jsou výhodná pro statické měření, avšak nehodí se pro měření dynamická. (Janda a Pavlů, 1993; Richards, 2018)

### **2.1.3 Dvouramenný goniometr (český)**

Skládá z těla a dvou ramen. Tělo goniometru má tvar plného kruhu a je dvojité. Na obou stranách goniometru jsou výhřezy ve tvaru obdélníku, ve kterých se nacházejí číselné škály ve stupních, a to na jedné straně dvě a na druhé jedna. Dle výchozí polohy ramen goniometru, která se přikládají dle pozice kloubu, volíme škálu, ze které budeme odečítat stupně daného rozsahu pohybu v kloubu. (Janda a Pavlů, 1993)

### **2.1.4 Myrinův goniometer**

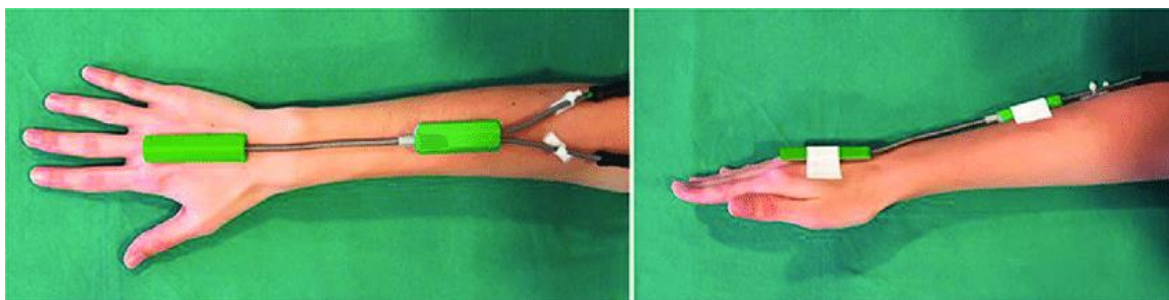
Je goniometr skládající se z kruhového pouzdra, které je naplněné tekutinou a je pohyblivě připevněno na kruhové podložce. Pouzdro goniometru obsahuje kompasovou ručičku, které reaguje na magnetické pole země, pohyblivou ručičku, která se pohybuje vlivem gravitační síly a stupnici s desetinami stupňů. Kompasová ručička slouží k měření pohybů v rovině horizontální, měření pohybů v rovině frontální a sagitální slouží ručička pohyblivá. (Janda a Pavlů, 1993)

### **2.1.5 Elektrogoniometry a potenciometry**

První elektrogoniometr byl sestaven v roce 1959. Od tohoto roku bylo navrženo velké množství elektrogoniometrů, ale všechny pracují víceméně na stejném principu. Nejčastější uváděný princip fungování elektrogoniometru je na podkladě uložení dvou potenciometrů připevněných zároveň na goniometru, který se skládá z ohebných drátků. Jeden potenciometr se umísťuje na proximální segment, druhý na distální segment končetiny. Následně je dle kalibrace přístroje změna odporu převedena na stupně. Dalším typem elektrogoniometru je se třemi potenciometry, díky čemuž je možné měřit pohyb ve frontální, sagitální a transverzální rovině. (Richards, 2018; Legnani et al., 2000)

Potenciometry měří změnu lineárního či úhlového posunutí záznamem změny vstupního napětí. Potenciometr se umísťuje nad střed otáčení kloubu, přičemž jeho ramena jsou orientována podél dlouhé osy proximálního a distálního segmentu. Vlivem změn úhlu v kloubu se výstupní napětí potenciometrů změní úměrně změně úhlu kloubu. Potenciometry umožňují měření pohybu v sagitální rovině a jsou vhodné k pozorování jednoho kloubu. (Richards, 2018)

Obrázek 2 Elektrogoniometr



Zdroj: Sánchez–Margallo et al., 2017

### 2.1.6 Akcelerometry

Akcelerometry jsou malá zařízení sloužící k měření zrychlení. Princip akcelerometru je jednoduchý. Na konec konzolového nosníku je umístěno malé těleso a konzolový nosník je následně připevněn k pohybujícímu se objektu. V závislosti na rychlosti zrychlení objektu dochází k ohybu nosníku a díky tenzometrům připevněným k nosníku dochází k převodu velikosti ohybu na elektrický signál. Za pomoci spřažení tří akcelerometrů můžeme měřit zrychlení ve všech 3 rovinách. Hlavním výhodou akcelerometrů je vysoká frekvence snímání. Mezi jejich nevýhody patří nemožnost oddělení kinematického zrychlení od gravitačního, nemožnost určení výchozí polohy segmentu a nutnost identifikace rotačního stupně volnosti. Mezi akcelerometry se dále řadí piezoelektrická zařízení. Tato zařízení obsahují piezoelektrické krystaly, které jsou necitlivé vůči konstantnímu zrychlení, to nám umožní vyloučit vliv gravitace, ale nejsou schopny zaznamenat pomalé pohybové děje. (Soumar, 2011)

### 2.1.7 Senzory využívající MEMS

Senzory MEMS (Microelectromechanical Systems) jsou malá zařízení, která využívají mikroelektroniku a mechanické komponenty k měření fyzikálních parametrů, jako je zrychlení, tlak, teplota a další. Mají širokou škálu využití a nejčastěji se využívají v odvětvích, jako je automobilový průmysl, letectví, zdravotnictví a spotřební elektronika.

(Gilleo n.d.) Díky kompaktní velikosti a nízké spotřebě energie jsou senzory MEMS stále oblíbenější v moderních elektronických zařízeních, což umožňuje novou éru chytrých a propojených zařízení. (MEMS Industry Group, 2021)

Akcelerometry MEMS jsou senzory mikroelektromechanických systémů (MEMS), které se běžně používají k měření lineárního zrychlení v jednom, dvou nebo třech rozměrech. Jsou založeny na mechanickém rezonátoru, který reaguje na změny zrychlení změnou své mechanické polohy nebo rezonanční frekvence. Rezonátor je spojen s měničem, který převádí mechanický pohyb na elektrický signál, který je poté zpracován tak, aby vytvořil míru zrychlení. (Niu et al., 2018)

MEMS akcelerometry mají několik výhod ve srovnání s tradičními akcelerometry. Jsou malé, lehké, levné a spotřebovávají velmi málo energie, díky čemuž jsou vhodné pro širokou škálu aplikací, včetně analýzy chůze, a navíc jsou vysoce přesné a schopné měřit širokou škálu zrychlení, od nízkofrekvenčních vibrací po vysokofrekvenční nárazy. Při analýze chůze jsou akcelerometry MEMS připojeny k segmentům těla, jako je bérce nebo stehno, aby poskytovaly nepřetržité měření zrychlení během pohybu. Tyto informace se používají k výpočtu parametrů, jako je rychlost, délka kroku a kadence a také k posouzení pohybových vzorců a úhlů kloubů. (Liu et al., 2022; Preeti et al., 2019)

MEMS gyroskopy jsou mikroelektromechanické systémy (MEMS) senzory, které měří úhlovou rychlost v jednom, dvou nebo třech rozměrech. Jsou založeny na mechanickém rezonátoru, podobném akcelerometru, ale místo lineárního zrychlení měří pohyby rotační. Rezonátor je typicky hmota, která je zavěšena v rámu a vystavena Coriolisovým silám, tehdy, jeli objekt vystaven úhlovému pohybu. Pohyb hmoty je snímán a převeden na elektrický signál, který je úměrný úhlové rychlosti. (Gill et al., 2022)

MEMS gyroskopy nabízejí několik výhod ve srovnání s tradičními mechanickými a optickými gyroskopy. Jsou malé, levné, mají nízkou spotřebu energie a lze je integrovat do jednoho balíčku s dalšími senzory, jako jsou akcelerometry a magnetometry, a vytvořit tak inerciální měřicí jednotku (IMU). Kromě toho jsou vysoce přesné a mají rychlou dobu odezvy, díky čemuž jsou vhodné pro širokou škálu aplikací, včetně snímání pohybu, navigace a stabilizačních systémů. (Xie et al., 2020) Při analýze chůze jsou gyroskopy MEMS připojeny k segmentům těla, jako je bérce nebo stehno, aby poskytovaly nepřetržité měření úhlové rychlosti během pohybu. Tyto informace se používají k výpočtu parametrů, jako jsou úhly kloubů, a k posouzení pohybových vzorců. (Zhao et al., 2020)

MEMS magnetometry jsou mikroelektromechanické systémy (MEMS) senzory, které měří sílu a směr magnetického pole. Jsou založeny na magnetickém materiálu, jako je permalloy nebo amorfní kov, který je integrován do struktury MEMS a vystaven magnetickému poli. Magnetické pole indukuje v magnetickém materiálu magnetický moment, který je úměrný intenzitě magnetického pole. Tento magnetický moment je detekován a převeden na elektrický signál, který lze použít k určení síly a směru magnetického pole. (Valle et al., 2022; Liu etl al., 2022)

Magnetometry MEMS nabízejí několik výhod ve srovnání s tradičními magnetickými senzory, jako jsou senzory s Hallovým efektem a obří magnetorezistivní (GMR) senzory. Jsou malé, levné a lze je integrovat do jednoho balíčku s dalšími senzory, jako jsou akcelerometry a gyroskopy, a vytvořit tak inerciální měřicí jednotku (IMU). Navíc mají vysokou citlivost, díky čemuž jsou vhodné pro širokou škálu aplikací, včetně navigace, sledování polohy a snímání orientace. Při analýze chůze jsou magnetometry MEMS připevněny k segmentům těla, jako je bérce nebo stehno, aby bylo zajištěno nepřetržité měření magnetického pole během pohybu. Tyto informace se používají k doplnění měření z akcelerometrů a gyroskopů a ke zvýšení přesnosti a přesnosti analýzy pohybu. (Qui et al., 2018; Brunetti et al., 2006)

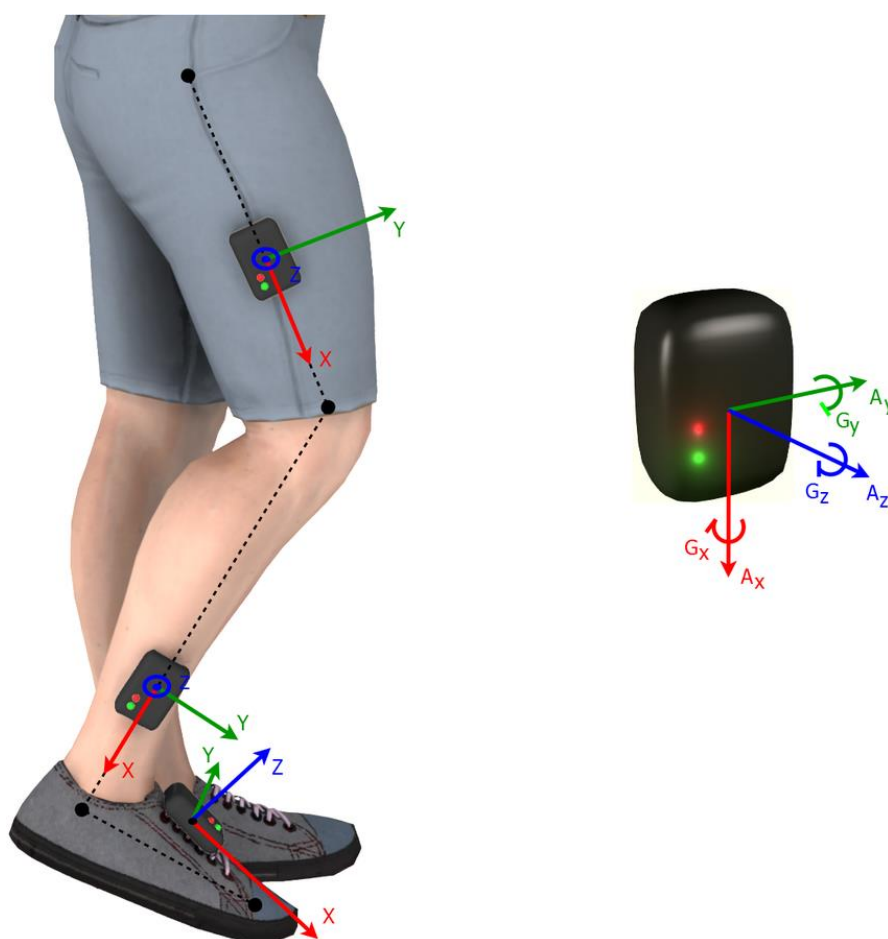
MEMS senzory mají největší využití v biomechanické analýze pohybu. Jedná se o malá přenosná zařízení často kombinovaná s bezdrátovými možnostmi získávání dat. Jejich nevýhoda spočívá v závislosti na akcelerometrech, které bývají velmi citlivé na změny tlaku, teploty a výšky. Pokud tyto faktory nejsou korigovány, může dojít ke zkreslení dat. Některé senzory již využívají teplotních sensorů ke korekci zkreslení a k eliminaci změny tlaku využívají utěsněného prostředí. (Richards, 2018)



### 2.1.8 Senzory IMU

IMU neboli „Internal Measurement Unit“ jsou zařízení, která měří a zaznamenávají zrychlení objektu, úhlovou rychlost a někdy i magnetické pole. IMU obvykle zahrnují více senzorů, jako jsou akcelerometry, gyroskopy a magnetometry, které spolupracují na poskytování přesných informací o pohybu a orientaci objektu v trojrozměrném prostoru. IMU se běžně používají v celé řadě aplikací, včetně robotiky, dronů, virtuální a rozšířené reality a navigačních systémů, ovšem jejich nejznámější využití je v oblasti kinematické analýzy pohybu. (Analog Devices, n.d.)

Obrázek 3 Senzory IMU



Zdroj: Ahmadi et al., 2015

#### 2.1.8.1 Využití senzorů IMU v kinematické analýze chůze

Jedním ze způsobů, jak provádět kinematickou analýzu chůze, je za pomoci senzorů inerciální měřicí jednotky (IMU). Senzory IMU se stávají stále oblíbenějšími díky jejich přenositelnosti, nízké ceně a snadnému použití v klinických podmínkách. V kinematické analýze chůze jsou považovány za klíčové nástroje. Pomocí senzorů IMU mohou vědci

shromažďovat data o široké škále parametrů chůze, jako je délka kroku, doba kroku, úhly kloubů a další. Údaje shromážděné z těchto senzorů mohou poskytnout cenné informace o vzorcích chůze a jakýchkoli odchylkách od chůze normální, což může pomoci při diagnostice a léčbě poruch souvisejících s chůzí. (Muro-de-la-Herran et al., 2014)

Jednou z hlavních výhod použití IMU senzorů při analýze chůze je, že jsou neinvazivní a nevyžadují použití kamer nebo markerů. Díky tomu jsou pohodlnou a nákladově efektivní možností analýzy chůze, zejména pro jednotlivce, kteří mohou mít problémy s pohyblivostí nebo rovnováhou. Data v reálném čase poskytovaná senzory IMU navíc umožňují analýzu vzorců chůze v reálném čase, což může být užitečné pro identifikaci změn mobility nebo stability v průběhu času. (Wang et al., 2023; Loose et al., 2015)

## **2.2 Kinematická analýza chůze u neurodegenerativních onemocnění**

Kinematická analýza chůze se ukázala jako užitečný nástroj při hodnocení neurodegenerativních poruch, zejména demence a mírné kognitivní poruchy. Tyto poruchy jsou charakterizovány postupným zhoršováním kognitivních funkcí, včetně paměti, řeči, pozornosti a exekutivních funkcí, což může vést k poklesu motorických funkcí a pohyblivosti. Kinematická analýza chůze může odhalit změněné parametry v chůzi, které lze použít nejen k diagnostice ale i ke sledování progresu onemocnění a následně k navržení vhodných intervencí pro pacienty. Bylo prokázáno, že pacienti s demencí a MCI vykazují změněné parametry chůze, nejčastěji snížení rychlosti chůze, kratší délku kroku a sníženou stabilitu, které souvisí s kognitivní poklesem. Vlivem těchto změn dochází k zvýšenému riziku pádu a tím k zvýšení rizika zranění a také ke snížení kvality života. Kinematickou analýzu chůze lze proto použít k identifikaci časných příznaků těchto změn, což může být užitečné při diagnostice a léčbě těchto poruch. Kinematická analýza může také pomoci při hodnocení účinnosti intervencí zaměřených na zlepšení chůze a mobility u pacientů s demencí a MCI. Studie například ukázaly, že kognitivně–motorické tréninkové programy mohou zlepšit chůzi a rovnováhu u pacientů s MCI, což může vést ke zlepšení kognitivních funkcí a kvality života. Kinematická analýza může poskytnout objektivní měření účinnosti těchto intervencí, což může lékařům pomoci při navrhování a implementaci účinných rehabilitačních programů. (Montero–Odasso et al., 2012; Verghese et al., 2008; Holtzer et al., 2006)

### 2.2.1 Kognitivní aspekty chůze

Chůze byla ještě před několika lety považována za automatickou činnost, která nevyžadovala aktivitu kognitivních funkcí. Novodobé výzkumy již ale potvrdili, že se kognitivní funkce, zejména pak funkce exekutivní a pozornost, na chůzi podílejí a úzce souvisí s její kvalitou. Bylo prokázáno, že při provádění složitějších motorických úkolů je zapotřebí integrity a funkčnosti nervových struktur, které podléhají exekutivním řídicím procesům. (Yogev–Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008; Liu–Ambrose, Pang a Eng, 2007)

Přirozená chůze, dříve považována za automatickou činnost je již dnes považována za komplexní motorický děj, který podléhá funkcím korových, podkorových a míšních oblastí. Tyto oblasti následně vyvolávají aktivitu svalů za pomoci inervace motorických neuronů. Na kvalitu chůze se odráží schopnosti vědomého rozhodování, plánování a monitorování pohybu. (Yogev–Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008) Paměť, vizuální informace a rychlost kognitivního zpracovávání se podílejí na plánování, zahájení a udržování efektivního provádění pohybového programu, kterým je chůze. (Atkinson, 2007)

Porucha kognitivních funkcí může mít za následek neefektivní provádění pohybu, který je vykonáván s nadměrným úsilím. Poruchy pozornosti, plánování a zpracovávání vizuálních informací mohou vést ke zvýšené posturální instabilitě a tím se zvyšuje riziko pádu. (Montero–Odasso et al, 2012, Coppin et al, 2006, Yogev–Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008) Celková kooperace mezi kognitivními funkcemi a motorickými funkcemi včetně posturální stability je velmi složitá. Ovlivňování těchto dvou systému závisí na typech prováděných úkolů. S věkem se však toto ovlivňování mění. (Gage et al., 2003)

Studie poukazují na to, že společný výskyt poruch chůze a kognitivních funkcí je častější u starších dospělých s rizikem demence. U starších dospělých, u kterých dochází k souběžnému poklesu rychlosti chůze a kognitivních schopností („duální klesající osoby“) mají vyšší riziko progresu do demence. Je známo, že pokles kognitivních funkcí předchází demenci o několik let, ale snížení rychlosti chůze může předcházet kognitivnímu poklesu o více než deset let. (Montero–Odasso et al., 2020) Několik studií, zaměřených na zkoumání poklesu rychlosti chůze ukázalo nejenže zpomalení chůze předchází kognitivnímu poklesu, ale že může být významným prediktorem nástupu kognitivních poruch. Doba, kdy toto zpomalení začíná ve vztahu k počátku kognitivní poruchy není ještě známá. (Buracchio et al., 2010) Montero–Odasso et al. (2018) navrhuje, že zkoumáním změn ve výkonnosti chůze by mohlo předpovědět klinický pokles v kognitivní doméně a tvrdí, že opakované testování

rychlosti chůze může nabídnout výhodu svojí jednoduchostí a nenáročností oproti složitějším měřením kognice při predikci rozvoje demence.

Starší dospělý mohou snižovat nároky na pozornost snižováním rychlosti chůze. Nedostatečnou stabilitu a snížení rizika pádu kompenzují zpomalením ve fází takzvané dvojí opory a celkově dochází ke zkracování kroku. (Gage et al., 2003; Li et al., 2001) Coppin et al. (2006) ve své studii poukázali a prokázali fakt, že existuje vztah mezi funkcí exekutivních funkcí a rychlostí chůze. Ke snížení rychlosti chůze u lidí s kognitivním poklesem dochází také u překonávání překážek. Zpomalování rychlosti chůze za účelem překonání překážky je do jisté míry fyziologické pro každého člověka. Příkladem může být chůze po zledovatělém povrchu, nebo pohyb po tmavé místnosti, kde osoba nacházející se v těchto situacích sníží svoji rychlost chůze a předpokládá náročnější situaci z hlediska stability. V opačném případě nezpomalení za účelem přizpůsobení se okolním podmínkám může poukazovat na pokles vnímání prostředí. (Coppin et al., 2006)

Díky moderním metodám snímající mozkovou činnost bylo zjištěno, že k tomu, aby lidé trpící kognitivní dysfunkcí udrželi stabilitu chůze ve složitých situacích jsou více závislí na kortikální aktivitě. Jestliže dojde k dysfunkci frontálních či temporálních laloků, alokace těchto zdrojů již nemusí být dostatečná, což může ohrozit posturální stabilitu a stabilitu chůze. K testování vyhodnocování těchto informací je vhodné testování pomocí dvojího úkolu. Nejčastějším jevem, který byl pozorován u lidí s mírnou až středně těžkou kognitivní insuficiencí bylo snížení rychlosti chůze. Tento jev je připisován specifickým mozkovým sítím, které mohou být ovlivněny nemocemi, jež doprovázejí proces stárnutí. (Jamour et al., 2012; Montero–Odasso et al., 2012)

### **2.2.1.1 Testování pomocí dvojího úkolu**

Testování pomocí dvojího úkolu se nejčastěji využívá v experimentální neuropsychologii. Podstata dvojího úkolování spočívá v současném provádění dvou úkolů za účelem získání informací o automatizaci, hemisférickém centru a strukturální nezávislosti procesů. Tyto procesy jsou považovány za základ náročnějších pohybů. (Abernethy, 1988) Úkoly se dále rozdělují, jeden je primární (primary task), na který by se měl subjekt soustředit více, nežli na úkol druhý (secondary task). Primární úkol by měl být náročný natolik, aby zabral co největší kapacitu zpracovávání informací, to by poté mělo vést ke snížení výkonu u úkolu druhého. Aby bylo možné zhodnotit schopnost plnění dvou úloh zároveň, je potřebné zvolit úkoly takové, které spolu nesdílí stejné strukturální místo

zpracování informací. Ke správnému vyhodnocení by se poté měli také úkoly testovat jednotlivě (single task test) a výsledky daných úkolů porovnávat mezi sebou. (Della Sala et al., 2010; Ebersbach et al., 1995)

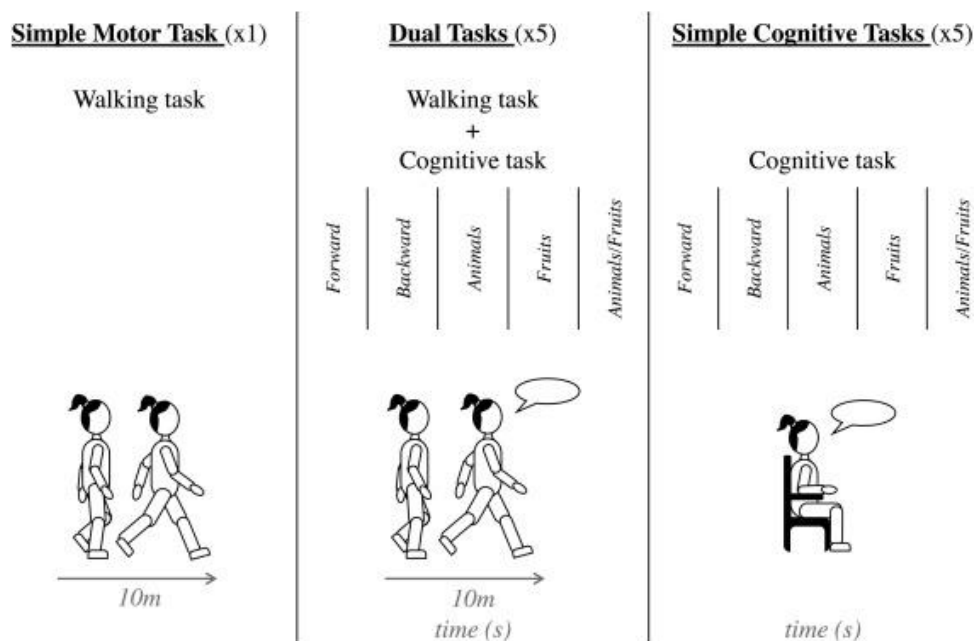
Jako primární úkol se nejčastěji stanovuje motorická dovednost, u které se předpokládá, že je řízena automaticky, nejčastěji je to chůze, nebo udržování rovnováhy. U sekundárního úkolu se poté navrhuje zvolit úkol kognitivní, který by měl odvést pozornost od úkolu primárního. (Weightman a McCulloch, 2015)

Při provádění dvou a více úkolů náročných na pozornost dochází zároveň o soupeření získání zdrojů pozornosti a také k vyzývání mozku, aby se rozhodl, jak bude jednotlivé úkoly upřednostňovat. Udává se, že obecně může být priorita určena motivací minimalizovat nebezpečí a maximalizovat potěšení. (Yogev–Seligmann et al., 2012) Shumway–Cook et al. (1977) poprvé popsal jev zvaný „posture first“, který tvrdí, že dochází k spontánní automatické prioritizaci stability chůze nezávisle na úspěchu v sekundárních kognitivních úkolech. Tento jev tedy tvrdí, že pokud by byla porovnávána kvalita chůze s kognitivním úkolem a bez něj, tak by se neměla lišit. To však neplatí vždy, bylo zjištěno, že někteří starší dospělí a pacienti s Parkinsonovou nemocí na rozdíl od správného využití jevu „posture first“ nevhodně používají strategii „posture second“. Bloem et al. (2006) uvedli, že tito pacienti nejsou schopni správně vyhodnotit riziko svého jednání, a tak nechtěně zvyšují riziko pádu v situacích s dvojitým plněním úkolů.

Dvouúkolové testování chůze je zaměřené na testování kognitivní složky při lokomoci. Díky mechanickým, strukturálním a funkčním zobrazení mozku se prokázalo, že kognice a motorická kontrola sdílejí společné mozkové sítě, lokalizované nejčastěji v prefrontálních a temporálních oblastech. Zapojením kognitivních úkolů při motorickém pohybu jako je chůze může dojít k přetížení těchto spojů a tím vyprovokovat poruchy chůze, které nemusí být viditelné při testování chůze samostatné. Ke zmíněnému přetížení spojů dochází častěji u jedinců s kognitivní poruchou, kteří mají menší kognitivní rezervu než lidé zdraví. Mezi nejčastěji používané dvouúkolové testy chůze patří chůze po přímé linii, nebo kombinace Timed Up–and–GO v kombinaci s verbálním úkolem vyžadující pozornost. Snížení rychlosti chůze u dvouúkolového testování koreluje s poruchami exekutivních funkcí a pozornosti, které jsou typické u pacientů s Alzheimerovou a Parkinsonovou chorobou, avšak izolovat specifické kognitivní faktory ovlivňující chůzi je velice náročné vzhledem k různorodým vlastnostem neurodegenerativních poruch. Jedním ze způsobů, jak objasnit

tyto souvislosti je zaměření se na populaci s mírnou kognitivní poruchou, jelikož mírná kognitivní porucha nespĺňuje kritéria demence, ale obecně postihuje minimálně jednu kognitivní oblast, díky čemuž je považována za optimální nemoc pro objasnění těchto souvislostí. (Åhman et al., 2020; Montero–Odasso et al., 2009; Montero–Odasso et al.,2017)

Obrázek 4 Dual task



Zdroj: Carcreff et al., 2019

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 3 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

### 3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem bylo zjistit možné souvislosti mezi poruchami kognitivních funkcí a poruchami chůze prostřednictvím kinematické analýzy chůze se zaměřením na starší jedince s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA testu s pravděpodobnou mírnou kognitivní poruchou.

### 3.2 Dílčí cíle

1. Načerpání teoretických a praktických znalostí týkající se problematiky kognitivních funkcí a chůze
2. Stanovení hypotéz
3. Vybrání vhodného sledovaného vzorku a sestavit experimentální a kontrolní skupiny. Provedení měření obou skupin.
4. Provést analýzu výsledků měření
5. Hodnocení a porovnání výsledků měření

## **4 YPOTÉZY**

### **4.1 Hypotéza 1**

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou mít při 10MWT při vlastní zvolené rychlosti pomalejší švihovou fázi kroku.

### **4.2 Hypotéza 2**

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou při 10MWT při vlastní zvolené rychlosti prodlužovat dobu fáze stride time.

### **4.3 Hypotéza 3**

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol zpomalovat rychlost švihové fáze kroku.

### **4.4 Hypotéza 4**

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol prodlužovat dobu fáze stride time.

### **4.5 Hypotéza 5**

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou mít při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol zvýšené hodnoty stance ROV y.



## 5 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Testování se celkem zúčastnilo 20 probandů. První skupinu tvořilo 10 probandů, u kterých výsledky z MoCA testu nepřesáhly hranici 25 bodů, z čehož se jednalo o 6 mužů a 4 ženy s průměrným věkem 70,7 let a průměrným BMI 27,92. Druhá skupina byla tvořena taktéž 10 probandy, jejichž výsledky z MoCA testu přesáhli hranici 25 bodů. V této skupině bylo 8 žen a 2 muži s průměrným věkem 61,5 let a BMI 26,13. Kritéria k vyloučení byla: neschopnost ujít 10 metrů bez kompenzačních pomůcek, akutní infekční onemocnění, hořčnatá onemocnění, poruchy vědomí, poruchy zraku či neschopnost dát informovaný souhlas. Respondenti byli seznámeni s průběhem testování. Poté byly získány výsledky, které byly následně zapsány a vyhodnoceny.

Tabulka 1 Charakteristika starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA

	Pohlaví	Věk	BMI	Moca	Short FES-I	SF – 36	Beck	Stroop v sedě (chyby/16)
Proband 1	Žena	77	32,77	24	12	44,5	7	11
Proband 2	Žena	58	24,61	23	7	69,875	2	8
Proband 3	Muž	79	27,46	15	12	60,75	8	3
Proband 4	Muž	68	26,57	22	7	89,625	0	2
Proband 5	Žena	70	29,73	22	7	74,875	2	13
Proband 6	Muž	62	28,09	22	7	88,75	5	6
Proband 7	Žena	78	26,75	23	12	86,625	1	3
Proband 8	Muž	76	28,41	20	13	91,5	1	15
Proband 9	Muž	68	25,36	25	7	64,875	9	14
Proband 10	Muž	71	29,41	25	7	65,875	5	12

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 1:

MoCA – Montrealský kognitivní test

Short FES-I – dotazník obavy z pádu

SF-36 – dotazník kvality života

Beck – dotazník deprese

Stroop – forma kognitivního úkolu, vizuálně-verbální test náročný na exekutivní funkce

Tabulka 2 Charakteristika kognitivně intaktních starších jedinců dle vyhodnocení MoCA

	Pohlaví	Věk	BMI	Moca	Short FES-I	SF – 36	Beck	Stroop v sedě (chyby/16)
Proband 11	Žena	70	24,28	28	9	49,625	4	2
Proband 12	Žena	59	23,74	28	7	89,88	0	4
Proband 13	Muž	61	28,63	28	7	60,5	0	<b>12</b>
Proband 14	Žena	52	27,51	29	7	86,88	8	6
Proband 15	Žena	65	22,32	26	7	95,25	3	0
Proband 16	Žena	60	24,09	26	8	88,75	1	4
Proband 17	Žena	57	28,52	26	7	71,88	0	3
Proband 18	Žena	57	27,55	26	7	60,63	2	14
Proband 19	Muž	73	29,41	27	7	92,75	1	2
Proband 20	Žena	61	25,21	27	7	67,625	1	3

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 2:

MoCA – Montrealský kognitivní test

Short FES-I – dotazník obavy z pádu

SF-36 – dotazník kvality života

Beck – dotazník deprese

Stroop – forma kognitivního úkolu, vizuálně-verbální test náročný na exekutivní funkce

## 6 METODIKA PRÁCE

### 6.1 Postup měření

Probandům byl nejprve předložen informovaný souhlas a byli plně seznámeni s průběhem měření. Poté byla od probandů odebrána anamnéza a bylo provedeno vstupní vyšetření pomocí dotazníků: Montrealský kognitivní test (MoCA), dotazník kvality života – 36-Item Short Form Survey (SF-36), dotazník deprese – Beckova stupnice a dotazník obavy z pádů – Short falls Efficacy Scale–International (Short FES–I).

Po vstupním vyšetření probandi prováděli 30–ti sekundový Visual–Verbal Stroop test vsedě a následně si losovali postup měření 10– metrového testu chůze (10 Meter Walk Test – 10MWT), který byl proveden ve 4 podmínkách v prostorách Fakulty zdravotních studií Západočeské univerzity v Plzni. 10 MWT byl prováděn na rovné ploše, na které bylo vyznačeno barevnou páskou 10 metrů s dalšími 2 metry od okrajů ohraničení pro možnost zrychlení či zpomalení. Chůze byla měřena pomocí senzoru Trigno IM sensor (Delsys®, Boston, USA), který probandi měli připevněný na bérkách. Každá stanovená podmínka byla měřena dvakrát. Po každé testované podmínce a mezi zkouškami byla vymezena minutová pauza pro odpočinek a také k zamezení motorickému učení.

Stanoveny byly následující testovací podmínky: Podmínka 1: 10MWT při vlastní zvolené rychlosti, podmínka 2: 10MWT při maximální zvolené rychlosti, podmínka 3: 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol, podmínka 4: 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na chůzi

Duální testování v podobě kognitivně–motorického úkolu bylo prováděno pomocí 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem. Tento test se prováděl za dvou podmínek. Tyto podmínky spočívaly v určení prioritizace buďto na kognitivní úkol, nebo na úkol motorický. Každá tato podmínka se měřila dvakrát. Visual–Verbal Stroop test celkově obsahoval 16 slov barev, kdy 4 slova byla napsaná shodnou barvou a 12 barev bylo napsáno barvou odlišnou (např. slovo „červená“ psané modrým písmem). Stroop test využívá barvy zelenou, žlutou, modrou a červenou. Za správnou odpověď se považovalo pojmenování barvy písma, kterou byla písmena napsána. Naopak za špatnou odpověď bylo považováno pojmenování napsané barvy (např. správná odpověď u slova modrá napsané barvou žlutou byla žlutá, nikoli modrá). Časový interval na změnu jednotlivých slov byl nastaven nahodile mezi 0,8 s a 1,2 s z důvodu zabránění efektu rytmicity. Slova byla zobrazena ve velikosti

40–58 cm × 20 cm na vzdálenost 415 cm. Visual–Verbal Stroop test byl prezentován prostřednictvím data projektoru Epson EH–TW750, který byl napojen na notebook HP 17–cn0605nc. Použito bylo 8 verzí Stroopva testu, které se lišily v posloupnosti barev z důvodu zabránění efektu učení. Prezentace jednotlivých verzí Stroop testu byla nahodilá. Všechna měření byla video graficky zaznamenána.

## 6.2 Zpracování a analýza dat

Zpracování dat ze senzoru Trigno IM sensor (Delsys®, Boston, USA) bylo prováděno pomocí programů EMGwork®Analysis, Delsys file utility, Visual3D Professional™ a programu Excel na notebooku HP 17–cn0605nc. Data ze senzoru se zpracovávala do programu EMGwork®Analy ve formátu .hpf. Z tohoto programu se následně soubory zkonvertovaly z formátu .hpf na formát .c3d za pomocí programu Delsys file utility. Soubory ve formátu .c3d se následně otevřely v programu Visual3D Professional™ kde se provádělo následné zpracování dat. Po otevření souborů v programu Visual3D Professional™ se otevřely složky znázorňující grafické vyobrazení chůze pravé a levé nohy zvlášť v osách x a y. Nejprve se provedla kontrola grafických záznamů jako celku pro ujištění, že nedošlo k chybě v měření (např. výpadek signálu senzoru), v případě nalezení chyby se použil druhý pokus daného jedince. Následně byly do grafů vyznačovány eventy – LTO, LHS, RTO, RHS, kterými se ohraničily fáze kroku, a to fáze iniciálního kontaktu (dotek paty země) a odraz palce pro levou a pravou nohu. Podmínka vyznačování byla stanovena následovně: TO byl vyznačen na hodnotě nejbližší k nule, která byla nejbližší před zahájením kroku (odraz palce), HS byl vyznačen taktéž na hodnotě nejbližší k nule, která byla nejbližší po skončení kroku (dotek paty). Vyznačené eventy se staly podmínkami pro získání dat o stanovených fázích kroku, které byly: stride time, swing, stance x a stance y. Podmínky pro jednotlivé fáze kroku byly stanoveny následovně: stride time – HS–HS, swing – TO–HS, stance x– HS–TO, stance y – HS–TO. Program Visual3D Professional™ ze stanovených podmínek poté vytvořil jednotlivé grafy zadaných fází kroků. Do grafu se následně přidala průměrná hodnota a poté se jednotlivé grafy obsahující data o jednotlivých fázích kroku zkonvertovala do programu .txt a následně do programu Excel. Po zkonvertování dat do programu Excel vzniklo celkově na jednu chůzi každého jednotlivce 8 souborů (4 pro pravou nohu a 4 pro levou nohu) obsahující data ze stride time, swing, stance x a stance y. Jednotlivé soubory obsahovaly číselná data, která byla zaznamenána ve sloupcích pro každý krok zvlášť spolu s jedním sloupcem obsahující průměrnou hodnotu, se kterou se dále

pracovalo. Po získání průměrné hodnoty všech fází kroků daného jedince se všechny tyto průměrné hodnoty přepsaly do nového souboru Excel.

Analýza dat probíhala na notebooku HP 17-cn0605nc v programu Excel. Z průměrných hodnot se pomocí funkcí Excel vybrala data následovně: Stride time – maximální hodnota dle funkce MAX, stance ROV y – rozdíl maximální (funkce MAX) a minimální (funkce MIN) hodnoty, stance x – nejnižší hodnota dle funkce MIN, swing – maximální hodnota dle funkce MAX. Po získání konečných dat z jednotlivých fází kroků se data porovnávala dle stanovených hypotéz.

## 7 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

### 7.1 Hypotéza 1

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou mít při 10MWT při vlastní zvolené rychlosti pomalejší švihovou fázi kroku.

Tabulka 3 Švihová fáze starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

	LDK 10MWT SW	PDK 10MWT SW
Proband 1	352,865326	370,033112
Proband 2	341,307526	309,433807
Proband 3	354,128571	356,731445
Proband 4	204,561447	188,392899
Proband 5	348,298462	309,583984
Proband 6	330,272125	339,741119
Proband 7	344,707367	337,356079
Proband 8	343,5035	319,2497
Proband 9	345,069397	387,230469
Proband 10	366,048157	335,737488

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 3:

LDK 10MWT SW – hodnoty švihové fáze levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT SW – hodnoty švihové fáze pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

Tabulka 4 Švihová fáze kognitivně intaktních starších jedinců dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

	LDK 10MWT SW	PDK 10MWT SW
Proband 11	413,444733	470,27066
Proband 12	431,318329	448,001953
Proband 13	400,787018	379,720306
Proband 14	435,797852	408,635864
Proband 15	390,856049	392,307129
Proband 16	389,873535	387,068359
Proband 17	339,229919	361,164612
Proband 18	420,07843	395,398529
Proband 19	349,168182	366,014709
Proband 20	418,380066	396,371521

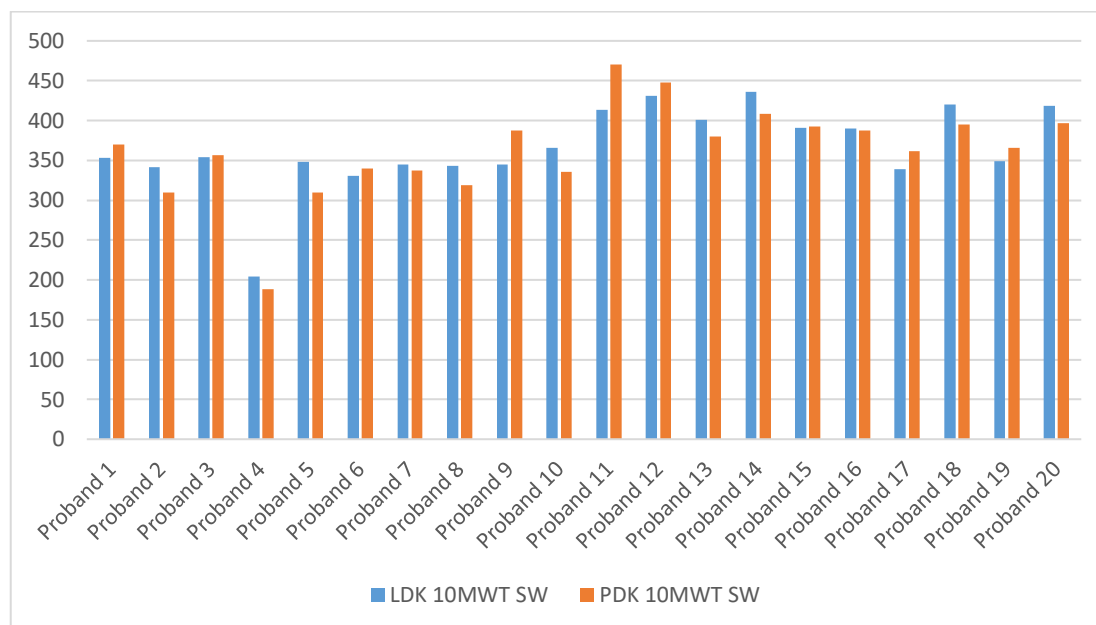
Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 4:

LDK 10MWT SW– hodnoty švihové fáze levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT SW– hodnoty švihové fáze pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

Graf 1 Porovnání švihových fází



Zdroj vlastní

Legenda ke grafu 1:

LDK 10MWT SW – hodnoty švihové fáze levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT SW – hodnoty švihové fáze pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

Odpověď: Hypotézu lze potvrdit.

Z tabulky číslo 3 vyplývá, že u jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA nepřesáhla hodnota švihové fáze během 10MWT při vlastní zvolené rychlosti průměrnou hodnotu 364 stupňů za sekundu, kromě tří probandů: proband 1 u pravé nohy, proband 9 u pravé nohy a proband 10 u levé nohy. Dle tabulky číslo 4 přesáhli průměrnou hodnotu švihové fáze všichni kognitivně intaktní jedinci dle vyhodnocení MoCA až na probanda 17 a probanda 19 u levé nohy. Graf číslo 1 porovnává švihové fáze 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí všech probandů.



## 7.2 Hypotéza 2

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou při 10MWT při vlastní zvolené rychlosti prodlužovat dobu fáze stride time.

Tabulka 5 Stride time starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

	LDK 10MWT ST	PDK 10MWT ST
Proband 1	1,0035	1,00352
Proband 2	1,12185	1,13535
Proband 3	1,000125	1,008
Proband 4	1,5093	1,4688
Proband 5	1,07595	1,0584
Proband 6	1,148625	1,013625
Proband 7	1,14345	1,1529
Proband 8	1,0575	1,0575
Proband 9	0,968625	0,945
Proband 10	1,07325	1,07775

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 5:

LDK 10MWT ST – hodnoty stride time levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí  
PDK 10MWT ST – hodnoty stride time pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

Tabulka 6 Stride time kognitivně intaktních starších jedinců dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

	LDK 10MWT ST	PDK 10MWT ST
Proband 11	0,8667	0,8559
Proband 12	0,934875	0,93825
Proband 13	0,91935	0,93015
Proband 14	0,98685	0,98955
Proband 15	0,91575	0,9135
Proband 16	0,8964	0,8964
Proband 17	1,105875	1,110375
Proband 18	1,044	1,040625
Proband 19	1,125	1,128375
Proband 20	0,970875	0,968625

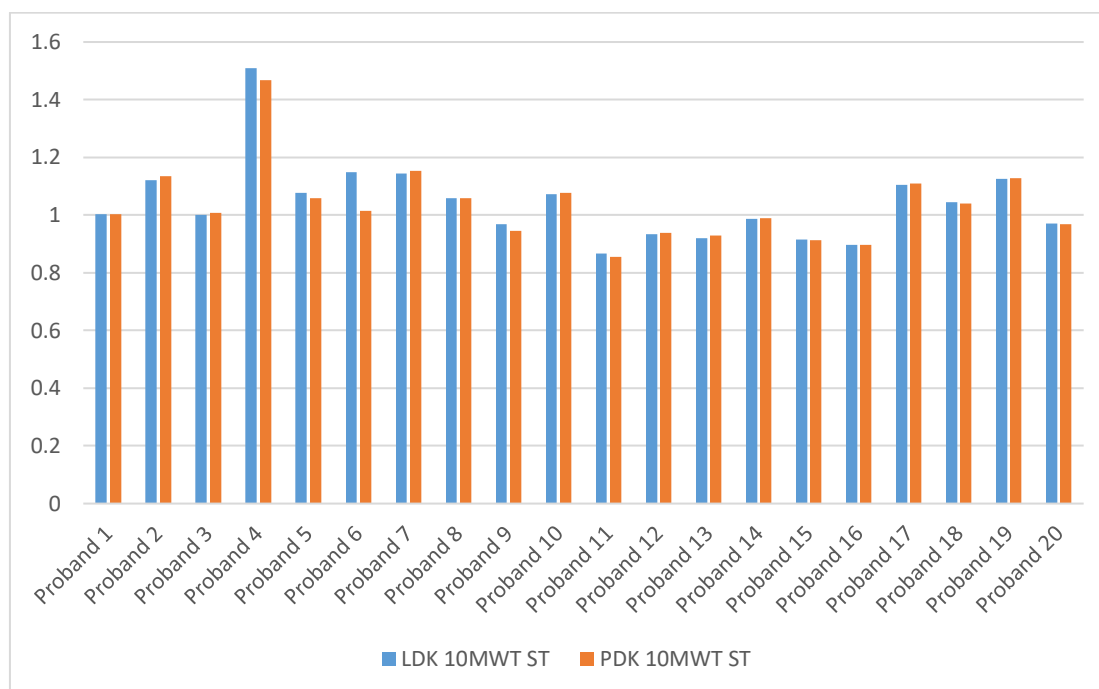
Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 6:

LDK 10MWT ST – hodnoty stride time levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT ST – hodnoty stride time pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

Graf 2 Porovnání stride time



Zdroj vlastní

Legenda ke grafu 2:

LDK 10MWT ST– hodnoty stride time levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT ST– hodnoty stride time pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

Odpověď: hypotézu lze potvrdit

Dle tabulky číslo 5 dosahovali jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí vyšších hodnot stride time, než je průměrná hodnota 1,041767763 sekund, kromě probandů 3, 9 a probanda 6 u pravé nohy, kteří dosáhli nižších hodnot. Tabulka číslo 6 znázorňuje hodnoty stride time kognitivně intaktních starších jedinců, kteří při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí dosahovali nižších hodnot, než je průměrná hodnota stride time. Probandi 17, 19 a proband 18 u levé nohy dosahovali vyšších hodnot a průměrnou hodnotu přesáhli. Porovnání fází stride time 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí všech probandů je znázorněno v grafu číslo 2.

### 7.3 Hypotéza 3

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol zpomalovat rychlost švihové fáze kroku.

Tabulka 7 Švihová fáze starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

	LDK 10MWT SW	PDK 10MWT SW
Proband 1	352,865326	370,033112
Proband 2	341,307526	309,433807
Proband 3	354,128571	356,731445
Proband 4	204,561447	188,392899
Proband 5	348,298462	309,583984
Proband 6	330,272125	339,741119
Proband 7	344,707367	337,356079
Proband 8	343,5035	319,2497
Proband 9	345,069397	387,230469
Proband 10	366,048157	335,737488

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 7:

LDK 10MWT SW– hodnoty švihové fáze levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT SW– hodnoty švihové fáze pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

Tabulka 8 Švihová fáze starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

	LDK 10MWT SW+Stroop	PDK 10MWT SW+Stroop
Proband 1	290,8622	326,186218
Proband 2	329,804352	328,471069
Proband 3	394,358368	378,976074
Proband 4	178,405228	172,448959
Proband 5	308,999969	268,918121
Proband 6	293,58667	284,737091
Proband 7	372,327881	378,109528
Proband 8	328,42	302,6099
Proband 9	325,475281	345,508698
Proband 10	369,868683	375,48465

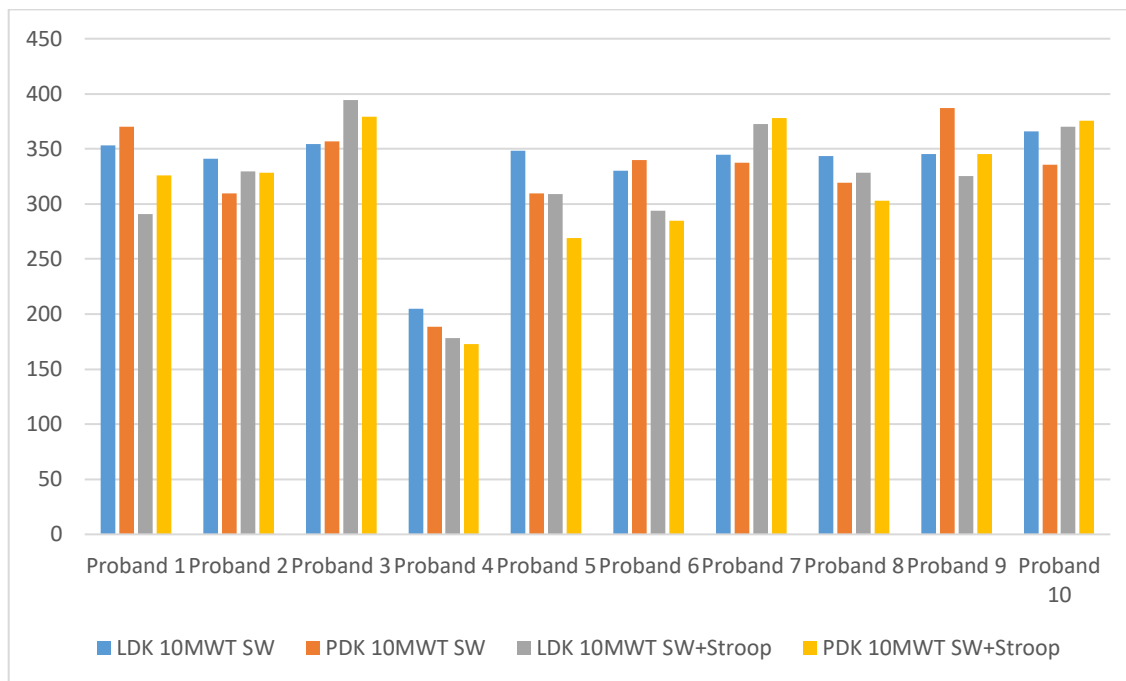
Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 8:

LDK 10MWT SW+Stroop – hodnoty švihové fáze levé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

PDK 10MWT SW+Stroop – hodnoty švihové fáze pravé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

Graf 3 Porovnání švihových fází starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA



Zdroj vlastní

Legenda ke grafu 3:

LDK 10MWT SW– hodnoty švihové fáze levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT SW– hodnoty švihové fáze pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

LDK 10MWT SW+Stroop – hodnoty švihové fáze levé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

PDK 10MWT SW+Stroop – hodnoty švihové fáze pravé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

Odpověď: Hypotézu lze potvrdit.

Dle tabulky číslo 7 a 8 jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA dosahovali nižší rychlosti švihové fáze při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol než při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí. Tuto podmínku nesplnily probandi 3,7 a 10 a proband 2 u pravé nohy. Porovnání rychlostí jednotlivých švihových fází starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA je vyobrazeno v grafu číslo 3.

## 7.4 Hypotéza 4

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol prodlužovat stride time fázi kroku.

Tabulka 9 Stride time starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

	LDK 10MWT ST	PDK 10MWT ST
Proband 1	1,0035	1,0035
Proband 2	1,12185	1,13535
Proband 3	1,000125	1,008
Proband 4	1,5093	1,4688
Proband 5	1,07595	1,0584
Proband 6	1,148625	1,013625
Proband 7	1,14345	1,1529
Proband 8	1,0575	1,0575
Proband 9	0,968625	0,945
Proband 10	1,07325	1,07775

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 9:

LDK 10MWT ST– hodnoty stride time levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT ST– hodnoty stride time pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

Tabulka 10 Stride time starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

	LDK 10MWT ST+Stroop	PDK 10MWT ST+Stroop
Proband 1	1,153125	1,14075
Proband 2	1,16775	1,14615
Proband 3	0,94725	0,95175
Proband 4	1,5471	1,52415
Proband 5	1,17855	1,15695
Proband 6	1,24875	1,240875
Proband 7	1,05165	1,05435
Proband 8	1,14525	1,1565
Proband 9	1,05075	1,054125
Proband 10	1,0215	1,022625

Zdroj vlastní

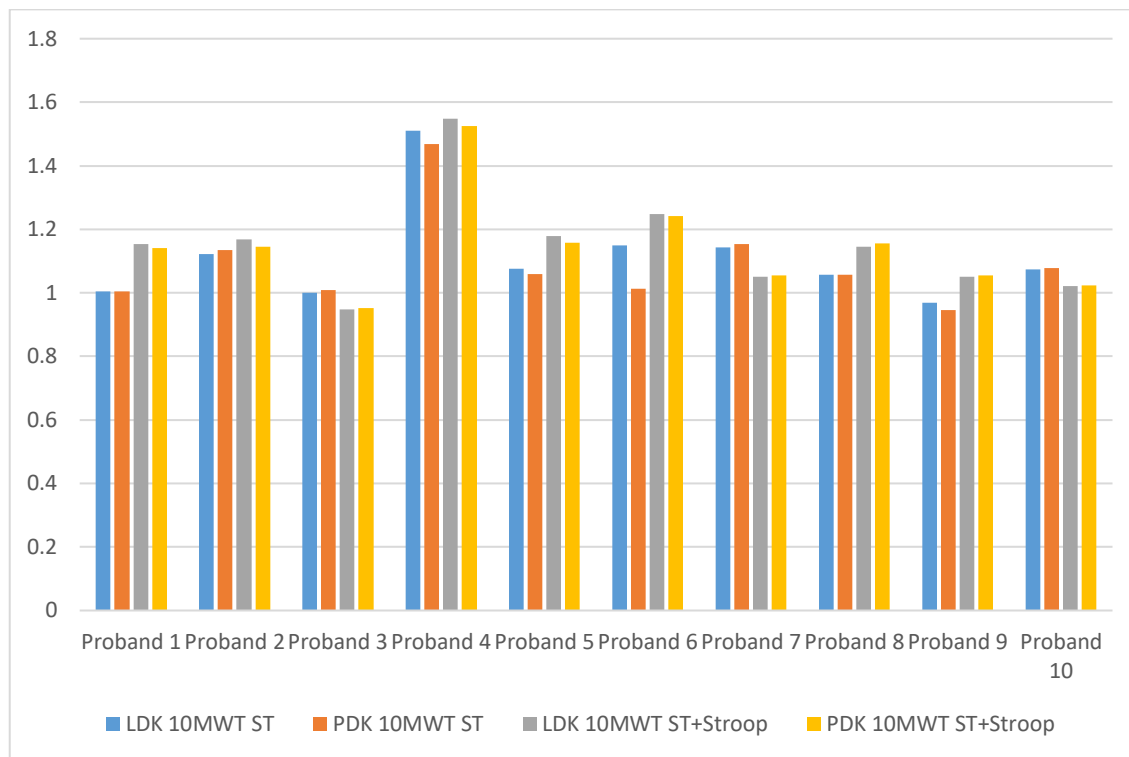
Legenda k tabulce 10:

LDK 10MWT ST+Stroop – hodnoty stride time levé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

PDK 10MWT ST+Stroop – hodnoty stride time pravé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol



Graf 4 Porovnání stride time starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA



Zdroj vlastní

Legenda ke grafu 4:

LDK 10MWT ST– hodnoty stride time levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT ST– hodnoty stride time pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

LDK 10MWT ST+Stroop – hodnoty stride time levé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

PDK 10MWT ST+Stroop – hodnoty stride time pravé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

Odpověď: hypotézu lze potvrdit

Z tabulky číslo 9 a tabulky číslo 10 vyplývá, že u starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA došlo při 10MWT v kombinaci s Visua–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol k prodloužení fáze stride time při porovnání s 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí. K prodloužení nedošlo pouze u probandů 3, 7 a 10 a probanda 6 u levé nohy. Porovnání fází stride time starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA znázorňuje graf číslo 4.

## 7.5 Hypotéza 5

Předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou mít při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol zhoršenou stabilizaci chůze

Tabulka 11 Hodnoty stance ROV y starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

	LDK 10MWT SY	PDK 10MWT SY
Proband 1	385,702972	409,685074
Proband 2	312,350387	369,382599
Proband 3	587,091523	728,662339
Proband 4	216,470986	269,610917
Proband 5	546,088989	566,752441
Proband 6	224,197449	439,31665
Proband 7	588,53595	475,276397
Proband 8	403,1977	449,8761
Proband 9	561,798919	462,09169
Proband 10	266,132057	262,975204

Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 11:

LDK 10MWT SY– hodnoty stance ROV y levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT SY– hodnoty stance ROV y pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

Tabulka 12 Hodnoty stance ROV y starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

	LDK 10MWT SY+Stroop	PDK 10MWT SY+Stroop
Proband 1	235,553765	264,521225
Proband 2	310,229828	498,386368
Proband 3	639,853897	773,024262
Proband 4	245,784676	217,775483
Proband 5	303,779571	356,952362
Proband 6	257,288132	252,311935
Proband 7	648,616822	479,800079
Proband 8	476,829437	367,998596
Proband 9	578,334991	399,823654
Proband 10	256,570794	310,246613

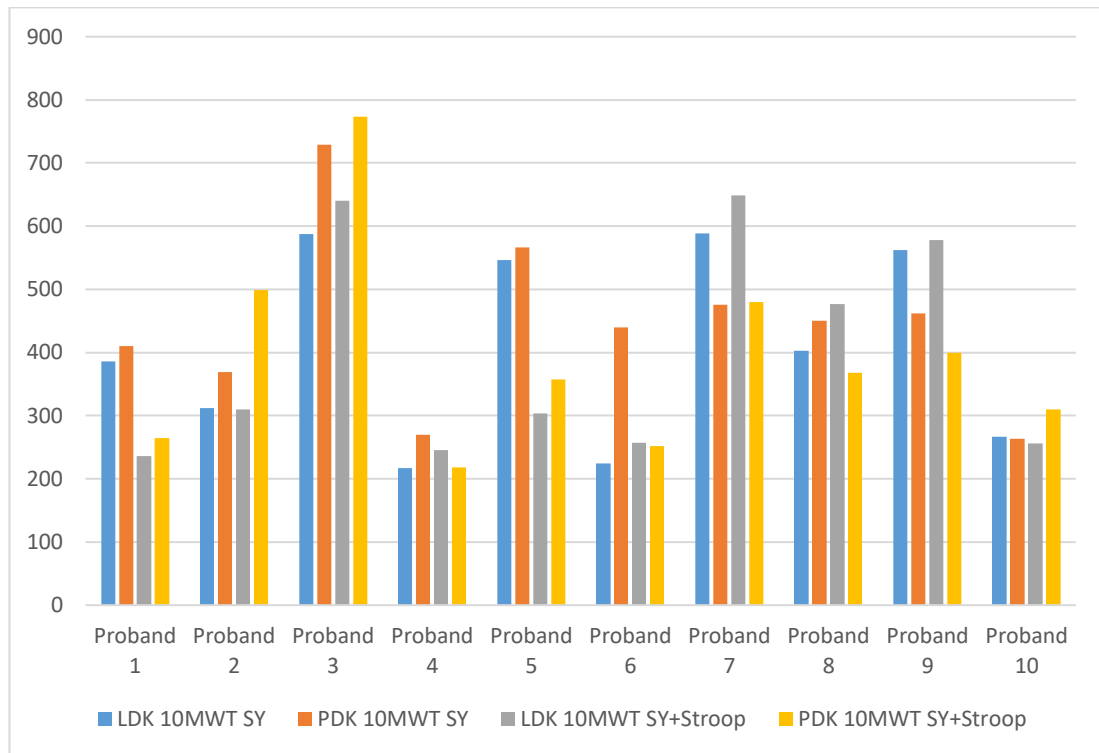
Zdroj vlastní

Legenda k tabulce 12:

LDK 10MWT SY+Stroop – hodnoty stance ROV y levé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

PDK 10MWT SY+Stroop – hodnoty stance ROV y pravé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

Graf 5 Porovnání stance ROV y starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA



Zdroj vlastní

Legenda ke grafu 5:

LDK 10MWT SY– hodnoty stance ROV y levé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

PDK 10MWT SY– hodnoty stance ROV y pravé nohy při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí

LDK 10MWT SY+Stroop – hodnoty stance ROV y levé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

PDK 10MWT SY+Stroop – hodnoty stance ROV y pravé nohy při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol

Odpověď: Hypotézu nelze potvrdit

Na základě porovnání dat stance ROV y, které jsou zaznamenány v tabulkách číslo 11 a 12 nelze jednoznačně prokázat, že by došlo k zhoršení stability vlivem přidání kognitivní zátěže v chůzi. Hodnoty stance ROV y nám udávají rozsah úhlové rychlosti holeně v ose y (rotace) během fáze stoje. K prokázání zhoršené stability chůze by musela být splněna následující podmínka: dojde-li ke zvýšení hodnot stance ROV y v chůzi s kognitivní zátěží, můžeme předpokládat zhoršení stability chůze.

## DISKUZE

Cílem této bakalářské práce bylo zjistit možné souvislosti mezi poruchami kognitivních funkcí a poruchami chůze prostřednictvím kinematické analýzy chůze se zaměřením na starší jedince s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA testu s pravděpodobnou mírnou kognitivní poruchou. Naše první dvě stanovené hypotézy byly, že starší dospělí s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou dosahovat nižší rychlosti švihové fáze kroku a zároveň budou mít delší fázi stride time během 10MWT při vlastní zvolené rychlosti v porovnání s kognitivně intaktními staršími jedinci dle vyhodnocení MoCA. Tyto hypotézy se nám potvrdily. 7 z 10 probandů klasifikovaných jako starší jedinci s kognitivním poklesem nepřesáhli průměrnou úhlovou rychlost švihové fáze 364 stupňů za sekundu a zároveň 7 z 10 probandů přesáhli průměrný čas fáze stride time. Rychlost švihové fáze nám udává rychlost pohybu holeně při švihové fázi. Hodnoty stride time nám udávají čas, za který byl proveden jeden krokový cyklus. Jestliže probandi vykazovali nižší rychlost švihové fáze a zároveň vyšší hodnoty stride time, můžeme předpokládat, že jejich chůze byla pomalejší.

Montero–Odasso et al. (2012) zjistili, že exekutivní dysfunkce a mírný kognitivní deficit jsou spojeny se zvýšením rizikem pádu a také, že časný pokles mobility, kterou hodnotili jako zpomalení chůze, koexistuje či dokonce předchází nástupu klinicky prokazatelného poklesu kognitivních funkcí. Ve své studii tvrdí, že zpomalení chůze může předcházet kognitivnímu poklesu, který následně může přejít do mírné kognitivní poruchy (MCI) až o 12 let. Zkoumáním rychlosti chůze bychom mohli být schopni předpovědět pokles kognitivních funkcí, ale pro aplikaci této myšlenky do klinické praxe je zapotřebí dalších výzkumů.

Studie Buracchio et al. (2010) se zaměřila na sledování rychlosti chůze u starších dospělých bez kognitivního poklesu po dobu až 20 let. Výsledky této studie ukázaly, že jedinci, u kterých se později vyvinula MCI měli na začátku testování pomalejší rychlost chůze ve srovnání s jedinci, u kterých se MCI nevyvinula. Navíc jedinci, u kterých se vyvinula MCI vykazovali větší pokles v rychlosti chůze v průběhu času ve srovnání s těmi, kteří zůstali kognitivně intaktní. Tato zjištění naznačují, že pomalejší rychlost chůze může být časným ukazatelem kognitivního poklesu a že změny v rychlosti chůze v průběhu času mohou odrážet progresi kognitivní poruchy. Celkově tato studie poskytuje další podporu pro souvislost mezi rychlostí chůze a kognitivními funkcemi u starších dospělých.

Verhese et al. (2009) tvrdí, že pomalejší rychlost chůze je spojena s exekutivní dysfunkcí a dále, že pokles v rychlosti chůze je spojen s vyšším rizikem pádu. Ve své studii vyzdvihují 2 markery, které považují za nejspolehlivější prediktory pádu, a to zvýšenou délku kroku a variabilitu doby švihu.

Výsledky našeho měření se shodují s výsledky, které uvedly Montero–Odasso et al. (2012), Burrachio et al. (2010) a Verhese et al. (2009) a to, že pokles v rychlosti chůze souvisí s kognitivními funkcemi. Naše výsledky, avšak jednoznačně neprokázaly souvislost mezi rychlostí chůze a rizikem pádu. Pro zjištění rizika pádu jsme použili dotazník Short falls Efficacy Scale–International, jehož skóre je spojeno s historií pádu a křehkostí u starších dospělých. (Kuo et al., 2021) Výsledky tohoto dotazníku nesouvisí s rychlostí chůze starších dospělých s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA.

Masse et al. (2022) tvrdí, že lidé s MCI a Alzheimerovou chorobou vykazují pomalejší rychlost chůze ve srovnání s kognitivně intaktními jedinci. Nižší rychlost chůze u starších jedinců s kognitivním poklesem může odrážet pokles centrální integrace různých kognitivních domén, které jsou nezbytné pro komplexní aktivitu chůze. Posturální nestabilita lidí s MCI v raných stádiích onemocnění může být způsobena neurodegenerací specifických kortikálních oblastí jako je horní podélný trakt mozku, který spojuje čelní lalok s ipsilaterálním týlním, parietálním a temporálním lalokem. Tyto oblasti se podílejí na motorické kontrole, prostorové orientaci a kontrole dolních končetin.

Další stanovené hypotézy byly následující: předpokládám, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol zpomalovat rychlost švihové fáze a prodlužovat fázi stride time. Stejně jako u prvních dvou stanovených hypotéz lze za těchto podmínek předpokládat celkové zpomalení chůze. Naše výsledky tyto hypotézy potvrzují. Montero–Odasso et al. (2009) se ve své studii zabývali vlivem duálních úkolů na rychlost chůze. Výsledky studie nezaznamenaly výrazné rozdíly v rychlosti chůze s ohledem na věk a pohlaví, ale zaznamenaly výrazný pokles rychlosti chůze při testování pomocí dvou úloh ve srovnání s testováním chůze samostatně.

Studie Wang et al. (2023) zabývající se taktéž vlivem duálních úkolů na rychlost chůze u lidí s MCI tvrdí, že při testování pomocí dvou úloh dochází k poklesu rychlosti chůze jak u zdravých jedinců, tak u jedinců s MCI. Jedinci s MCI měli výrazně nižší rychlost chůze při 10MWT, ale výraznější pokles rychlosti chůze byl zaznamenán při testování

pomocí dvou úloh. Dalším zjištěním této studie bylo, že rychlost chůze souvisí s výsledky v MoCA testech. Testování pomocí dvou úloh s cílem objevit kognitivní pokles má účinnost 91,2 %.

Na základě našeho měření jsme stejně jako Montero–Odassoet et al. (2009) vyzorovali výrazný rozdíl v poklesu švihové fáze a v prodloužení fáze stride time při testování pomocí dvou úloh ve srovnání s testováním chůze samostatně u většiny jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA testu bez výrazných rozdílů s ohledem na věk a pohlaví probandů. U probandů 3, 7 a 10 byly v obou fázích zaznamenány opačné výsledky. Tito probandi byli při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol rychlejší než při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí a dalo by se tedy předpokládat, že tito jedinci netrpí kognitivní insuficiencí. Toto tvrzení však nesouhlasí s výsledky v MoCA testech, a proto by bylo vhodné další vyšetření kognitivních funkcí.

U skupiny starších jedinců, kteří byli dle vyhodnocení MoCA testu kognitivně intaktní jsme nezaznamenali výrazné rozdíly ve fázi švihové a fázi stride time. Tito jedinci si byli schopni zachovat relativně stejný vzorec chůze při 10MWT i při 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol.

Dle studie Wang et al. (2023) by měly výsledky z MoCA testu souviset s rychlostí chůze. Dle našich výsledků toto tvrzení nelze jednoznačně potvrdit. Při našem testování byla rychlost chůze nižší u většiny starších jedinců s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA testu, avšak nelze jednoznačně prokázat vztah čím nižší MoCA, tím nižší rychlost chůze.

Gillain et al. (2009) tvrdí, že pokles rychlosti a frekvence kroku při testování pomocí dvou úloh může být vysvětlen zvýšenými nároky na pozornost. Provádění dodatečného kognitivního úkolu snižuje množství pozornosti, které je možné věnovat chůzi a z tohoto důvodu mohou vznikat odchylky v chůzi i u zdravých jedinců. Vliv na rychlost a frekvenci chůze má tedy aktuální stav pozornosti daného jedince. U jedinců s MCI došlo přidáním kognitivního úkolu během chůze k poklesu rychlosti chůze, délky kroku, frekvence kroku a pravidelnosti. Symetrie chůze však změněna nebyla. Tvrdí, že lidé s MCI mají sníženou kapacitu pozornosti a vlivem duálního testování může dojít k „přetížení“ této kapacity a tím již není umožněn stupeň pravidelnosti.

Doi et al. (2014) tvrdí, že rychlost chůze souvisí nejenom s pozorností, ale také s rychlostí zpracovávání informací („processing speed“) a exekutivními funkcemi, a to jak při testování chůze samostatně, tak i při testování chůze s kognitivním zatížením. Pracovní paměť („working memory“) souvisí s rychlostí chůze pouze během testování chůze s kognitivní zátěží. U subjektů s amnestickou MCI měla také značný vliv na rychlost chůze i vizuální paměť.

Lee et al. (2018) zkoumali vliv prioritizace při testování pomocí dvou úloh na parametry chůze a tvrdí, že lidé s MCI zpomalili svou rychlost chůze při stanovení priority na kognitivní úkol, zatímco u kognitivně intaktních jedinců byl pokles v rychlosti chůze minimální za obou podmínek. Studie Al-Yahyi et al. (2011) sledovala účinky různých typů kognitivních úkolů na parametry chůze u různých subjektů. Tvrdí, že úkoly, které zahrnují tzv. vnitřní interferenci, jako je např. mentální sledování a pracovní paměť narušují chůzi více nežli úkoly zahrnující tzv. vnější interferenci jako jsou úkoly související s reakční dobou.

Montero-Odasso et al. (2017) tvrdí, že kognitivní a motorická dysfunkce u lidí s MCI může odrážet sdílený patogenní mechanismus v mozku. U všech účastníků s MCI, kteří progredovali do demence byla ovlivněna paměť epizodická a kognitivní domény, které jsou lokalizované ve frontálně-hippokampním okruhu, který je zároveň centrem pro kontrolu chůze. Kontrola chůze je také ovlivněna prefrontálně-striatálními sítěmi, které se zároveň podílí na výkonných funkcích a tyto funkce byly u účastníků s MCI, kteří progredovali do demence také narušeny.

Poslední stanovená hypotéza předpokládá, že starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA budou mít při 10MWT v kombinaci s Visual-Verbal Stroop testem s prioritizací na kognitivní úkol zhoršenou stabilitu chůze, která se projeví zvýšenými hodnotami stance ROV y. Hypotézu nelze jednoznačně potvrdit. Hodnoty stance ROV y nám udávají rozsah úhlové rychlosti holeně na ose y (tzn. rotace) při fázi stoje. Tato hodnota není relevantní vůči hodnocení stability dynamických pohybů jako je chůze. Předpokládali jsme, že čím nižší budou hodnoty stance ROV y, tím menší bude rotace holeně při fázi stoje a tím stabilnější chůze bude. Avšak tento předpoklad byl chybný. Hodnoty stance ROV y mají výpovědní hodnotu při měření statických pohybů jako je dřep, kde se také využívají. Pro zhodnocení stability chůze pomocí senzoru IMU během chůze bychom se dle Hamacher et al. (2011) museli zaměřit na variability v různých fázích kroku. Pro hodnocení těchto



variabilit by však byla zapotřebí analýza většího počtu kroků. Dále ve své studii zmiňuje volbu měřicí technologie či zařízení, která by měla být řízena dle požadovaných aspektů stability chůze. Aspekty stability zmiňuje dvě, a to variabilitu a dynamickou stabilitu.

Montero–odasso et al. (2012) se zaměřili na vyšetření chůze pomocí variačního koeficientu variability chůze u lidí s MCI a tvrdí, že variabilita chůze se zvyšuje složitostí stanovených dvou úkolů. U lidí s MCI došlo k výrazné zvýšení variability chůze v testování pomocí dvou úkolů ve srovnání s kontrolní skupinou. Dále upozorňuje na fakt, že zvýšení variability chůze bylo větší než změny v rychlosti chůze.

Hawkins et al. (2019) tvrdí, že u starších dospělých s MCI došlo k signifikantnímu zhoršení dynamiky chůze. Toto zjištění podporuje koncept držení těla na druhém místě („posture second“). Tento koncept vysvětluje jako zachování skóre v kognitivním úkolu na úkor kvality provedení úkolu motorického (snížení stability chůze) vlivem snížení kognitivní rezervy u lidí s MCI. Na tomto konceptu lze částečně vysvětlit, proč jsou lidé s MCI vystaveni zvýšenému riziku pádu. Dále zmiňuje, že stabilita chůze je také ovlivňována objemem hipokampu, statickou rovnováhou a psychickou pohodou.

Lee et al. (2018) posuzovali stabilitu chůze pomocí hodnocení variability stride time fáze kroku při testování pomocí dvou úloh a tvrdí, že velká variabilita stride time fáze kroku souvisí s rizikem pádu. Velká variabilita ve vzorcích chůze znamená pokles schopnosti kontrolovat chůzi a vede ke snížení stability, což může vést ke zvýšenému riziku pádu. Lidé s MCI vykazovali během testování pomocí dvou úloh vyšší variabilitu stride time fáze nežli lidé bez kognitivního poklesu. Zatímco zdraví lidé dosahovali průměrně vyšších variabilit při prioritizaci na kognitivního úkol než při prioritizaci na chůzi, u lidí s MCI nebyl žádný rozdíl mezi těmito dvěma podmínkami. Tohle zjištění vysvětluje dvěma způsoby. Tvrdí, že obě skupiny lidí při stanovení prioritizace na kognitivní úkol měly obtíže s vykonáváním strategie postura na prvním místě („posture first“), ale lidé s MCI tyto obtíže měli výrazně vyšší. Druhým způsobem je tvrzení, že stanovení prioritizace na chůzi může u lidí s MCI vytvořit větší kognitivní zátěž a tím narušit automatiku pohybu při chůzi.

## **LIMITY**

Limity této práce spočívají především v relativně malém počtu probandů, což brání zobecnění získaných výsledků. Práci také limituje skutečnost, že probandi byli testováni pouze pomocí jednoho screeningového nástroje k hodnocení kognitivních funkcí. Dalším limitem této práce může být rozdílný věk probandů.

## ZÁVĚR

Neurodegenerativní onemocnění postihují miliony lidí po celém světě a očekává se, že do roku 2050 se počet lidí trpících neurodegenerativním onemocněním ztrojnásobí. Rostoucí prevalence neurodegenerativních onemocnění nemá dopad pouze na jedince a jejich rodiny, ale také na celou společnost. V dnešní době stále neexistuje kauzální lék na tyto onemocnění, a proto se léčba zaměřuje pouze na zmírnění progresu a sekundární příznaky těchto onemocnění. Z tohoto důvodu je prognóza neurodegenerativních onemocnění z velké části závislá na včasné diagnóze a zahájení léčby.

Cílem této práce bylo zjistit možné souvislosti mezi poruchami kognitivních funkcí a poruchami chůze u lidí s neurodegenerativním onemocněním se zaměřením na jedince s mírnou kognitivní poruchou. Výsledky ukazují, že se u většiny starších dospělých s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA objevily odchylky v chůzi, při porovnání s kognitivně intaktními staršími dospělými dle vyhodnocení MoCA, a to při testování chůze s a bez kognitivní zátěže. Nejvýznamnější rozdíl jsme zaznamenali ve změnách rychlosti chůze, kterou jsme porovnávali pomocí švihové fáze a fáze stride time. Starší jedinci s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA dosahovali výrazně nižší rychlosti chůze při 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí v porovnání s kognitivně intaktními staršími dospělými dle vyhodnocení MoCA. Dále jsme zaznamenali výrazný pokles v rychlosti chůze u starších dospělých s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA při testování 10MWT v kombinaci s Visual–Verbal Stroop testem v porovnání s 10MWT s vlastní zvolenou rychlostí.

Za limity práce lze považovat malý počet probandů, jejich rozdílný věk a screeningové vyšetření kognitivních funkcí pouze pomocí MoCA testu. Jelikož jsou kognitivní funkce ucelenou strukturou schopností, které na sebe navazují a vzájemně se ovlivňují bylo by zapotřebí ucelenějšího neuropsychologického vyšetření k bližšímu prokázání poklesu kognitivních funkcí. Vzhledem k tomu že kognitivní funkce mají několik složek, bylo by ucelené neuropsychologické vyšetření také vhodné k prokázání, v jaké složce dochází k poklesu.

Přístupem kognitivně-motorické interference se dá zvýšit podvědomí o neurodegenerativních onemocněních a poukázat na důležitost jejich léčby a diagnostiky. Vzhledem k tomu, že neexistuje žádná kauzální léčba, která by zcela vyléčila jedince

s neurodegenerativním onemocněním a prognóza těchto onemocnění závisí na včasné diagnostice a zahájení léčby mohla by tato práce přispět k hodnocení kognitivních funkcí pomocí testování rychlosti chůze. Testování rychlosti chůze v rámci kinematické analýzy nabízí rychlé, jednoduché a nenáročné řešení oproti ostatním vyšetřením, která jsou často náročná a zdlouhavá.

## SEZNAM LITERATURY

LAMPTEY, Richard N. L., Bivek CHAULAGAIN, Riddhi TRIVEDI, Avinash GOTHWAL, Buddhadev LAYEK a Jagdish SINGH. A Review of the Common Neurodegenerative Disorders: Current Therapeutic Approaches and the Potential Role of Nanotherapeutics. *International Journal of Molecular Sciences* [online]. 2022, 23(3) [cit. 2022–11–07]. ISSN 1422–0067. Dostupné z: doi:10.3390/ijms23031851

JELLINGER, Kurt A. Basic mechanisms of neurodegeneration: a critical update. *Journal of Cellular and Molecular Medicine* [online]. 2010 [cit. 2022–11–07]. ISSN 15821838. Dostupné z: doi:10.1111/j.1582–4934.2010.01010.x

PETRUCELLI, Leonardo a Ted DAWSON. Mechanism of neurodegenerative disease: role of the ubiquitin proteasome system. *Annals of Medicine* [online]. 2009, 36(4), 315–320 [cit. 2022–11–07]. ISSN 0785–3890. Dostupné z: doi:10.1080/07853890410031948

TAKALO M, SALMINEN A, SOININEN H, HILTUNEN M, HAAPASALO A. Protein aggregation and degradation mechanisms in neurodegenerative diseases. *Am J Neurodegener Dis*. 2013;2(1):1–14. Epub 2013 Mar 8. [cit. 2022–11–07]. PMID: 23516262; PMCID: PMC3601466.

KIM, Geon HA, Jieun E. KIM, Sandy Jeong RHIE a Sujung YOON. The Role of Oxidative Stress in Neurodegenerative Diseases. *Experimental Neurobiology* [online]. 2015, 24(4), 325–340 [cit. 2022–11–07]. ISSN 1226–2560. Dostupné z: doi:10.5607/en.2015.24.4.325

LIU, Zewen, Tingyang ZHOU, Alexander C. ZIEGLER, Peter DIMITRION a Li ZUO. Oxidative Stress in Neurodegenerative Diseases: From Molecular Mechanisms to Clinical Applications. *Oxidative Medicine and Cellular Longevity* [online]. 2017, 2017, 1–11 [cit. 2022–11–07]. ISSN 1942–0900. Dostupné z: doi:10.1155/2017/2525967

WANG, Yan, Erin XU, Phillip R. MUSICH a Fang LIN. Mitochondrial dysfunction in neurodegenerative diseases and the potential countermeasure. *CNS Neuroscience & Therapeutics* [online]. 2019, 25(7), 816–824 [cit. 2022–11–07]. ISSN 1755–5930. Dostupné z: doi:10.1111/cns.13116

JOHNSON, Joseph, Elizabeth MERCADO–AYON, Yesica MERCADO–AYON, Yi Na DONG, Sarah HALAWANI, Lucie NGABA a David R. LYNCH. Mitochondrial dysfunction in the development and progression of neurodegenerative diseases. *Archives of Biochemistry and Biophysics* [online]. 2021, 702 [cit. 2022–11–07]. ISSN 00039861. Dostupné z: doi:10.1016/j.abb.2020.108698

TROMBETTA–LIMA, Marina, Angélica María SABOGAL–GUÁQUETA a Amalia M. DOLGA. Mitochondrial dysfunction in neurodegenerative diseases: A focus on iPSC–derived neuronal models. *Cell Calcium* [online]. 2021, 94 [cit. 2022–11–07]. ISSN 01434160. Dostupné z: doi:10.1016/j.ceca.2021.102362

RAUF, Abdur, Himani BADONI, Tareq ABU–IZNEID, et al. Neuroinflammatory Markers: Key Indicators in the Pathology of Neurodegenerative

Diseases. *Molecules* [online]. 2022, 27(10) [cit. 2022–11–07]. ISSN 1420–3049. Dostupné z: doi:10.3390/molecules27103194

SCHAIN, Martin a William Charles KREISL. Neuroinflammation in Neurodegenerative Disorders—a Review. *Current Neurology and Neuroscience Reports* [online]. 2017, 17(3) [cit. 2022–11–07]. ISSN 1528–4042. Dostupné z: doi:10.1007/s11910–017–0733–2

CHEN, Wei–Wei, Xia ZHANG a Wen–Juan HUANG. Role of neuroinflammation in neurodegenerative diseases (Review). *Molecular Medicine Reports* [online]. 2016, 13(4), 3391–3396 [cit. 2022–11–07]. ISSN 1791–2997. Dostupné z: doi:10.3892/mmr.2016.4948

RŮŽIČKA, Evžen, Karel ŠONKA, Petr MARUSIČ a Robert RUSINA. *Neurologie*. Praha: Stanislav Juhaňák – Triton, 2019. ISBN 978–80–7553–681–5.

SEIDL, Zdeněk. *Neurologie pro studium i praxi. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Praha: Grada, 2015. ISBN 978–80–247–5247–1.

KLOCKGETHER, Thomas, Caterina MARIOTTI a Henry L. PAULSON. Spinocerebellar ataxia. *Nature Reviews Disease Primers* [online]. 2019, 5(1) [cit. 2022–11–11]. ISSN 2056–676X. Dostupné z: doi:10.1038/s41572–019–0074–3

TALBOT, K. Motor neuron disease: THE BARE ESSENTIALS. *Practical Neurology* [online]. 2009, 9(5), 303–309 [cit. 2022–11–17]. ISSN 1474–7758. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.2009.188151

LEIGH, P N a K RAY–CHAUDHURI. Motor neuron disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 1994, 57(8), 886–896 [cit. 2022–11–17]. ISSN 0022–3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.57.8.886

VOSTRÝ, Michal a Jaroslav VETEŠKA. *Kognitivní rehabilitace seniorů: psychosociální a edukační souvislosti*. Praha: Grada, 2021. ISBN 978–80–271–2866–2.

KLÍMOVÁ, Eleonóra, Dagmar MAGUROVÁ, Terézia FERTALOVÁ, Iveta Ondriová, Ludmila MAJERNÍKOVÁ, Wioletta MIKUŁÁKOVÁ, Andrea LENGYELOVÁ a Viera CMOREJOVÁ. *Teória a prax v starostlivosti o chorého s Alzheimerovou chorobou*. [1. vyd.]. Prešov: Prešovská univerzita, Fakulta zdravotníckych odborov, 2013. ISBN 9788055509365.

KOZÁKOVÁ, Radka. *Podpůrná a paliativní péče u pacientů s Parkinsonovou nemocí*. Praha: Grada Publishing, 2020. Sestra (Grada). ISBN 978–80–271–2896–9.

BONNET, Anne–Marie a Thierry HERGUETA. *Parkinsonova choroba: rady pro nemocné a jejich blízké*. Praha: Portál, 2012. Rádci pro zdraví. ISBN 978–80–262–0155–7.

ROTH, J., SEKYROVÁ, M., RŮŽIČKA, E. (2006). Parkinsonova nemoc. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 241–258.

GUINDI, Maha. Wilson disease. *Seminars in Diagnostic Pathology* [online]. 2019, 36(6), 415–422 [cit. 2022–11–17]. ISSN 07402570. Dostupné z: doi:10.1053/j.semdp.2019.07.008

MEDICI, V., L. ROSSARO a G.C. STURNIOLO. Wilson disease—A practical approach to diagnosis, treatment and follow-up. *Digestive and Liver Disease* [online]. 2007, 39(7), 601–609 [cit. 2022-11-17]. ISSN 15908658. Dostupné z: doi:10.1016/j.dld.2006.12.095

PALMA, Jose–Alberto, Lucy NORCLIFFE–KAUFMANN a Horacio KAUFMANN. Diagnosis of multiple system atrophy. *Autonomic Neuroscience* [online]. 2018, 211, 15–25 [cit. 2022–11–17]. ISSN 15660702. Dostupné z: doi:10.1016/j.autneu.2017.10.007

JONGSIRIYANYONG, Sukanya a Panita LIMPAWATTANA. Mild Cognitive Impairment in Clinical Practice: A Review Article. *American Journal of Alzheimer's Disease & Other Dementias* [online]. 2018, 33(8), 500–507 [cit. 2022–11–17]. ISSN 1533–3175. Dostupné z: doi:10.1177/1533317518791401

SANFORD, Angela M. Mild Cognitive Impairment. *Clinics in Geriatric Medicine* [online]. 2017, 33(3), 325–337 [cit. 2022–11–17]. ISSN 07490690. Dostupné z: doi:10.1016/j.cger.2017.02.005

KONRÁD, J. Demence s lewyho tělisky, diagnostika, klinický význam, možnosti léčby, kazuistika. *PSYCHIATRIE PRO PRAXI* [online]. 2004 [cit. 2022–11–18], p. 9–11. Dostupné z: <http://www.psychiatriepropraxi.cz/pdfs/psy/2004/01/02.pdf> .

KOLLER, William C. a Eldad MELAMED. *Parkinson's disease and related disorders*. New York: Elsevier, 2007. Handbook of clinical neurology, v. 83. ISBN 978–044–4528–93–3.

ABERNETHY, B. Dual–task methodology and motor skills research: Some applications and methodological constraints. *Journal of Human Movement Studies* [online]. 1988, (14), 101–132.

ÅHMAN, Hanna B., Ylva CEDERVALL, Lena KILANDER, et al. Dual–task tests discriminate between dementia, mild cognitive impairment, subjective cognitive impairment, and healthy controls – a cross–sectional cohort study. *BMC Geriatrics* [online]. 2020, 20(1) [cit. 2022–12–03]. ISSN 1471–2318. Dostupné z: doi:10.1186/s12877–020–01645–1

MONTERO–ODASSO, Manuel, Howard BERGMAN, Natalie A PHILLIPS, Chek H WONG, Nadia SOURIAL a Howard CHERTKOW. Dual–tasking and gait in people with Mild Cognitive Impairment. The effect of working memory. *BMC Geriatrics* [online]. 2009, 9(1) [cit. 2022–12–03]. ISSN 1471–2318. Dostupné z: doi:10.1186/1471–2318–9–41

MONTERO-ODASSO, Manuel M., Yanina SARQUIS-ADAMSON, Mark SPEECHLEY, et al. Association of Dual-Task Gait With Incident Dementia in Mild Cognitive Impairment. *JAMA Neurology* [online]. 2017, 74(7) [cit. 2022–12–03]. ISSN 2168–6149. Dostupné z: doi:10.1001/jamaneurol.2017.0643

JAMOUR, M., C. BECKER, M. SYNOFZIK a W. MAETZLER. Gangveränderungen als Frühindikator einer Demenz. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* [online].

2012, 45(1), 40–44 [cit. 2022–12–03]. ISSN 0948–6704. Dostupné z: doi:10.1007/s00391–011–0260–8

MONTERO–ODASSO, Manuel, Mark SPEECHLEY, Susan W MUIR–HUNTER, et al. Dual decline in gait speed and cognition is associated with future dementia: evidence for a phenotype. *Age and Ageing* [online]. 2020, 49(6), 995–1002 [cit. 2022–12–03]. ISSN 0002–0729. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/afaa106

MONTERO–ODASSO, Manuel, Mark SPEECHLEY, Susan W. MUIR–HUNTER, et al. Motor and Cognitive Trajectories Before Dementia: Results from Gait and Brain Study. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2018, 66(9), 1676–1683 [cit. 2023–03–09]. ISSN 00028614. Dostupné z: doi:10.1111/jgs.15341

SCULLY, Aileen a Dawn TAN. Within–Assessment Variability of the GAITRite System in People With Stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2019, 98(6), 446–449 [cit. 2022–12–03]. ISSN 1537–7385. Dostupné z: doi:10.1097/PHM.0000000000001123

JANDA, Vladimír a Dagmar PAVLŮ. *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80–7013–160–8.

LEGNANI, Giovanni, Bruno ZAPPA, Federico CASOLO, Riccardo ADAMINI a Pier Luigi MAGNANI. A model of an electro–goniometer and its calibration for biomechanical applications. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2000, 22(10), 711–722 [cit. 2022–12–04]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/S1350–4533(01)00009–1

SOUMAR, L. Kinematická analýza [online]. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2011 [cit. 2022–12–04]. ISBN 978–80–7414–399–1. Dostupné z: [http://pokrok.ujep.cz/elektronicka\\_knihovna/Kinematicka\\_analyza.pdf](http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf)

RICHARDS, Jim. *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics: [formerly Biomechanics in Clinic and Research]* [online]. Elsevier, 2018 [cit. 2022–12–04]. ISBN 9780702054891. Dostupné z: [https://ebookcentral.proquest.com/lib/zcup-ebooks/reader.action?docID=5473510&fbclid=IwAR2OD4MzO\\_gdecdC8yVwFLQkG7YQEVI4UaqotwZN3fMAQcBU-2shOic6APc](https://ebookcentral.proquest.com/lib/zcup-ebooks/reader.action?docID=5473510&fbclid=IwAR2OD4MzO_gdecdC8yVwFLQkG7YQEVI4UaqotwZN3fMAQcBU-2shOic6APc)

SVOBODA, Z. a M. JANURA. *Rehabilitace a fyzikální lékařství: VYUŽITÍ 3D KINEMATICKÉ ANALÝZY CHŮZE PRO POTŘEBY REHABILITACE – SYSTÉM VICON MX* [online]. Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, 2010 [cit. 2022–12–04]. ISSN 1805–4552. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2010-1/vyuziti-3d-kinematicke-analyzy-chuze-pro-potreby-rehabilitace-system-vicon-mx-32750>

DELLA SALA, Sergio, Jennifer A. FOLEY, Nicoletta BESCHIN, Mike ALLERHAND A Robert H. LOGIE. Assessing Dual–Task Performance Using a Paper–and–Pencil Test: Normative Data. *Archives of Clinical Neuropsychology* [online]. 2010, 25(5), 410–419 [cit. 2022–12–04]. ISSN 1873–5843. Dostupné z: doi:10.1093/arclin/acq039



EBERSBACH, Georg, Milan R. DIMITRIJEVIC a Werner POEWE. Influence of Concurrent Tasks on Gait: A Dual-Task Approach. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 1995, 81(1), 107–113 [cit. 2022–12–04]. ISSN 0031–5125. Dostupné z: doi:10.2466/pms.1995.81.1.107

WEIGHTMAN, MARGARET a Karen MCCULLOCH. Dual-Task Interference: Definition, Measurement, and. Mild Traumatic Brain Injury Rehabilitation Toolkit [online]. 2015, 14 [cit. 2022–12–06]. Dostupné z: <https://www.in.gov/health/overdose-prevention/files/Mild-Traumatic-Brain-Injury-Concussion-Rehabilitation-Toolkit.pdf>

MURO-DE-LA-HERRAN, Alvaro, Begonya GARCIA-ZAPIRAIN a Amaia MENDEZ-ZORRILLA. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors* [online]. 2014, 14(2), 3362–3394 [cit. 2023–03–09]. ISSN 1424–8220. Dostupné z: doi:10.3390/s140203362

SHUMWAY-COOK, A., M. WOOLLACOTT, K. A. KERNS a M. BALDWIN. The Effects of Two Types of Cognitive Tasks on Postural Stability in Older Adults With and Without a History of Falls. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 1997, 52A(4), M232–M240 [cit. 2022–12–06]. ISSN 1079–5006. Dostupné z: doi:10.1093/gerona/52A.4.M232

BLOEM, Bastiaan R., Yvette A.M. GRIMBERGEN, J. Gert VAN DIJK a Marten MUNNEKE. The “posture second” strategy: A review of wrong priorities in Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. 2006, 248(1–2), 196–204 [cit. 2022–12–06]. ISSN 0022510X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jns.2006.05.010

YOGEV-SELIGMANN, Galit, Jeffrey M. HAUSDORFF a Nir GILADI. Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. *Movement Disorders* [online]. 2012, 27(6), 765–770 [cit. 2022–12–06]. ISSN 08853185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.24963

MONTERO-ODASSO, M., A. Oteng-Amoako, M. Speechley, K. Gopaul, O. Beauchet, C. Annweiler a S. W. Muir-Hunter. The Motor Signature of Mild Cognitive Impairment: Results From the Gait and Brain Study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2014, 69(11), 1415–1421 [cit. 2022–12–22]. ISSN 1079–5006. Dostupné z: doi:10.1093/gerona/glu155

MONTERO-ODASSO, Manuel, Joe VERGHESE, Olivier BEAUCHET a Jeffrey M. HAUSDORFF. Gait and Cognition: A Complementary Approach to Understanding Brain Function and the Risk of Falling. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2012, 60(11), 2127–2136 [cit. 2022–12–22]. ISSN 00028614. Dostupné z: doi:10.1111/j.1532-5415.2012.04209.x

BURACCHIO, Teresa, Hiroko H. DODGE, Diane HOWIESON, Dara WASSERMAN a Jeffrey KAYE. The Trajectory of Gait Speed Preceding Mild Cognitive Impairment. *Archives of Neurology* [online]. 2010, 67(8) [cit. 2022–12–22]. ISSN 0003–9942. Dostupné z: doi:10.1001/archneuro.2010.159

AMADUCCI, L. A., Duara, R., Scarmeas, N., & Fratiglioni, L. (1988). The prevalence of mild cognitive impairment is higher in Manhattan than in Stockholm. *The Journal of Clinical Epidemiology*, 41(3), 239–247 [cit. 2022–12–22].

HAYWARD, Mark D. a Malay K. MAJMUNDAR, ed. *Future Directions for the Demography of Aging* [online]. Washington, D.C: National Academies Press, 2018 [cit. 2022–12–22]. ISBN 978–0–309–47410–8. Dostupné z: doi:10.17226/25064

LOPEZ, O. L., BECKER, J. T., WAHED, A., et al. (2003). Prevalence and recognition of Alzheimer disease and dementia in primary care: the Cache County Study. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 289(1), 55–61 [cit. 2022–12–22].

PETERSEN, R. C. Mild cognitive impairment as a diagnostic entity. *Journal of Internal Medicine* [online]. 2004, 256(3), 183–194 [cit. 2023–03–09]. ISSN 0954–6820. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365–2796.2004.01388.x

DEBETTE, Stéphanie, Stéphanie BOMBOIS, Amélie BRUANDET, Xavier DELBEUCK, Samuel LEPOITTEVIN, Christine DELMAIRE, Didier LEYS a Florence PASQUIER. Subcortical Hyperintensities Are Associated With Cognitive Decline in Patients With Mild Cognitive Impairment. *Stroke* [online]. 2007, 38(11), 2924–2930 [cit. 2023–03–09]. ISSN 0039–2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.107.488403

DEVANAND, D. P., G. PRADHABAN, X. LIU, et al. Hippocampal and entorhinal atrophy in mild cognitive impairment: Prediction of Alzheimer disease. *Neurology* [online]. 2007, 68(11), 828–836 [cit. 2023–03–09]. ISSN 0028–3878. Dostupné z: doi:10.1212/01.wnl.0000256697.20968.d7

RISACHER, Shannon, Andrew SAYKIN, John WES, Li SHEN, Hiram FIRPI a Brenna MCDONALD. Baseline MRI Predictors of Conversion from MCI to Probable AD in the ADNI Cohort. *Current Alzheimer Research* [online]. 2009, 6(4), 347–361 [cit. 2023–03–09]. ISSN 15672050. Dostupné z: doi:10.2174/156720509788929273

PETERSEN, Ronald C., Glenn E. SMITH, Stephen C. WARING, Robert J. IVNIK, Eric G. TANGALOS a Emre KOKMEN. Mild Cognitive Impairment. *Archives of Neurology* [online]. 1999, 56(3) [cit. 2023–03–09]. ISSN 0003–9942. Dostupné z: doi:10.1001/archneur.56.3.303

World Health Organization. (2021). Dementia. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/dementia>

Alzheimer's Association. (2021). What is Dementia?. Dostupné z: <https://www.alz.org/alzheimers-dementia/what-is-dementia>

GAUTHIER, Serge, Barry REISBERG, Michael ZAUDIG, et al. Mild cognitive impairment. *The Lancet* [online]. 2006, 367(9518), 1262–1270 [cit. 2023–03–09]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140–6736(06)68542–5

LAMPIT, Amit, Harry HALLOCK, Michael VALENZUELA a Sam GANDY. Computerized Cognitive Training in Cognitively Healthy Older Adults: A Systematic

Review and Meta-Analysis of Effect Modifiers. PLoS Medicine [online]. 2014, 11(11) [cit. 2023-02-07]. ISSN 1549-1676. Dostupné z: [doi:10.1371/journal.pmed.1001756](https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1001756)

GILL, Waqas Amin, Ian HOWARD, Ilyas MAZHAR a Kristoffer MCKEE. A Review of MEMS Vibrating Gyroscopes and Their Reliability Issues in Harsh Environments. *Sensors* [online]. 2022, 22(19) [cit. 2023-02-07]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: [doi:10.3390/s22197405](https://doi.org/10.3390/s22197405)

World Health Organization. (2021). Global Report on Dementia. Retrieved from <https://www.who.int/publications/i/item/global-report-on-dementia-2019>

Alzheimer's Disease International. (2015). World Alzheimer Report 2015: The Global Impact of Dementia. Alzheimer's Disease International. <https://www.alz.co.uk/research/WorldAlzheimerReport2015.pdf>

National Institute of Aging. (2021). Advances in Understanding and Treating Neurodegenerative Diseases. National Institute on Aging [cit. 2022-12-04]. <https://www.nia.nih.gov/health/advances-understanding-and-treating-neurodegenerative-diseases>

National Institute of Neurological Disorders and Stroke. (2020). Neurodegenerative Diseases: Hope Through Research. National Institute of Neurological Disorders and Stroke [cit. 2022-12-04]. <https://www.ninds.nih.gov/Disorders/Patient-Caregiver-Education/Hope-Through-Research/Neurodegenerative-Diseases-Hope-Through-Resear>

World Health Organization. (2019). Neurodegenerative Diseases. World Health Organization [cit. 2022-12-06]. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/neurodegenerative-diseases>

LEE, J., Lee, J. H., & Kim, J. (2017). Comparison of various gait parameters measured by a wearable inertial measurement unit and a reference system. *Sensors*, 17(5), 1054. <https://doi.org/10.3390/s1705105>

MEMS Industry Group. (2021). MEMS Industry Group [online]. [cit. 2022-11-09] dostupné z: <https://www.memindustrygroup.org/what-are-mems>

GILLES, Ken .MEMS in medicine [online] n.d. [cit. 2023-03-09]. Dostupné z: <https://allflexinc.com/wp-content/uploads/2019/06/Medical-Electronics-MEMS.pdf>

WANG, Xiaoming, Hongliu YU, Søren KOLD, Ole RAHBK a Shaoping BAI. Wearable sensors for activity monitoring and motion control: A review. *Biomimetic Intelligence and Robotics* [online]. 2023, 3(1) [cit. 2023-03-09]. ISSN 26673797. Dostupné z: [doi:10.1016/j.birob.2023.100089](https://doi.org/10.1016/j.birob.2023.100089)

BAKER, Richard. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2006, 3(1) [cit. 2023-03-09]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: [doi:10.1186/1743-0003-3-4](https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4)

ANALOG DEVICES. Inertial Measurement Units (IMUs) [online]. Analog Devices, n.d. [cit. 2023–02–16]. Dostupné z: <https://www.analog.com/en/products/sensors/inertial-measurement-units.html>

VERGHESE, Joe, Matthew ROBBINS, Roe HOLTZER, Molly ZIMMERMAN, Cuiling WANG, Xiaonan XUE a Richard B. LIPTON. Gait Dysfunction in Mild Cognitive Impairment Syndromes. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 2008, 56(7), 1244–1251 [cit. 2023–03–09]. ISSN 00028614. Dostupné z: doi:10.1111/j.1532-5415.2008.01758.x

HOLTZER, Roe, Joe VERGHESE, Xiaonan XUE a Richard B. LIPTON. Cognitive processes related to gait velocity: Results from the Einstein aging study. *Neuropsychology* [online]. 2006, 20(2), 215–223 [cit. 2023–03–08]. ISSN 1931-1559. Dostupné z: doi:10.1037/0894-4105.20.2.215

LI, Karen Z.H., Ulman LINDENBERGER, Alexandra M. FREUND a Paul B. BALTES. Walking While Memorizing: Age-Related Differences in Compensatory Behavior. *Psychological Science* [online]. 2001, 12(3), 230–237 [cit. 2023–03–09]. ISSN 0956-7976. Dostupné z: doi:10.1111/1467-9280.00341

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Dementia Fact Sheet [online]. Geneva: WHO, 2022 [cit. 2023–02–16]. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/dementia>

ALZHEIMER'S DISEASE INTERNATIONAL. The Global Impact of Dementia [online]. London: ADI, n.d. [cit. 2023–02–16]. Dostupné z: <https://www.alzint.org/resource/the-global-impact-of-dementia/>

ALZHEIMER'S NEWS TODAY. Dementia Costs in 2020 and Predictions for the Future [online]. BioNews Services, LLC, 2020 [cit. 2023–02–16]. Dostupné z: <https://alzheimersnewstoday.com/2020/12/14/dementia-costs-in-2020-and-predictions-for-the-future/>.

KALARIA, R. N., MAESTRE, G. E., ARIZAGA, R., FRIEDLAND, R. P., GALASKO, D., HALL, K., LUCHSINGER, J. A., OGUNNIYI, A., PERRY, E. K. and POTOČNIK, F. Dementia in low- and middle-income countries. *The Lancet Neurology* [online]. 2008, vol. 7, no. 7, pp. 534–542 [cit. 2023–02–16]. ISSN 1474-4422. Dostupné z: [https://www.thelancet.com/journals/laneur/article/PIIS1474-4422\(12\)70164-2/fulltext](https://www.thelancet.com/journals/laneur/article/PIIS1474-4422(12)70164-2/fulltext).

AHMADI, Amin, Francois DESTELLE, David MONAGHAN, Kieran MORAN, Noel E. O'CONNOR, Luis UNZUETA a Maria Teresa LINAZA. Human gait monitoring using body-worn inertial sensors and kinematic modelling. In: 2015 IEEE SENSORS [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 1–4 [cit. 2023–02–16]. ISBN 978-1-4799-8203-5. Dostupné z: doi:10.1109/ICSENS.2015.7370310

CARCREFF, Lena, Joel FLUSS, Gilles ALLALI, Nathalie VALENZA, Kamiar AMINIAN, Christopher J. NEWMAN a Stéphane ARMAND. The effects of dual tasks on gait in children with cerebral palsy. *Gait & Posture* [online]. 2019, 70, 148–155 [cit. 2023–02–16]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2019.02.014

SÁNCHEZ–MARGALLO, Francisco M. a Juan A. SÁNCHEZ–MARGALLO. Ergonomics in Laparoscopic Surgery. In: MALIK, Arshad, ed. *Laparoscopic Surgery* [online]. InTech, 2017, 2017–02–22 [cit. 2023–02–16]. ISBN 978–953–51–2963–9. Dostupné z: doi:10.5772/66170

KLEMPÍŘ, Jiří a Tereza BARTOŠOVÁ. Multiple system atrophy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 2019, 82/115(4), 370–380 [cit. 2023–02–19]. ISSN 12107859. Dostupné z: doi:10.14735/amcsnn2019370

HAMPEL, H., TOSCHI, N., BALDACCI, F., ZETTERBERG, H., BLENNOW, K., KILIMANN, I., & Teipel, S. J. (2021). Alzheimer's disease biomarker–guided diagnostic workflow using the added value of six combined cerebrospinal fluid candidates: A $\beta$ 1–42, total–tau, phosphorylated–tau, NFL, neurogranin, and YKL–40. *Alzheimer's & Dementia*, 17(2), 281–292.

YOGEV–SELIGMANN, Galit, Jeffrey M. HAUSDORFF a Nir GILADI. The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders* [online]. 2008, 23(3), 329–342 [cit. 2023–02–19]. ISSN 08853185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.21720

LIU–AMBROSE, Teresa, Marco Y.C. PANG a Janice J. ENG. Executive Function Is Independently Associated with Performances of Balance and Mobility in Community–Dwelling Older Adults after Mild Stroke: Implications for Falls Prevention. *Cerebrovascular Diseases* [online]. 2007, 23(2–3), 203–210 [cit. 2023–03–08]. ISSN 1015–9770. Dostupné z: doi:10.1159/000097642

ATKINSON, Hal H., Caterina ROSANO, Eleanor M. SIMONSICK, et al. Cognitive Function, Gait Speed Decline, and Comorbidities: The Health, Aging and Body Composition Study. *The Journals of Gerontology: Series A* [online]. 2007, 62(8), 844–850 [cit. 2023–03–08]. ISSN 1758–535X. Dostupné z: doi:10.1093/gerona/62.8.844

GAGE, William H., Ryan J. SLEIK, Melody A. POLYCH, Nicole C. MCKENZIE a Lesley A. BROWN. The allocation of attention during locomotion is altered by anxiety. *Experimental Brain Research* [online]. 2003, 150(3), 385–394 [cit. 2023–02–19]. ISSN 0014–4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221–003–1468–7

COPPIN, Antonia K., Anne SHUMWAY–COOK, Jane S. SACZYNSKI, Kushang V. PATEL, Alessandro BLE, Luigi FERRUCCI a Jack M. GURALNIK. Association of executive function and performance of dual–task physical tests among older adults: analyses from the InChianti study. *Age and Ageing* [online]. 2006, 35(6), 619–624 [cit. 2023–02–19]. ISSN 1468–2834. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/af1107

MCKEITH, Ian G., Bradley F. BOEVE, Dennis W. DICKSON, et al. Diagnosis and management of dementia with Lewy bodies. *Neurology* [online]. 2017, 89(1), 88–100 [cit. 2023–02–23]. ISSN 0028–3878. Dostupné z: doi:10.1212/WNL.0000000000004058

SIGURDSSON, Einar M., G. PERRY, J. AVILA, P.I. MOREIRA, A.A. SORENSEN a M. TABATON. Tau Immunotherapies for Alzheimer's Disease and Related Tauopathies: Progress and Potential Pitfalls. *Journal of Alzheimer's Disease* [online]. 2018, 64(s1), S555–S565 [cit. 2023–02–23]. ISSN 13872877. Dostupné z: doi:10.3233/JAD–179937

O'BRIEN, John T a Alan THOMAS. Vascular dementia. *The Lancet* [online]. 2015, 386(10004), 1698–1706 [cit. 2023–02–23]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140–6736(15)00463–8

GORELICK, Philip B., Angelo SCUTERI, Sandra E. BLACK, et al. Vascular Contributions to Cognitive Impairment and Dementia. *Stroke* [online]. 2011, 42(9), 2672–2713 [cit. 2023–02–23]. ISSN 0039–2499. Dostupné z: doi:10.1161/STR.0b013e3182299496

JELLINGER, Kurt A. Pathology and pathogenesis of vascular cognitive impairment—a critical update. *Frontiers in Aging Neuroscience* [online]. 2013, 5 [cit. 2023–02–23]. ISSN 1663–4365. Dostupné z: doi:10.3389/fnagi.2013.00017

WANG, Yuxin, Qing YANG, Chong TIAN, Jing ZENG, Mengshu YANG, Jie LI a Jing MAO. A dual-task gait test detects mild cognitive impairment with a specificity of 91.2%. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 2023, 16 [cit. 2023–03–01]. ISSN 1662–453X. Dostupné z: doi:10.3389/fnins.2022.1100642

VERGHESE, J., R. HOLTZER, R. B. LIPTON a C. WANG. Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2009, 64A(8), 896–901 [cit. 2023–03–11]. ISSN 1079–5006. Dostupné z: doi:10.1093/gerona/glp033

NIU, Weimeng, Liqing FANG, Lei XU, Xu LI, Ruikun HUO, Deqing GUO a Ziyuan QI. Summary of Research Status and Application of MEMS Accelerometers. *Journal of Computer and Communications* [online]. 2018, 06(12), 215–221 [cit. 2023–03–12]. ISSN 2327–5219. Dostupné z: doi:10.4236/jcc.2018.612021

LIU, Hua-Feng, Zhi-Cai LUO, Zhong-Kun HU, Shan-Qing YANG, Liang-Cheng TU, Ze-Bing ZHOU a Michael KRAFT. A review of high-performance MEMS sensors for resource exploration and geophysical applications. *Petroleum Science* [online]. 2022, 19(6), 2631–2648 [cit. 2023–03–12]. ISSN 19958226. Dostupné z: doi:10.1016/j.petsci.2022.06.005

PREETI, M., KOUSHIK GUHA, K.L. BAISHNAB, Kalyan DUSARLAPUDI a K. NARASIMHA RAJU. Low frequency MEMS accelerometers in health monitoring – A review based on material and design aspects. *Materials Today: Proceedings* [online]. 2019, 18, 2152–2157 [cit. 2023–03–12]. ISSN 22147853. Dostupné z: doi:10.1016/j.matpr.2019.06.658

KUO, Chun-Tung, Duan-Rung CHEN, Ya-Mei CHEN a Peng-Yu CHEN. Validation of the short falls efficacy scale–international for Taiwanese community–dwelling older adults: Associations with fall history, physical frailty, and quality of life. *Geriatric Nursing* [online]. 2021, 42(5), 1012–1018 [cit. 2023–03–12]. ISSN 01974572. Dostupné z: doi:10.1016/j.gerinurse.2021.06.006

GILLAIN, S., E. WARZEE, F. LEKEU, V. WOJTASIK, D. MAQUET, J.–L. CROISIER, E. SALMON a J. PETERMANS. The value of instrumental gait analysis in elderly healthy, MCI or Alzheimer's disease subjects and a comparison with other clinical tests used in single and dual-task conditions. *Annals of Physical and Rehabilitation*

*Medicine* [online]. 2009, 52(6), 453–474 [cit. 2023–03–12]. ISSN 18770657. Dostupné z: doi:10.1016/j.rehab.2008.10.004

DOI, Takehiko, Hiroyuki SHIMADA, Hyuma MAKIZAKO, Kota TSUTSUMIMOTO, Kazuki UEMURA, Yuya ANAN a Takao SUZUKI. Cognitive function and gait speed under normal and dual–task walking among older adults with mild cognitive impairment. *BMC Neurology* [online]. 2014, 14(1) [cit. 2023–03–13]. ISSN 1471–2377. Dostupné z: doi:10.1186/1471–2377–14–67

ZHAO, Hongyu, Sen QIU, Zhelong WANG, Ning YANG, Jie LI a Jianjun WANG. Applications of MEMS Gyroscope for Human Gait Analysis. In: ZHUANG, Xuye a Lianqun ZHOU, ed. *Gyroscopes – Principles and Applications* [online]. IntechOpen, 2020, 2020–5–20 [cit. 2023–03–13]. ISBN 978–1–78985–057–4. Dostupné z: doi:10.5772/intechopen.86837

VALLE, J. J., J. M. SÁNCHEZ–CHIVA, D. FERNÁNDEZ a J. MADRENAS. Design, fabrication, characterization and reliability study of CMOS–MEMS Lorentz–force magnetometers. *Microsystems & Nanoengineering* [online]. 2022, 8(1) [cit. 2023–03–13]. ISSN 2055–7434. Dostupné z: doi:10.1038/s41378–022–00423–w

QIU, Sen, Long LIU, Hongyu ZHAO, Zhelong WANG a Yongmei JIANG. MEMS Inertial Sensors Based Gait Analysis for Rehabilitation Assessment via Multi–Sensor Fusion. *Micromachines* [online]. 2018, 9(9) [cit. 2023–03–13]. ISSN 2072–666X. Dostupné z: doi:10.3390/mi9090442

BRUNETTI, F., J.C. MORENO, A.F. RUIZ, E. ROCON a J.L. PONS. A new platform based on IEEE802.15.4 wireless inertial sensors for motion caption and assessment. In: *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2006, 2006, s. 6497–6500 [cit. 2023–03–13]. ISBN 1–4244–0032–5. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2006.260866

HAMACHER, D., N.B. SINGH, J.H. VAN DIEËN, M.O. HELLER a W.R. TAYLOR. Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. 2011, 8(65), 1682–1698 [cit. 2023–03–13]. ISSN 1742–5689. Dostupné z: doi:10.1098/rsif.2011.0416

MONTERO–ODASSO, Manuel, Susan W. MUIR a Mark SPEECHLEY. Dual–Task Complexity Affects Gait in People With Mild Cognitive Impairment: The Interplay Between Gait Variability, Dual Tasking, and Risk of Falls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2012, 93(2), 293–299 [cit. 2023–03–13]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2011.08.026

HAWKINS, C. Tess, Samuel REBECCA, Maria A. FIATARONE, Nicola GATES, Guy C. WILSON, Nidhi JAIN, Jacinda MEIKLEJOHN, Henry BRODATY, Wei WEN, Nalin SINGH, Bernhard T. BAUNE, Chao SUO, Michael K. BAKER, Nasim FOROUGH, Yi WANG, Perminder S. SACHDEV, Michael J. VALENZUELA, Jeffrey M. HAUSDORFF a Yorgi MAVROS (2019). Impairment of dual–task gait dynamics in older adults with mild cognitive impairment: Relationships to neuropsychological status, fitness and brain morphology. medRxiv [online]. 2019, [cit. 2023–03–13]. Dostupné z: doi:10.1101/19005249.

BEZDÍČEK, Ondřej, Hana GEORGI, Tomáš NIKOLAI a Miloslav KOPEČEK. *Pražská verze Stroopova testu*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2021. ISBN 978-80-246-4778-4.

LOOSE, Harald, Katja ORLOWSKI a Robert AMANN. Inertial Measurement Units in Gait Analysis Applications – Questions, Suggestions and Answers. In: *Proceedings of the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing* [online]. SCITEPRESS – Science and Technology Publications, 2015, 2015, s. 300–305 [cit. 2023-03-17]. ISBN 978-989-758-069-7. Dostupné z: doi:10.5220/0005278703000305

MASSE, Fernando Arturo Arriagada, Juliana Hotta ANSAI, Renata Carolina GERASSI, Carolina TSEN, Natália Oiring de Castro CEZAR a Larissa Pires DE ANDRADE. Six-month change in gait speed to discriminate between those with and without falls history in older people with Mild Cognitive Impairment and mild Alzheimer disease. *Geriatric Nursing* [online]. 2022, 48, 274-279 [cit. 2023-03-21]. ISSN 01974572. Dostupné z: doi:10.1016/j.gerinurse.2022.10.002

AL-YAHYA, Emad, Helen DAWES, Lesley SMITH, Andrea DENNIS, Ken HOWELLS a Janet COCKBURN. Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 2011, 35(3), 715-728 [cit. 2023-03-21]. ISSN 01497634. Dostupné z: doi:10.1016/j.neubiorev.2010.08.008

LEE, Jihye a Seungha PARK. Effects of a priority-based dual task on gait velocity and variability in older adults with mild cognitive impairment. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. 2018, 14(6), 993-997 [cit. 2023-03-22]. ISSN 2288-176X. Dostupné z: doi:10.12965/jer.1836402.201

MONTERO-ODASSO, Manuel M., Yanina SARQUIS-ADAMSON, Mark SPEECHLEY, et al. Association of Dual-Task Gait With Incident Dementia in Mild Cognitive Impairment. *JAMA Neurology* [online]. 2017, 74(7) [cit. 2023-03-23]. ISSN 2168-6149. Dostupné z: doi:10.1001/jamaneurol.2017.0643



## SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A Informovaný souhlas .....	82
Příloha B Montrealský kognitivní test.....	83
Příloha C Některé varianty Pražské verze Stroopova testu (PST).....	84
Příloha D Žádost o povolení výzkumného šetření 1/2 .....	85
Příloha E Žádost o povolení výzkumného šetření 2/2 .....	86

# PŘÍLOHY

## Příloha A Informovaný souhlas

### Informovaný souhlas

**Název bakalářské práce:** Hodnocení kinematické analýzy chůze u neurodegenerativních onemocnění

**Autor:** Jakub Pekárek

**Vedoucí práce:** Mgr. Iva Hereitová

Já, níže podepsaný(á) souhlasím, že:

1. Se zcela dobrovolně účastním spolupráce na bakalářské práci.
2. Jsem byl(a) informován(a) o průběhu měření a terapií a seznámen(a) s cílem sledování.
3. Jsem povolil(a) autorovi práce provádět všechny předem vysvětlené terapeutické techniky na mé osobě.
4. Dovoluji autorovi práce zveřejnit mé výsledky, včetně informací k tomu spojených, jako je průběh mého onemocnění nebo výsledky jednotlivých vyšetření.
5. Autor může použít pořízenou fotodokumentaci s mojí osobou do bakalářské práce.
6. Jsem byl(a) seznámen(a) s dobrovolným odstupem od spolupráce bez jakéhokoliv bližšího uvedení důvodu.
7. Jsem byl(a) informován(a) o anonymitě

V..... dne .....

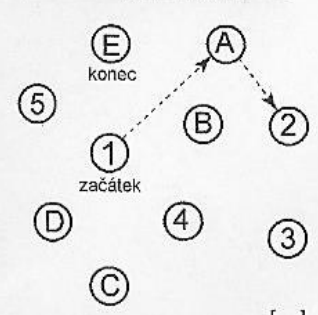
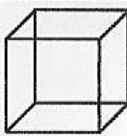
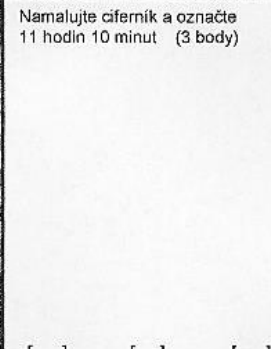

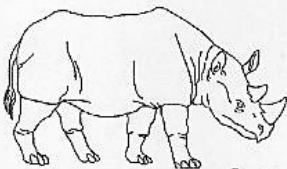
Podpis.....

Zdroj vlastní

## Příloha B Montrealský kognitivní test

### MONTREALSKÝ KOGNITIVNÍ TEST (Nasreddinův test)

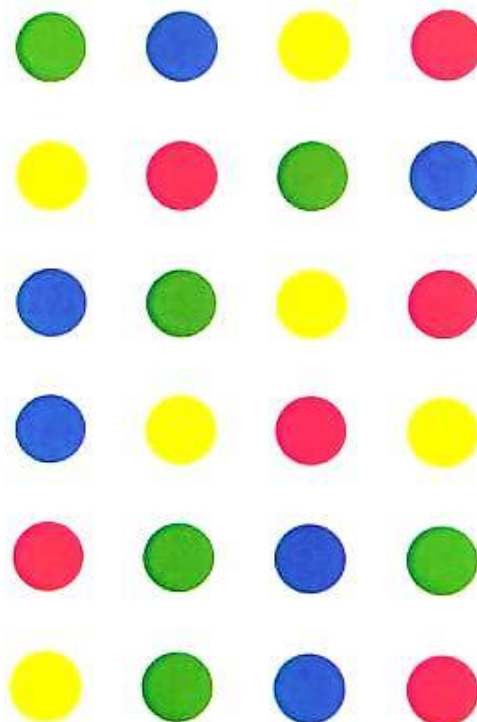
JMÉNO : \_\_\_\_\_ Datum narození : \_\_\_\_\_  
 Vzdělání : \_\_\_\_\_ Pohlaví : \_\_\_\_\_ DATUM : \_\_\_\_\_

<b>Prostorová orientace / zručnost</b>		Okopírujte krychli		Namalujte ciferník a označte 11 hodin 10 minut (3 body)		BODY
						_ / 5
<b>Pojmenování zvířete</b>						_ / 3
<b>Paměť</b>	Přečtete řadu slov. Testovaný je musí opakovat. Zopakujte je ještě jednou. Po 5 minutách požádejte o opakování slov.	TVÁŘ	SAMET	KOSTEL	KOPRETINA	ČERVENÁ
		1. pokus				žádný bod
		2. pokus				
<b>Pozornost</b>	Přečtete řadu čísel (1 za vteřinu). Testovaný je má zopakovat, jak šla za sebou. [ ] 2 1 8 5 4 Testovaný je má zopakovat pozpátku. [ ] 7 4 2					_ / 2
<b>Čtění řadu písmen.</b>	Testovaný musí klepnout prstem pokaždé, když uslyší A. Při 2 a více chybách nedostane žádný bod. [ ] FBACMNAAJKLBAFAKDEAAAJAMOFAB					_ / 1
<b>Množina odečtů 7 od 100.</b>	[ ] 93 [ ] 86 [ ] 79 [ ] 72 [ ] 65 4-5 správných odečtů = 3 body / 2-3 správně = 2 body / 1 správný = 1 bod / 0 správný = 0 bod					_ / 3
<b>Řeč</b>	Opakujte po mně: Pouze vím, že je to Jan, kdo má dnes pomáhat. [ ] Když jsou v místnosti psi, kočka se vždy schová pod gauč. [ ]					_ / 2
<b>Vybavování slov:</b>	Řekněte co nejvíce slov, která začínají písmenem K, během 1 minuty. [ ] _____ (N > 11 slov)					_ / 1
<b>Abstrakce</b>	Podobnost mezi např. banán-pomeranč = ovoce. [ ] vlak - bicykl [ ] hodinky - pravítka					_ / 2
<b>Pozdější vybavení slov</b>	Vybavení slov BEZ NÁPOVĚDY	TVÁŘ	SAMET	KOSTEL	KOPRETINA	ČERVENÁ
		[ ]	[ ]	[ ]	[ ]	[ ]
<b>Nepovinné</b>	Jedna nápověda					
	Více nápovědi					
<b>Orientace</b>	[ ] datum [ ] měsíc [ ] rok [ ] den [ ] místo [ ] město					_ / 6
© Z.Nasreddine MD www.mocatest.org		NORMA ≥ 26 / 30		<b>CELKEM</b>		_ / 30
				Přidej 1 bod všem, kteří nemají 12 leté školní vzdělání		

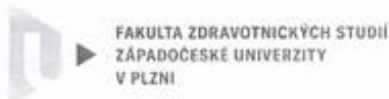
Zdroj: www.mocatest.org

Příloha C Některé varianty Pražské verze Stroopova testu (PST)

červená žlutá modrá zelená  
modrá zelená červená žlutá  
červená žlutá zelená modrá  
zelená červená žlutá modrá  
žlutá modrá zelená červená  
červená modrá zelená žlutá



## Příloha D Žádost o povolení výzkumného šetření 1/2



Příměno a příjmení studenta: Jakub Pekárek  
Studijní program/ročník: Fyzioterapie/ 3. ročník  
Akademický rok: 2022/2023

### Věc: Žádost o povolení výzkumného šetření na Fakultě zdravotnických studií na Západočeské univerzitě v Plzni

#### Odůvodnění žádosti:

Souhlas s výzkumným šetřením je požadován aktuálně platnou Metodikou zpracování kvalifikačních prací<sup>1</sup> Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni. Metodika ukládá studentům povinnost přiložit do své kvalifikační práce souhlas s výzkumným šetřením, realizovaným v rámci instituce.

<sup>1</sup> BERÁNEK, V., MARTINEK, L., PFEFFEROVÁ, E., KROCOVÁ, J., FIRÝTOVÁ, R. Metodika zpracování kvalifikačních prací. 2. vyd. Plzeň : Fakulta zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni, 2019, 113 s. ISBN: 978-80-261-0760-6

Vyjádření vedoucího práce k žádosti pro oslovenou instituci:

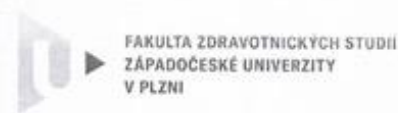
Souhlasím

Nesouhlasím

Datum: 28.3.2023

Podpis: Hauvitarová

## Příloha E Žádost o povolení výzkumného šetření 2/2



FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ  
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY  
V PLZNI

### Žádost pro oslovenou instituci

Vážená paní proděkanko,

Dovolujeme si Vás požádat o povolení výzkumného šetření na Fakultě zdravotnických studií na Západočeské univerzitě v Plzni, jež je součástí závěrečné bakalářské práce studenta Jakuba Pekárka, posluchače bakalářského studijního programu Fyzioterapie, Fakulty zdravotnických studií, Západočeské univerzity v Plzni.

**Hlavním cílem této práce** je zjistit možné souvislosti mezi poruchami kognitivních funkcí a poruchami chůze prostřednictvím kinematické analýzy chůze se zaměřením na starší jedince s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA testu s pravděpodobnou mírou kognitivní poruchou.

**Sledovaný soubor** je tvořen skupinou starších dospělých s kognitivním poklesem dle vyhodnocení MoCA a kognitivně intaktních starších dospělých.

**Sběr dat** bude proveden pomocí zaznamenávání výsledků pomocí senzoru Trigno IM sensor (Delsys®, Boston, USA) ze vstupního testování, skládající se z 10 metrového testu chůze s a bez kognitivního zatížení.

Výzkumné šetření bude provedeno s použitím postupů **anonymizace dat**, plně v souladu s etickými zásadami, aktuálně platnou *Metodikou zpracování kvalifikačních prací* fakulty a standardy akademického psaní.

Závěrečná práce je zpracována pod odborným vedením Mgr. Ivy Hereitové.

Výsledky šetření Vám po dokončení práce rádi poskytneme.

Prosíme o sdělení Vašeho rozhodnutí:

Souhlasím

Nesouhlasím

V Plzni ..... dne 14.3.2023

Západočeská univerzita v Plzni  
Fakulta zdravotnických studií  
proděkan pro pedagogickou činnost  
.....  
Razítko a podpis zástupce instituce