

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2013

Bc. Jiří Otta

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Titul:

VYUŽITÍ COMPUTER BASED EXERCISE THERAPY U PACIENTŮ S PARKINSONOVOU NEMOCÍ

Podtitul:

**SROVNÁNÍ EFEKTU COMPUTER BASED EXERCISE THERAPY A KONVENČNÍ TERAPIE NA
POSTURÁLNÍ INSTABILITU U PACIENTŮ S PARKINSONOVOU NEMOCÍ-PILOTNÍ STUDIE**

Diplomová práce

Autor: Bc. Jiří Otta, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: As. MUDr. Martina Hoskovcová

Konzultant: Mgr. Ondřej Čákr, Ph.D.

Praha 2013

Bibliografický záznam

OTTA, J. *Využití computer based exercise therapy u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Srovnání efektu computer based exercise therapy a konvenční terapie na posturální instabilitu u pacientů s Parkinsonovou nemocí – pilotní studie.* [Use of computer based exercise therapy in patients with Parkinson's disease. Comparison effectiveness of computer based exercise therapy and conventional therapy in parkinsonian patients with postural instability]. Praha: Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství; Neurologická klinika 1. LF UK a VFN v Praze, 2013. 116 str. Vedoucí diplomové práce: As. MUDr. Martina Hoskocová.

Jméno a příjmení autora: Bc. Jiří Otta

Název diplomové práce: *Využití computer based exercise therapy u pacientů s Parkinsonovou nemocí. Srovnání efektu computer based exercise therapy a konvenční terapie na posturální instabilitu u pacientů s Parkinsonovou nemocí – pilotní studie.*

Pracoviště: Neurologická klinika 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze

Vedoucí diplomové práce: As. MUDr. Martina Hoskocová

Konzultant: Mgr. Ondřej Čákr, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2013

Abstrakt

Úvod: Poruchy stability a chůze jsou významnou součástí klinického obrazu Parkinsonovy nemoci (dále jen PN) a dalších neurodegenerativních onemocnění s projevy Parkinsonského syndromu (dále jen PS). Především v pozdních stádiích PN jsou poruchy stability stoje a chůze a z nich rezultující pády zodpovědné za závažná funkční omezení a mohou vést až ke ztrátě soběstačnosti. V klinické praxi jsou dosud pro terapii pacientů s PN nejrelevantnějším běžně přijímaným standardem postupy dle směrnic *Clinical Practice Guideline-KNGF* (Koninklijk Nederlands Genootschap voor Fysiotherapie-Královské Holandské Fyzioterapeutické Společnosti). V současné době se objevují nové, nekonvenční postupy v rehabilitaci (dále jen RHB) poruch stability a pádů u pacientů s PN vycházející z užití virtuální reality (dále jen VR), tzv. computer based exercise therapy (dále jen CBT). Cílem práce je sledování možností užití nové formy terapie, CBT, a její uplatnění v prevenci a snížení rozvoje nestability. Současně porovnává účinky CBT s terapií konvenční (dále jen KT).

Metody: Výzkumu se zúčastnilo celkem 14 pacientů.

1. skupina 8 pacientů podstupovala KT (průměrný věk $65 \pm 8,5$, 4 ženy a 4 muži, průměrná výška 169 ± 22 cm, průměrná délka trvání choroby $10,5 \pm 6,5$ roky, Hoehn & Yahr skóre v průměru $2,5 \pm 0,5$).

2. skupina 6 pacientů podstupovala CBT (průměrný věk 73 ± 9 let, pohlaví pouze muži, průměrná výška 183 ± 15 cm, průměrná délka trvání choroby $8,5 \pm 1,5$ roky, Hoehn & Yahr skóre v průměru $2,5 \pm 0,5$).

Všichni probandi absolvovali vstupní a výstupní vyšetření stability, které zahrnovalo UPDRS III, MiniBES-Test, Sensory Organisation Test – Equilibrium score na přístroji SMART Balance Master a svalovou sílu DKK v izometrické kontrakci.

Výsledky:

1. Terapie poruch stability pomocí VR na herní konzoli Kinect Xbox360 má větší účinek na zlepšení stability hodnocené klinickými testy, než konvenční způsob terapie. CBT zlepšuje dynamickou složku stability více

- ce, než KT. CBT nevede k většímu zlepšení v provádění činnosti vyžadující vyšší pozornostní participaci dual task (zde měřeno jako snížení času v TUG dual task aktivitě v rámci MiniBESTestu), než KT.
2. Zvýšení svalové síly DKK nevede ke změnám parametrů stability (hodnoceno klinickým MiniBESTestem) u pacientů s PN. Zvýšení svalové síly nekoreluje se zlepšením parametrů stability (rovněž hodnoceno klinickým MiniBESTestem). Pomocí KT nedošlo k získání větší svalové síly DKK, než CBT.
 3. Vyšetření stability pomocí protokolu SOT na přístroji BM nekoreluje s klinickým vyšetřením MiniBESTest.

Závěr: CBT dokázala být účinnou formou terapie ve snižování rizik instability a pádů u pacientů s PN. Domníváme se, že v RHB procesu léčby poruch stability u pacientů s PN by mohla CBT stát jako samostatná metoda.

Klíčová slova: computer based therapy, pády, Parkinsonova nemoc, poruchy stability, virtuální realita

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb pouze po souhlasu MUDr. Marty Hoskocové.

Author's first name and surname: Jiří Otta, BA

Title of the master thesis: *Use of computer based exercise therapy in patients with Parkinson's disease. Comparison effectiveness of computer based exercise therapy and conventional therapy in parkinsonian patients with postural instability-pilot study.*

Department: Department of Neurology 1st Faculty of Medicine and General teaching Hospital

Supervisor: As. MUDr. Martina Hoskovcová

Consultant: Mgr. Ondřej Čákr, Ph.D.

The year of presentation: 2013

Abstract

Introduction:

Stability and walking disorder is an important part of clinical image of Parkinson's disease (further only as PD) and another neurodegenerative diseases with Parkinson-syndrome aspects (further only as PS). Above all in the late PD – phases stability and walking disorders and falls resulting from them responsible for serious functional restrictions and they can lead up to a self – sufficiency decreasing. In the clinical application for patients with PD are so far ordinarily accepted as a standard the guidelines *Clinical Practice Guidelines - KNGF* (Koninklijk Nederlands Genootschap voor Fysiotherapie – Royal Hollandian Physiotherapeutical Societies). In these days there are appearing new, unconventional methods in rehabilitation (further only as RHB) of stability disorder and falls in patients with PD coming from usage of virtual reality (further only as VR) – called as computer based exercise therapy (further only as CBT). The target of this thesis is to monitor the possibility of using the new CTB therapy and its use in prevention and decreasing the expansion of instability. Together it compares the CBT effects with a conventional therapy (further only as CT).

Methods:

In the survey took part 14 patients altogether.

1. group of 8 patients was undergoing the CT (average age $65 \pm 8,5$, 4 women a 4 men, average height 169 ± 22 cm, average disease duration length $10,5 \pm 6,5$ years, Hoehn & Yahr score in average $2,5 \pm 0,5$).

2. group of 6 patients was undergoing the CBT (average age 73 ± 9 years, only men, average height 183 ± 15 cm, average disease duration length $8,5 \pm 1,5$ years, Hoehn & Yahr score in average $2,5 \pm 0,5$).

All probands had to undergo an input and output stability hesly check, which included UPDRS III, MiniBESTest, Sensory Organisation Test – Equilibrium score with the SMART Balance Master machine and a muscular power DKK in an isometric contraction.

Results:

1. The therapy of stability disorder with help of VR on the board Kinect Xbox360 has a bigger effect on the stability improvement measured by the clinical tests than a conventional way of therapy. CBT improves the dynamic unit of stability more than KT. CBT doesn't lead to better improvement in performing the activity insisting a higher attentive participation - dual task (here measured as a time reduction in TUG dual task activity in the scope of the MiniBESTest), than CT.
2. Increasing of muscular strength of lower extremities doesn't lead to changes of stability parameters (measured with clinical MiniBESTest) at patients with PD. Increasing of muscular strenght

doesn't correlate with the improvement of stability parameters (also measured with the clinical MiniBESTest). By means of CT it didn't lead to gaining more muscular strength than CBT.

3. Examination of stability with means of the SOT transaction on the BM machine doesn't correlate with the clinical examination with the MiniBESTest.

Conclusion:

CBT was shown as a effective therapy form in decreasing instability and falls risk factors in patients with PD. We assume that in RHB treatment process of stability disorders in patients with PD, CBT could stand as a single method.

Key words: computer based therapy, falls, Parkinson's disease, stability disorders, virtual reality

I agree with lending this thesis in framework of library services only after agreement of Mudr. Martina Hoskocová.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením As. MUDr. Martiny Hoskovcové, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 4. 7. 2013

Jiří Otta

Poděkování autora

Touto cestou bych velmi rád vyjádřil poděkování vedoucí mé diplomové práce, paní asistentce MUDr. Martině Hoskovcové za navrnutí tohoto tématu, za pomoc při vedení, cenné rady a doporučení, dále za zajištění vhodného zázemí na půdě Neurologické kliniky 1. LF a VFN v Praze pro vyšetřování a terapii pacientů s PN.

Velký dík patří také Mgr. Otovi Gálovi, MP za vytrvalost, trpělivost a nesmírnou ochotu při zácviku vyšetřovacích postupů, vedení a konzultacích. Mgr. Martině Puršové děkuji za její pomoc s praktickou částí práce. Mgr. Ondřeji Čákrtovi, Ph.D. vyjadřuji poděkování za věcné rady a názory.

Dále děkuji také RNDr. Karlu Hrachovi, Ph.D. za pomoc při statistickém zpracování dat a také Mgr. Evě Buchtelové, Ph.D. za připomínky k formální stránce práce.

V neposlední řadě chci vyjádřit velký dík všem pacientům, kteří se zúčastnili výzkumu, kamarádovi Michalu Burešovi, mé rodině a přítelkyni za chápavý přístup po celou dobu tvorby toho díla.

Seznam použitých zkratek

ADL – aktivity of daily living (aktivity všedního dne)

apod. – a podobně

atd. – a tak dále

atp. – a tak podobně

BG – bazální ganglia

BM – Balance Master

CBT – computer based therapy

CMP - cévní mozková příhoda

CNS – centrální nervový systém

CoP – centre of pressure

DBS – deep brain stimulation (hluboká mozková stimulace)

DKK – dolní končetiny

DT – dual task

DTA nebo MTA – dual/ multiple task aktivity

EBM – Evidence Based Medicine

HKK – horní končetiny

KCT - kraniocerebrální trauma

KT - konvenční terapie

MT - multiple

PN – Parkinsonova nemoc

PS – Parkinsonský syndrom

RHB - rehabilitace

RS – rozstroušená skleróza

SOT – Sensory Organisation Test

SS – svalová síla

tzv. – takzvaný/á

UPDRS – Unified Parkinson's Disease Rating Scale

VR – virtuální realita

OBSAH

1	ÚVOD	1
2	PŘEHLED PROBLEMATIKY	3
2.1	Parkinsonova nemoc	3
2.2	Epidemiologie, etiologie a patogeneze	3
2.3	Typy PN	4
2.4	Klinický obraz	5
2.5	Diagnóza	6
2.6	Léčba	8
2.6.1	Farmakoterapie	9
2.6.2	Stereotaktická neurochirurgie	9
2.6.3	Rehabilitace, funkční reedukace, sociální podpora	10
3	PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ A VÝCHODISKA PRO VĚDECKOU ČÁST	13
3.1	Postura	13
3.2	Posturální stabilita a posturální stabilizace	13
3.3	Řízení a kontrola posturální stabilizace	14
3.4	Strategie a mechanismy zajištění posturální stability	17
3.5	Postura pacientů s Parkinsonovou nemocí a důvody rozvoje instability	20
3.5.1	Muskuloskeletální, kardiovaskulární, respirační systém	20
3.6	Rizikové faktory ve vztahu k pádům u pacientů s PN	26
3.6.1	Vnitřní a vnější příčiny pádů	26
3.6.2	Důvody úrazů při pádu a jejich důsledky	29
3.7	Faktory ovlivnitelné fyzioterapeutickou intervencí	29
3.8	Vyšetření pacientů s PN	31
3.9	Terapie posturální instability u pacientů s PN	32
3.9.1	Aerobně-rezistentní trénink	32
3.9.2	Ostatní	34
3.9.3	Computer based therapy – CBT	38
4	PRAKTICKÁ ČÁST	48
4.1	Cíle a pracovní hypotézy	48
4.2	Metodika studie	50
4.3	Soubor pacientů a skupinové charakteristiky	50
4.3.1	První skupina – konvenční typ terapie	50
4.3.2	Druhá skupina – CBT	51
4.4	Metody a prostředky vyšetření	52
4.5	Vyšetření a sledované parametry pro účely studie	52
4.5.1	Svalová síla DKK – flexe a extenze v koleni	52
4.5.2	Sensory Organization Test	53
4.5.3	Jednotná stupnice pro hodnocení Parkinsonovy nemoci (UPDRS, United Parkinson´s Disease Rating Scale)	54
4.5.4	MiniBESTest	56
4.6	Design výzkumu	57
4.6.1	Konvenční typ terapie	58
4.6.2	CBT – Kinect Xbox360	62
4.7	Statistické zpracování a analýza dat	70
4.8	Hodnoty BASELINE vyšetření – sledované parametry	71
4.9	Hodnoty výstupního vyšetření	72
4.10	Celkové změny v jednotlivých testech	73
4.11	Meziskupinové srovnání změn v jednotlivých kvalitách stability v rámci MiniBESTestu	76
4.12	Změny ve svalové síle DKK	78
4.13	Interindividuální změny v rámci SENSORY ORGANISATION TESTu	79
4.13.1	Změny v jednotlivých kvalitách stability v rámci SOT	80
5	VÝSLEDKY	82
5.1	Vědecká otázka č. 1:	82
5.2	Hypotéza č. 1:	83
5.3	Hypotéza č. 2:	85

5.4	Hypotéza č. 3:	87
5.5	Vědecká otázka č. 2:	90
5.6	Hypotéza č. 4:	91
5.7	Hypotéza č. 5:	92
5.8	Vědecká otázka č. 3:	94
6	DISKUSE	96
6.1	Obecné představení problematiky	96
6.2	Posturální instabilita u pacientů s Parkinsonovou nemocí.....	97
6.3	Vyšetření pacientů s PN.....	98
6.4	Terapie posturální instability	100
6.5	Computer based therapy – CBT.....	101
6.6	Kinect Xbox360	102
6.7	Obecné předpoklady a úvahy	104
6.8	Metodika studie.....	105
6.9	Cíle a pracovní hypotézy	108
6.9.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1	108
6.10	Diskuze k vědecké otázce č. 2 a hypotéze č. 4	111
6.11	Vědecká otázka č. 3:	113
6.12	Shrnutí	114
6.13	Limity studie.....	114
6.14	Závěry pro praxi a doporučení	115
7	ZÁVĚR	116
8	REFERENČNÍ SEZNAM	117
9	PŘÍLOHY	128
	I. UKÁZKA DOTAZNÍKU FALL EFFICACY SCALE	128
	II. MINIBESTEST – UKÁZKA VYŠETŘENÍ	130
	III. SOT – UKÁZKA VYŠETŘENÍ	131
	IV. UPDRS III – UKÁZKA VYŠETŘENÍ	133

1 ÚVOD

Významnou součástí klinického obrazu Parkinsonovy nemoci (dále jen PN) a jiných neurodegenerativních onemocnění s projevy parkinsonského syndromu (PS) jsou poruchy stoje a chůze. Progredujícího vývoj PN přináší horšící se posturální stabilitu a z ní rezultující pády. Pády jsou významným rizikovým faktorem vzniku úrazu a posléze ztráty soběstačnosti u pacientů s PN. Podle studie Grimbergenové et al. (2004) téměř 70% pacientů zaznamená pád v průběhu jednoho roku. Pády mají nejen výrazný negativní dopad na zdraví a soběstačnost pacientů, ale představují také značnou psychickou a sociální zátěž pro pacienty s PN.

Zmiňované poruchy posturální stability, chůze a pády bývají často obtížně terapeuticky ovlivnitelné vzhledem k jejich multifaktoriální etiologii. Získaný profit z terapie a jeho přetrvávání bývá takto zásadně ovlivněn.

Fyzioterapie však hraje významnou roli v komplexním rehabilitačním procesu pacientů s PN. Mezi její hlavní cíle patří zvýšení nebo udržení soběstačnosti a bezpečnosti v běžných denních aktivitách, zvýšení celkové fyzické kondice spolu se zlepšením posturální stability a prevence pádů. Tímto nelehkým úkolem se zabývalo několik odborných studií hledajících vhodnou terapeutickou strategii pro zlepšení posturální stability u pacientů s PN. Mezi terapeutické metody užití v těchto studiích patřily prvky z klasické fyzioterapie, tj. nácvik balančních strategií, posilování svalstva trupu a DKK, aerobní cvičení, cueing strategie – vizuální/ zvukové, techniky nekonvenční: tanec, Tai - Chi, karate, ale také trénink chůze na přístroji Treadmill. (Smania et al., 2010; Zettergren et al., 2011, Deane et al., 2001 apod.)

Fenoménem posledních několika let je postupná snaha o implementaci terapeutických postupů pracujících s virtuálním prostředím (např. Nintendo Wii, PS3-Play Station 3, Kinect Xbox360). Objevují se především práce rehabilitace (dále jen RHB) pacientů po iktu nebo starší populace seniorů s poruchami posturální stability. Sledují účinnost herní konzole Nintendo Wii a popisují značnou efektivnost tohoto cvičení. (Brosnan, 2009; Brown et al., 2009) Některé práce také Nintendo Wii testovaly při RHB poruch stability u pacientů s PN, také s příznivými účinky. (Li et al., 2012; Esculier et al., 2012 apod.) Zřídka jsou však publikovány studie využívající herní konzoli Kinect Xbox360 u pacientů s PN.

Motivací pro vytvoření této studie byl předpoklad, že v běžné klinické praxi může terapie na této herní konzoli přispět v redukci poruch stability u pacientů s PN. Domníváme se, že 8 týdenní

CBT RHB program pro pacienty s PN může zvýšit stabilitu u pacientů s PN. Věříme, že CBT může dostatečně ovlivnit rizikové faktory pádů.

Cílem této práce je porovnání dvou navržených terapeutických programů, KT, vycházejícího ze směrnic *Clinical Practice Guidelines* - KNGF (Koninklijk Nederlands Genootschap voor Fysiotherapie - Královské Holandské Fyzioterapeutické Společnosti) a CBT, založeném na cvičení s využitím konzole Kinect Xbox360.

Teoretická část práce podává stručný úvod do problematiky PN. První kapitola pojednává o klinickém obrazu PN, o posturální instabilitě a poruchách chůze. Druhá kapitola uvádí již detailnější přehled problematiky posturální instability a předkládá, z rozsáhlé rešerše současné odborné literatury, přehled rizikových faktorů způsobujících pády. Uvádí soudobý pohled na problematiku posturální stability, její dělení, způsoby vyšetření relevantních parametrů i možnosti jejího ovlivnění. Pro navržení vhodného terapeutického programu dvě podkapitoly podávají ukázkou rozmanitých forem terapie u pacientů s PN s posturální instabilitou. Komplexně hodnotí práce a studie využívající konvenční přístupy, ale také práce, které již v terapii užily některou z forem VR a jejich výsledky.

Výzkumná část práce předkládá popis a náplň dvou terapeutických programů užitých u dvou skupin pacientů s PN (KT a CBT). Cílem této praktické části je zhodnotit úspěšnost dvou navržených terapeutických programů pomocí komparace sledovaných parametrů před a po terapii.

TEORETICKÁ ČÁST

2 PŘEHLED PROBLEMATIKY

2.1 Parkinsonova nemoc

Parkinsonova nemoc je chronicko-progresivní onemocnění nervové soustavy. Je řazena mezi poruchy extrapyramidového systému, konkrétně mezi hypertonicko-hypokinetické syndromy (PS). Parkinsonova nemoc tvoří asi 80 % případů parkinsonismu. (Bareš, 2001).

Lze ji též definovat jako pomalou, plynulou progresi parkinsonského syndromu a řady non-parkinsonských projevů v časové souslednosti. Jedná se o multisystémovou neurodegeneraci, PS většinou s asymetrickou manifestací a s dobrou odpovídavostí na dopaminergní léčbu. (Roth, 2012)

2.2 Epidemiologie, etiologie a patogeneze

Nejčastější manifestace klinické symptomatologie PN je mezi 40. – 70. rokem, s maximem v šesté dekádě, přibližně 10% pacientů však již onemocní před 40. rokem věku (tzv. young onset), 10% po 75. roku věku (tzv. late onset). Prevalence PN ve věkové skupině nad 65 let věku se odhaduje na více než 1/100. Incidence je 16 – 19/ 100 000 obyvatel/rok. (Bareš, 2001; Roth, 2012).

Poměr mezi muži a ženami je takřka vyrovnaný, 1,2:1. Počet úmrtí na PN v populaci je do čtyř případů na 100 000 obyvatel za rok. Léčba L-3,4-dihydroxyfenylalaninem (L-DOPA, levodopa) způsobila v posledních třiceti letech zásadní změnu osudu nemocných. Po zavedení L-DOPY úmrtnost poklesla, průměrná doba přežití vzrostla z 8let na 14let. (Růžička&Roth, 2005, s. 195)

Etiopatogeneze může být velice obsáhlá, zahrnuje široké spektrum faktorů a příčin. Nejpravděpodobnější se jeví teorie o multifaktoriálních vlivech. Hovoří se o vlivech dědičných (defektní geny), vlivech životního prostředí (toxiny) a procesu stárnutí, v jejichž důsledku dochází ke klinické manifestaci onemocnění. Patologické změny při PN se mohou objevit již několik desítek let před manifestací prvních klinických symptomů. (Bareš, 2001)

Doposud akceptované poznatky přisuzovaly primární motorické postižení na podkladě degenerativního zániku neuronů pars compacta substantiae nigrae vedoucího k nedostatku dopaminu ve striatu. Dochází k úbytku pigmentovaných dopaminových neuronů v substantia nigra, a tudíž ke snížení celkového množství dopaminu, který vede k rozvoji klinické neurologické symptomatologie PN. (Bareš, 2001)

Současné výzkumy v problematice patogeneze PN představují novější poznatky a přinášejí nové teorie možného patologického procesu.

Společným neuropatologickým rysem idiopatické PN, demence s Lewyho tělísky a mnohočetné systémové atrofie je vývoj intracelulárních agregátů α -synukleinu, které se postupně rozšiřují do částí nervového systému. Patogenetické mechanismy těchto neurodegenerativních poruch však nejsou známy. Ukazuje se jistá podobnost klasických prionových chorob a těchto neurologických proteinopatií. Priony by mohly být základem průběhu synucleinopatií v nervovém systému. (Angot et al., 2010)

Neurodegenerativní onemocnění jsou obvykle spojena s akumulací intracelulárních nebo extracelulárních proteinových agregátů. Tyto agregáty jsou schopny prostupovat buněčnými membránami, a tak přímo přispívat k šíření neurodegenerativní patogeneze. K neuropatologickým změnám může docházet cestou šíření tzv. „prion-like“ částicemi. Progrese onemocnění je pak spojena s mezibuněčným přenosem patogenních proteinů. Tento přenosový proces infekčních částic mezi buňkami by tudíž mohl být terčem pro nové, chorobu modifikující terapie. (Brundin et al., 2010; Frost et al., 2010)

Akumulace α -synucleinu a patologie u PN obvykle vykazuje kaudo-rostrální (kaudo-kraniální) vzor postupu, postihující v počátečních fázích neurony jader v prodloužené míše.

Studie Ulusoye et al. (2013) prokázala šíření exogenně injikovaného α -synuklein proteinu (jednostranně podaném do vagu u potkanů) do rostrálních mozkových oblastí, kde byly detekovány axonální projekce. Propagace pokračovala ve stereotypním vzoru topografické distribuce na pons, střední a přední mozek. Ovlivněnými oblastmi byly komplex coeruleus-subcoeruleus, raphe dorsalis, hypothalamus a amygdala ipsilaterálně, v menší míře strana kontralaterální vůči injikaci.

Dokazuje to předpoklady, že zvýšená exprese lidského α -synukleinu ve spodním mozkovém kmeni vede k jeho dálkovému kaudo-rostrálnímu šíření, což by mohlo vysvětlit, přinejmenším částečně, kaudo-rostrální vzor progrese a mechanismy pravděpodobně důležité pro patogenezi PN.

2.3 Typy PN

Jankovic et al. (1990) definovali dva základní typy PN, tremor dominantní a akineticko-rigidní.

Typ **tremor dominantní** se vyvíjí pomaleji, demence a kognitivní poruchy se vyskytují méně často. U pacientů, kteří byli diagnostikováni v mladším věku, zůstávají posturální reflexy a kognitivní funkce déle intaktní. Pro pacienty s opakovanými pády a sníženou fyzickou kapacitou bývá prognóza méně příznivá.

U typu **akineticko-rigidního** jsou rigidita a hypokineze iniciálními symptomy. Charakteristické jsou problémy se stabilitou a chůzí (včetně freezingu). Choroba má rychlejší vývoj a současně s přítomností aterosklerózy bývá prognóza horší.

Roth (2012) ještě rozděluje PN podle věku počátku choroby: v mladém věku (young onset), klasický nástup, počátek v pozdním věku (late onset). Dále též podle non-motorických příznaků s pozdně nebo s časnou nastupující demencí a psychózou.

2.4 Klinický obraz

První klinické příznaky mohou být nespecifické a mohou napodobovat jiná onemocnění, nebo se dávají do souvislosti s normálním stárnutím, jako zvýšená únava, ztráta výkonnosti, artralgie, myalgie. Typické klinické projevy PN se vyskytují teprve o měsíce až roky později a průběh jejich vyjádření je značně individuální. Ve většině případů jsou počáteční příznaky jednostranné, následují axiální příznaky, a po roce až dvou dochází k projevům i na druhostranných končetinách. (Růžička, 2000, str. 71 - 72)

Mezi základní **motorické příznaky** PN patří třes, rigidita, hypokineze a posturální instabilita s poruchami chůze. Hypokineze, pojem obecněji vyjadřující povšechnou redukci pohybu, bývá dále podrobněji specifikován. Rozvíjí se o termíny tzv. akineze, hypokineze a bradykineze.

Akineze je fenomén, kdy dochází u nemocného k poruchám iniciace, neboli zahájení pohybu. Tato skutečnost sehrává významnou úlohu při narušení posturální stability vlivem vnějšího podnětu, jelikož způsobuje opoždění posturální odpovědi a neschopnosti včas a adekvátně reagovat a zabránit případnému pádu.

Hypokineze vede ke snižování amplitudy pohybů, což zhoršuje možnost využití posturální obranných strategií, například strategie ukročení. (Růžička, 2000; Shumway-Cook&Woollacott, 2007)

Bradykineze vede k povšechnému zpomalení prováděných pohybů, s analogickými důsledky.

Tato trias příznaků bývá zpočátku typicky jednostranně nebo asymetrickě vyjádřená, s převahou na akrech. Časnými hypokinetickými projevy bývají mikrografie, hypomimie, hypofonie a také ztráta synkinezí při chůzi.

Rigidita se projevuje zvýšením klidového tonu a ztuhlostí svalů, které kladou plastický odpor bez závislosti na rychlosti při aktivním i pasivním pohybu příslušného segmentu.

Třes, typický pro PN, je klidový, převážně akrální o frekvenci 4–6 Hz, který ustupuje při volném pohybu. V pozdějších stádiích onemocnění charakterizuje posturální poruchy flekční držení trupu, nejistota ve stoji a narušená chůze.

Chůze je šouravá drobnými kroky, objevují se zárazy a náhlé pulze, které vedou mnohdy k *pádům*. Asi 5 let po počátku choroby se objevují poruchy stability. Časté pády se rozvíjejí řádově 10 let od nástupu první symptomů, avšak nebývá výjimkou ani dřívější výskyt instability a občasných pádů. Vlivem dlouhodobé léčby dochází k fluktuacím a rozvoji např. polékových dyskinez.

Non-motorickými příznaky PN již od časných stádií bývají *vegetativní poruchy* jako obstrukce a seborrhoea. Dále pozorujeme hypersalivaci, dysfagii, polékovou nauseu a hypotenzi, pocení, hubnutí a také sexuální poruchy.

Neuropsychiatrické změny zahrnují: premorbidní osobnost, bradyfrenii, depresi, anxiету, apatii, izolované kognitivní deficity (zvláště exekutivní dysfunkce) a demenci, polékové psychotické stavy a poruchy kontroly impulsů (hypersexualita, patologické hráčství, nakupování, jedení, puding dopamin - dysregulační syndrom).

Narušen bývá *i rytmus spánku a bdění*. Časté jsou insomnie, fragmentace spánku, ospalost, imperativní usínání. Z nedostatečného odpočinku plyne i zvýšená únava pacientů s PN.

Senzorické a senzitivní poruchy se týkají hyposmie, anosmie, poruch barevného rozlišování a kontrastní senzitivity (bolest, dysestezie). (Bareš, 2001; Kaňovský, 2003; Roth, 2012)

2.5 Diagnóza

Diagnóza PN je založena na cílené anamnéze a klinickém neurologickém vyšetření. PN je klinicky pravděpodobná, jsou-li přítomny nejméně dva ze čtyř hlavních příznaků (hypokineze, rigidita, klidový třes, poruchy stoje a chůze), onemocnění má plynule progresivní průběh, nejsou nalezeny žádné další příznaky, a není prokázána žádná jiná choroba, která by mohla vyvolat parkinsonský syndrom. Podpurným anamnestickým znakem je jednostranný počátek příznaků (v 60 – 70 %

případů to bývá akrální klidový třes končetiny) či jejich přetrvávající asymetrie. (Roth, 2012; Nevšimalová et al., 2005)

Hlavním diagnostickým testem je ověření odpovědi na dopaminergní podnět, L-DOPA test a apomorfínový test, s jasným zlepšením motorické symptomatiky, což potvrdí zachování reaktivity dopaminových receptorů ve striatu. Porucha hybnosti má tudíž nesynoptickou (nonsynaptickou) příčinu a diagnóza PN je velice pravděpodobná. Pokud však nemocný na dopaminergní podnět nereaguje, svědčí to pro postsynaptické postižení striata nebo navazujících drah a jader, a jedná se o PS jiného původu než PN. Nejtypičtějším histopatogenetickým nálezem u PN jsou Lewyho tělíska, acidofilní solidní kulovité nitrobuněčné inkluze charakteristicky se vyskytující v BG a v mozkovém kmeni v oblasti substantia nigra. (Bareš 2001, Kaňovský 2003, Nevšimalová et al., 2005)

Diferenciální diagnóza PS

PN je nejčastější příčinou PS, charakterizovaného kombinací hypokineze, rigidity, třesu a posturálních poruch. Asi 10 % případů PS tvoří součást klinického obrazu jiných neurodegenerativních onemocnění a 10 % tzv. sekundárních PS vzniká při získaných postiženích BG mozku různého původu. Obecně platí, že jak u neurodegenerativních onemocnění mimo PN, tak u sekundárních PS se jedná o postsynaptický typ postižení, u něhož dopaminergní léčba nebývá účinná.

Mezi symptomatické (sekundární) PS jsou řazeny:

- polékový
- toxický
 - exogenní: Mn, CO, MPTP, metanol
 - endogenní: Wilsonova nemoc (Cu), Fahrova nemoc (Ca)
- traumatický (encefalopatia pugilistica)
- postencefalitický
- vaskulární
- u normotenzního hydrocefalu

Mezi PS u degenerativních onemocnění nervového jsou řazeny:

- multisystémová atrofie
 - striatonigrální degenerace
 - olivopontocerebellární atrofie

- Shy-Dragerův syndrom
- progresivní supranukleární obrna (Steele-Richardson-Olszewski)
- demence s Lewyho tělísky
- Alzheimerova nemoc
- Westphalova forma Huntingtonovy nemoci
- některé spinocerebelární degenerace, palidonigrální degenerace, kortikobazální degenerace (Roth, 2012; Bareš, 2001)

2.6 Léčba

Léčba PN v současné době ještě nedokáže chorobu trvale zastavit, nebo dokonce vyléčit, ale příznaky PN se daří účinně a dlouhodobě potlačovat. Slouží k tomu kombinace léčebných postupů farmakologických, neurochirurgických, v neposlední řadě též léčebné rehabilitace, pohybové reedukace a sociální podpory.

Strategie léčby je obecně volena podle stádia choroby. Terapeutické algoritmy časných stádií choroby zahrnují především farmakologickou intervenci. K dispozici je řada dopaminergních a nedopaminergních léků, které jsou používány na základě empirických zkušeností k potlačení příznaků PN. Pro některé z těchto preparátů existují i dostatečné důkazy z oblasti EBM (L-DOPA, agonisté dopaminu – dihydroergokryptin, pergolid, piribedil, pramipexol, ropinirol a rotigotin), MAO-B inhibitory – selegilin a rasagilin). (Roth, 2012; Nevšimalová et al., 2005)

Po několika letech stabilizace klinického stavu se při léčbě L-DOPA objevují fluktuace (kolísání) stavu hybnosti, především motorické. Účinek jednotlivých dávek L-DOPA se progresivně snižuje, přidávají se dyskineze (abnormní, mimovolní pohyby). Kromě komplikací motorických se mohou objevit i komplikace non-motorické, jejichž symptomatologie může výrazným způsobem modifikovat léčebný plán pozdních komplikací PN, např. tzv. wearing - off fenomén. (Bareš, 2010)

U části pacientů s pozdními komplikacemi PN je indikována neurochirurgická léčba – tzv. funkční stereotaktická operace.

Veškeré medikamentózní působení by měla již od počátků choroby doprovázet intenzivní a cílena rehabilitační léčba v podobě fyzioterapie, která si klade za úkol působit na konkrétní problematické oblasti hybnosti, specifické pro dané stádium choroby. (fáze časná, střední, pozdní dle KNGF Guidelines, 2004)

2.6.1 Farmakoterapie

Nedostatečná dopaminergní funkce je potencována jednak substitucí dopaminu L-DOPOU, tj. prekurzorem dopaminu, který prochází hematoencefalickou bariérou, jednak agonisty dopaminových receptorů. Obecně lze říci, že na dopaminergní terapii reagují nejlépe motorické příznaky sdružené do klasické triády tremor-brady/hypo/akineze-rigidita, zatímco axiální a další příznaky reagují méně, někdy dokonce vůbec. (Rektor, 2009)

Valkovič (2004) uvádí, že v případě symptomů vázaných na OFF stav (freezing, rigidita, bradykineze), je třeba zvýšit dávku dopaminergní léčby. Avšak většina posturálních abnormalit na dopaminergní léčbu nezabírá, často je spíše zhoršuje.

V případě zhoršení stavu v důsledku nadměrné dopaminergní stimulace je třeba léčbu citlivě redukovat vzhledem k možným komplikacím, jakými jsou zvýšení dyskinéz, ortostatická hypotenze, halucinace aj. Navzdory nesporným výhodám je medikamentózní intervence často nedostatečná v prevenci některých faktorů vedoucím k rozvoji pádů. Důvodem je pravděpodobně omezená odpovědnost řady motorických poruch (např. posturální instability nebo freezingu) na dopaminergní léčbu. (Bloem et al., 1996)

2.6.2 Stereotaktická neurochirurgie

Progresivní se v současné době jeví chronické (hluboká) mozkové stimulace (deep brain stimulation, DBS) jako metoda volby v léčbě pozdních komplikací PN. Cílem stereotaktické operace mohou být:

- talamus (ventrální intermediální a ventroposterolaterální jádra talamu)
- pallidum (vnitřní část)
- ncl. subthalamicus (v současné době preferovaný cíl). (Bareš, 2010)

I její vliv na posturální instabilitu je však často velmi různorodý a často i omezený. (Berger, 2005)

Přesto je chronická DBS nejúčinnější metodou pro léčbu hybných symptomů a komplikací léčby u pokročilé PN. (Rektor, 2009)

2.6.3 Rehabilitace, funkční reedukace, sociální podpora

Dle směrnic *Clinical Practice Guidelines - KNGF*, (2004) by měl být algoritmus fyzioterapeutické intervence koncipován na tři základní kategorie, podle stádií choroby. Tyto kategorie jsou charakterizovány specifickou problematikou motorických a non-motorických poruch pro dané stádium a současně oblastmi fyzioterapeutického působení. Dělení je následující: role kinezioterapie v časné (počáteční) fázi, fáze střední a fáze pozdní.

1. Fáze časná (*Early phase*)

V této fázi onemocnění pacient většinou má minimální nebo nemá (nevnímá) vůbec žádné omezení. Ve vztahu škálování progresu choroby dle Hoehnové a Yahra je klasifikováno stupni 1-2,5.

Hlavními body intervence jsou:

- prevence inaktivity (hypokineze, snížení celkové kardiorepirační výkonnosti)
- prevence rozvoje strachu z pohybu a pádů
- zvýšení fyzické kapacity (aerobní kapacita, svalová síla, kloubní mobilita)

Faktor strachu může v dalším průběhu nemoci nepříznivě narušovat rovnováhu a chůzi, proto je jeho ovlivnění ihned v počátcích velmi důležité. Z tohoto důvodu je efektivní zařadit do první fáze rehabilitačního procesu trénink, který zlepší sebevědomí, pocit jistoty a schopnost ovládat vlastní tělo v situacích, kdy hrozí nějaké riziko zavrátání nebo pádu. (KNGF, 2004)

Zásadní je zaměřit se na zlepšení svalové síly DKK a nácvik individuálních rovnovážných strategií, včetně překonávání různých bariér v domácím i vnějším prostředí.

V neposlední řadě je významným důvodem pro neodkladné zahájení fyzioterapie možnost využití určité plasticity mozku, a to především v časné fázi onemocnění, kdy můžeme aktivovat určité „funkční rezervy“ CNS, a zvýšit tak potenciál pro nácvik nových motorických dovedností. Pomocí souboru specifických cvičení můžeme oslovit nepoškozené oblasti mozku zajišťující pohyb a „obejít“ tak okruhy spojené s porušenými BG. Především pomocí metodik využívajících facilitačních (usnadňujících) podnětů lze pravděpodobně vytvořit „další funkční spoje“ mezi nervovými buňkami mozku. To umožní nácvik nových pohybových dovedností a náhradních stereotypů pro funkce, jež se navzdory léčbě nepodařilo plně obnovit. (Hoskovcová, 2010, str. 5 - 7)

2. Fáze střední (Mid phase)

V této fázi se u pacientů začíná rozvíjet závažněji vyjádřená symptomatika. Roste problematika stability a zvyšuje se riziko pádů. Pacienti spadají do stupně 2 – 4 dle Hoehnové a Yahra. Zásadním úkolem je pokud možno udržet aktivitu pacienta, případně ji ještě dále rozvíjet a stimulovat. Terapie se zaměřuje na tyto oblasti:

- přesuny (transfery)
- postura
- dosahování a uchopování (limits stability)
- balance (stabilita)
- chůze

V terapii jsou již využívány tzv. cognitive movement strategies – kognitivní pohybové strategie, kdy je daný pohyb rozfázován na logicky navazující dílčí části, a ty pacient za vědomé kontroly provádí. Dále se uplatňují i tzv. cueing strategie, neboli podnětové strategie pro iniciaci pohybu (zrakové, zvukové, taktilní). (KGNF, 2004)

3. Fáze pozdní (Late phase)

Pozdní fáze je vyjádřena výraznou disabilitou pacienta. Často je již ležící na lůžku, nebo odkázán na vozík. Chůze se stává velice problematickou, spíše již nemožnou. Klasifikována je 5. stupněm dle Hoehnové a Yahra. V této fázi choroby se terapie dominantně zaměřuje na udržení vitálních funkcí (dechové funkce, příjem potravy, rehabilitační ošetřovatelství – prevence kontraktur, dekubitů, otoků apod.) (KGNF, 2004)

Spolu s předešlými pravidly z předcházejících fází se v pozdní fázi terapie zaměřuje i na snižování muskuloskeletálních komplikací (bolesti zad, ramen, krční páteře).

Obecně je doporučováno zahájit pohybovou aktivitu co možná nejdříve po stanovení diagnózy a maximalizovat možné využití zachovalého potenciálu, a vytvořit tak pro organismus funkční kapacity pro další fáze choroby.

Nedílnou součástí a předpokladem úspěšného boje pacienta s chorobou je také podpora ze strany rodiny, celé společnosti, a stabilní zázemí. Okolí pacienta by mělo vzájemnými silami hledat příležitosti k zapojení pacienta s PN do společenských aktivit a událostí. Existují i společenské or-

ganizace a občanské aktivity na podporu nemocných s PN (Společnost Parkinson). (Růžička & Roth, 2005)

3 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ A VÝCHODISKA PRO VĚDECKOU ČÁST

3.1 Postura

Posturu chápeme jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, především proti gravitaci. Je součástí jakékoli polohy, a především také pohybu těla. Tvoří základní podmínkou pohybu. Při pohledu na posturální funkce rozlišujeme posturální stabilitu a posturální stabilizaci. (Kolář, 2009, str. 38 – 40)

3.2 Posturální stabilita a posturální stabilizace

Posturální stabilita

Posturální stabilita není procesem statickým, nýbrž dynamickým, kdy se řídicí systém neustále snaží čelit přirozené labilitě pohybové soustavy. Nejde tedy o jednorázové, ale kontinuální zaujímání stálé polohy. Jedná se tak o schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému, anebo nekontrolovanému pádu. (Kolář, 2009, str. 38 – 40)

Massion (1994) posturální stabilitu vyjadřuje jako výsledek posturální kontroly, zahrnující mechanismy udržující pozici těla v prostoru a jeho orientaci.

Bez regulace posturálního držení, balance těžiště a multisenzorické adaptace na okolí bychom ztratili rovnováhu již při jednoduchých pohybech paží. (Martiník, 1981).

Stabilita je ovlivněna biomechanickými a neurofyziologickými faktory.

Základní podmínkou stability ve statické poloze je, že se musí těžiště v každém okamžiku promítat do opěrné báze. Pokud se vektor tíhové síly při statické zátěži nepromítá do opěrné báze, je tato zásada porušena. Poté musí být udržování rovnováhy zajištěno vyšší svalovou aktivitou. (Kolář, 2009, str. 39 – 40)

Posturální stabilizace

Zajišťování posturální stabilizace je velice komplexním úkolem, skládajícím se z příjmu informací ze sensorů o pozici segmentů vůči tělu a těla v prostoru v kontextu k prováděné činnosti nebo zamýšlenému cíli, neustálé zpětnovazebné kontroly, a následné generace adekvátní motorické odpovědi. (Králíček, 2011)

Je procesem aktivního udržování segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem. K jejímu zajištění je nutný neustálý přísun informací, prostřednictvím různých typů senzorů, dále integrativní a výkonná činnost CNS a funkční pohybový (muskuloskeletální) systém. (Vařeka, 2002b)

3.3 Řízení a kontrola posturální stabilizace

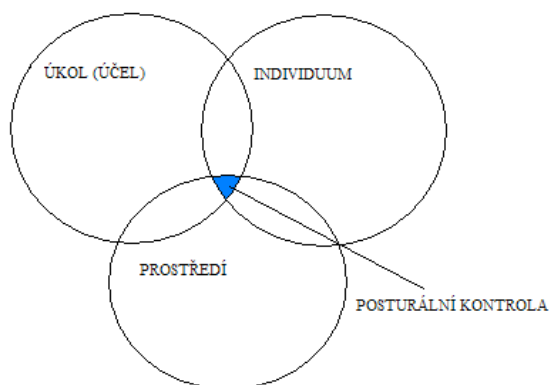
Vzpřímené držení těla je zajištěno spolupodílem tří hlavních částí: řídicí, senzorické a výkonné.

1. CNS svou *řídicí* funkcí přijímá informace z vnějšího i vnitřního prostředí, a vyhodnocuje je.
2. *Senzorická* složka je tvořena systémem somatosenzorickým, vizuálním a vestibulárním.
3. *Výkonná* složka, generující adekvátní pohyb, je tvořena kosterním svalstvem. (Vařeka, 2002a)

Posturální kontrola vyžaduje kontrolu těla za účelem jeho vlastní stability (*Posturální stabilita* viz kap. 3.2) a také orientaci vůči prostředí, neboli schopnosti optimálního nastavení tělesných intersegmentálních vztahů (pozice končetin vůči trupu) a současně regulaci vztahu těla vůči prostředí (jeho adaptace na změny apod.). Podstatná je rovněž složka volní (účelová - task oriented), tedy vlastní záměr vycházející z určité motivace z CNS.

Optimální posturální kontrola vyžaduje vzájemnou interakci, a integraci jednotlivých komponent mezi sebou (vzájemný průsečík). (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 158-161)

Obr. 1 Vztah jednotlivých komponent na zajištění posturální kontroly (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, str. 158)



V úloze zajištění vzpřímeného postoje a rovnováhy se uplatňují tři základní systémy. Jedná se o systém *somatosenzorický*, *vizuální* a *vestibulární*. Nedílnou součástí je též participace kognitivní složky a celkové integrace na úrovni CNS.

I. Systém somatosenzorický (proprioceptivní)

Somatosenzorický vstup je dominantním systémem podílejícím se na udržení posturální stability v klidném stoji. (Vařeka, 2002b)

Lze jej rozdělit na dvě části. Jde na jedné straně o modalitu kožního cití s termickými, taktilními a nociceptivními receptory, a na druhé straně o samotný proprioceptivní vstup, který podává informace o vzájemné poloze segmentů těla ve statické (statestezie), ale současně i dynamické (kinestézie) situaci. Významnou úlohu v zajištění stability hrají informace přicházející z tlakových receptorů plošky, jelikož podávají informaci o tlakovém zatížení kontaktní plochy, a tak představu pozice těla. Proprioceptory šíjové oblasti mají důležitou úlohu v integraci celkové aference ze všech tří systémů, jelikož vypovídají o vzájemném vztahu hlavy vůči krční páteři a zbytku těla. (Králíček, 2011)

II. Systém vizuální

Zrakem získáváme až 90% informací o vnějším prostředí. Vizuální kontakt s prostředím nám poskytuje představu o umístění hlavy a těla v okolním prostoru, eventuálně pohybu a rychlosti, a může tak kompenzovat a korigovat nesprávné informace přicházející z jiných aferentních vstupů. Periferní vizuální fixace je vlastnost vizuálního systému, který na základě optického obrazu okolí informuje centrální rovnovážnou oblast o postavení lidského těla vzhledem k vnějšímu světu. (Králíček, 2011)

Zrak má jako distanční receptor zásadní úlohu při celkové orientaci v prostoru a především při anticipaci změn působení zevních sil a při pohybu. (Vařeka, 2002b)

III. Systém vestibulární

Vestibulární systém je součástí obou vnitřních uší. Detekuje polohu a pohyb hlavy v prostoru ve smyslu lineárního a úhlového zrychlení. Signál o nich je pak vestibulárním nervem veden do rovnovážné centrální oblasti v mozkovém kmeni. Zajišťuje posturální reflexní reakce udržující hlavu a trup ve vzpřímené poloze, a vestibulookulomotorický reflex umožňující udržet oči fixované na nazíraný objekt při změnách polohy hlavy. Avšak schopnost samotného vestibulárního systému je

v úloze zajištění posturální stability, bez interakce s ostatními systémy, nedostatečná. (Králíček, 2011)

IV. Kognice

Kognitivní podíl na řízení stability je diskutován jako jistá nutná míra soustředění a pozornosti pro danou situaci. Signifikantně bylo dokázáno, že kontrola stability vyžaduje ještě značný podíl pozornosti (attentional requirement). Pozornost (attention) je informačně-procedurální kapacita individua, která je pro každého nějak limitní a každá situace či činnost vyžaduje jiný podíl této kapacity. To znamená, že pokud jsou např. prováděny dva úkoly současně a vyčerpají totální pozornostní kapacity, dojde k selhání provádění jedné, nebo i obou činností. Klinická zkušenost ukazuje jako vhodné testovat právě tuto schopnost pozornosti i na simultánně prováděný úkol spolu s primární dominantní činností, tzv. dual task. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 170-175)

V. Integrace v CNS

Multisenzorický vstup hraje roli v úloze zajištění posturální stability při udržování vertikály, ale současně i při působení rušivé zevní síly. Tato redundantní aferentace je potřebná z několika důvodů. Podněty působící rušivě na rovnováhu, nestimulují celý senzorický set, jelikož každý senzor reaguje na jiné modality podnětu, a také platí, že každý senzor má jiný práh dráždivosti, při kterém reaguje. Uvažovat lze také možnost zastoupení poškozeného systému jiným. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 169-176)

CNS zpracovává a adaptuje přicházející senzorické informace na základě požadavků pro udržování stability. Jinak pracuje ve statické poloze, za podmínek klidného stoje, jinak v reaktivní a dynamické situaci.

Senzorické strategie v klidném stoji

V klidném stoji je role zraku zásadní. Děti a senioři mají sníženou schopnost dostatečně integrovat a adaptovat další informace ze somatosenzorů a vestibulárního systému v případě missaférentace z vizuálního systému a vykazují na zraku větší závislost. Zatímco u dospělých nedochází při oscilaci zrakového vstupu k tak výrazným titubacím (viz Sundermier et al., 1996 In Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 176). Složka somatosenzorická rovněž hraje důležitou roli v udržování stability v klidném stoji, v menší míře pak systém vestibulární. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 176-177)

Senzorické strategie za dynamické situace

Úloha a dominance somatosenzorického systému stoupá v případě destabilizace v horizontální rovině. Odpověď na destabilizaci přichází nejrychleji ze somatosenzorů – 80-100ms, zatímco z vizuálního vstupu s latencí 200ms. Vestibulární signalizace ke svalové kontrakci při horizontální destabilizaci (horizontal displacement of the feet) byla asi 10 krát nižší, než ze somatosenzorického systému. Nezapustitelnou úlohu však má i vizuální a vestibulární vstup. Např. pomalé klopení podložky vzad vede k dorzální flexi v hlezenním kloubu a protažení m. gastrocnemius, což je destabilizující a vedlo by k posunu těla vzad. V závislosti na integraci vizuálního a vestibulárního vstupu však nedojde k destabilizaci. Při situacích rotačních stoupá úloha systému vestibulárního, schopného detekovat úhlové zrychlení pomocí tří semicirkulárních kanálů. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 177-178)

3.4 Strategie a mechanismy zajištění posturální stability

Udržování posturální stability a stabilizace je závislé na poloze, situaci a podmínkách, při kterých je nutné rovnováhu zajistit. Různé nároky na její udržování spustí potřebné programy a uplatní potřebné mechanismy.

Posturální pohybové strategie se uplatňují v obou režimech kontroly, tzv. režim feedforward a feedback.

Feedforward

Feedforward kontrola se vztahuje k posturální odpovědi generované na očekávaný (anticipace) volní pohyb, který potenciálně destabilizuje posturu. Vytváří se posturální pozadí pro pohyb. (např. postavení se na jednu nohu, přenos těžiště, zvednutí břemene apod.)

Feedback

Feedback kontrola odpovídá na aferentaci přicházející ze senzorických vstupů do CNS (vizuální, vestibulární, somatosenzorický) z okolního prostředí (např. neočekávané zakopnutí, vychýlení těžiště postrčením, uklouznutí). (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 165-166)

Posturální kontrola se moduluje také na základě předchozí zkušenosti a pohybového záměru. Je aktivní, adaptivní a centrálně řízená. (Horak, 1997)

Podle míry rychlosti změny a intenzity působící síly narušující stabilitu jsou automaticky vybírány strategie k jejímu zajištění. V situaci narušené posturální stability je zvolen specifický pohy-

bový program, neboli strategie, charakteristická pohotovostí nástupu motorické odpovědi. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 166)

Posturální strategie

Horak a Nasher (1986) popisují *kotníkovou, kyčelní a krokovou strategii*. Reflektují rychlost a velikost působící destabilizační síly. Na pomalu působící sílu se uplatní strategie kotníková, rychlá destabilizace spustí kyčelní strategii. Při překročení adaptivních kapacit těchto dvou strategií přichází strategie kroku, někdy pád.

I. Strategie kotníková (Ankle Strategy)

Kotníkový mechanismus je používán především ve směru antero-posteriorním. Uplatňuje se při pomalé změně těžiště, potažmo pomalém impulzu působení rušivé síly. (Vařeka, 2002b)

Svalová aktivita se odvíjí od směru působení rušivé síly. V případě, že se pohybuje podložka, na které stojíme *směrem vzad*, bude posturální odpověď především z muskulatury dorzální strany těla. Svalová aktivita začíná s latencí 90 – 100ms po destabilizaci v mm. gastrocnemii, pokračující po 20 – 30ms na hamstringy (m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris), až na paravertebrální svalstvo. V situaci posunu podložky *vpřed* se aktivuje dominantně muskulatura ventrálně uložená. Zúčastněny jsou distálně uložené svaly na noze, poté m. tibialis anterior, m. quadriceps, břišní svalstvo. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 167)

II. Strategie kyčelní (Hip Strategy)

Reaguje na rychlé změny těžiště při působení větších zevních sil. (Vařeka, 2002b)

Při destabilizaci těla *vzad* se zapojují svaly břišní a m. quadriceps, při destabilizaci *vpřed* hamstringy a paravertebrální svalovina. Vždy je současně aktivní svalovina pro laterální stabilizaci pánve a velmi zásadní úlohu ve stabilizaci antero-posteriorní i latero-laterální má m. tensor fasciae latae. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 168)

Tato strategie pracuje také více v laterolaterálním směru. (Vařeka, 2002b)

III. Strategie kroková (Stepping Strategy)

Pokud je v labilních polohách hranice bezpečného udržení CoP (a CoG) v oporné bázi překročena, řídicí systém zvolí k obnovení posturální stability dynamickou strategii. Jedná se o mechanismus úkroku, nebo uchopení pevné opory v okolí. Pokud ani dynamická reakce není dostateč-

ná ke zvládnutí situace, systém „rezignuje“ a přechází na program „preventivního“ řízeného pádu. (Vařeka, 2002b)

IV. Řízený pád

Pokud CNS vyhodnotí narušení posturální stability tak, že již není možné statickými nebo dynamickými mechanismy zajistit posturální stabilitu, uplatní se ve fyziologické situaci program řízeného pádu. Pro zmírnění nárazu, dopadu a zranění hlavy a obličeje, se uplatňují obranné reakce, například pohyby horních končetin ve směru pádu. Podmínkou uplatnění programu je však kvalitní pohybová koordinace se zachovalou řídicí i výkonnou funkcí. (Vařeka, 2002b)

Toto však neplatí u pacientů s PN, u nichž jsou posturální obranné reakce zpomaleny a často nemohou tuto strategii využít. (Růžička, 2000, str. 103)

Strategie klidové, reaktivní a proaktivní

Schopnost koordinace vztahu mezi bází opory a těžištěm těla vyplývá z kombinace *reaktivních a proaktivních* strategií. Tyto strategie jsou velice flexibilní a mění se a přizpůsobují na základě vnějších vlivů a podmínek lidského těla.

- I. *Klidová stabilita* je za situace, kdy nepůsobí žádný rušivý zevní stimul.
- II. *Reaktivní balanční strategie* se uplatňují v situacích, kdy se tělo musí vypořádat s neočekávaným vychýlením. Na základě vyhodnocených informací ze senzoričkových vstupů je spuštěna reakce, tzv. předprogramované svalové synergie, které zamezí ztrátě stability.
- III. *Proaktivní balanční strategie* přednastavují posturu, tzv. atitudu, ještě předtím, než je vykonán zamýšlený pohyb. Uplatňují se tedy před provedením volního pohybu. Tyto reakce nastavují posturální systém tak, aby se nemohlo uplatnit předvídatelné vychýlení, které by narušilo vzpřímené držení těla. Před uplatněním hlavních výkonných svalů, méně než 50ms, jsou aktivovány svaly, umožňující posturální výchyly kompenzovat. (Maki et al., 1997)

Proaktivní (anticipatorní) strategií jsou tělesné segmenty nastavovány před zamýšleným pohybem tak, aby nastala situace, např. chytání míče, překročení stupínku, postavení se na špičky či stoj na jedné noze, nevedla ke ztrátě stability. Anticipatorní posturální aktivita je také závislá na předchozí zkušenosti a učení. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 182–183)

Abnormality v modulaci svalové aktivity v posturální odpovědi pro zachování stability a modulace ve výběru vhodných strategií u PN popisují následující kapitoly.

3.5 Postura pacientů s Parkinsonovou nemocí a důvody rozvoje instability

Zatímco na počátku onemocnění se těžší poruchy stability stoje či pády obvykle nevyskytují a spíše by zpochybnily diagnózu PN, u pokročilých forem se mohou rozvinout závažné poruchy stoje a chůze, značně omezující soběstačnost. (Růžička, 2000, str. 102)

Dle směrnic *Clinical Practice Guidelines-KNGF* (2004) předkládáme obecnou strukturu systémů, ve kterých jsou pacienti s PN omezeni ve vztahu ke stabilitě. Jedná se o systémy:

- Muskuloskeletální, kardiovaskulární, respirační
- Senzorické funkce a bolest
- Mentální funkce
- Ostatní

3.5.1 Muskuloskeletální, kardiovaskulární, respirační systém

Tab. 1 Přehled problematických oblastí v hybném a kardiorepiračním systému (KNGF, 2004, str. 20-22)

SUBSYSTÉM	PROJEVY, KLINICKÝ OBRAZ, DŮSLEDKY
Typické znaky PN	Rigidita, tremor, hypokineze, bradykineze, akineze, poruchy stoje a chůze
Chůze	Snížená délka, výška, rychlost kroku, omezení trupové rotability, pokles souhybu HKK
Postura	Změny v držení těla – inklinace do flexe, často v kombinaci s lateroflexí
Svalová funkce	Zhoršená svalová funkce (snížení síly, vytrvalosti a délky svalu) a porucha adekvátního náboru motorický jednotek
Kloubní funkce	Zhoršená hybnost
Vytrvalost	Snížení aerobní kapacity
Riziko pádu	Snížení posturální reaktivity, abnormální regulace posturální odpovědi, zvýšené riziko pádů
Wearing off	On/Off fáze, ortostatická hypotenze, dyskineze/freezing

Tab. 2 Limitace v aktivitách (KNGF, 2004, str. 23)

AKTIVITA/SYSTÉM	PROJEVY
Transfery	<ul style="list-style-type: none"> - sedání a vstávání ze židle/z postele - nastupování a vystupování z vozidla - otáčení v posteli/ve stoji - nastupování a slézání z bicyklu
Postura	<ul style="list-style-type: none"> - tendence k inklinaci trupu vpřed do flexe
Dosahování a úchopy	<ul style="list-style-type: none"> - osobní hygiena a jiné (čištění zubů, toaleta, oblékání) - domácí práce - problémy se psáním (mikrografie)
Balance/Stabilita	<ul style="list-style-type: none"> - přesuny - změna polohy a pozice těla - chůze do a ze schodů - otáčení
Chůze	<ul style="list-style-type: none"> - začátek, zastavení, otočka - freezing v chůzi, riziko pádů - problémy v dual task aktivitách s rizikem pádu - překážky na trati (prahy dveří apod.) - dlouhé vzdálenosti

Podmínky biomechanické komponenty

Rozvojem choroby dochází k postupné změně v postuře nemocného. Pro udržování posturální stability se stává flekční držení trupu, šíje a končetin nevýhodné. Narušena je nejenom pohyblivost (flexibilita) trupu, ale dochází i k následnému oslabování extenzorových skupin trupu a DKK, převahou zmíněné flekční dominance. Následně se mění také těžiště těla. (Růžička, 2000, str. 80–81)

Obr. 2 Typická postura osoby s Parkinsonovou nemocí



Podmínky motorické komponenty

I. Stabilita v klidném stoji

U vyšetření pacientů provedených ve statickém, klidném stoji, bez vnějšího rušivého stimulu, tzv. statické posturografie jsou zaznamenávány změny výchylek CoP v čase. Výzkumy provedené Scholzem et al. (1987), stejně tak Schiepattim et al. (1999), prokázaly, že se kvalita stoje u pacientů s PN neliší od zdravé populace. Horaková (1992) také popisuje snížení výchylek CoP u pacientů s PN v klidovém stoji.

Pacienti s PN vykazují v klidném stoji o normální bazi charakteristicky vyšší stabilitu, než za jiných podmínek. Rigidita postury vede k typicky nízkým výchylkám CoP s minimálními titubacemi. (Kaňovský, 2003; Vařeka, 2002b)

Mohou však mít i v klidu nebo spíše při pohybu náhlé tendence k pádu bez poruchy vědomí, tzv. *pulze*. Tyto tendence jsou subjektivně indukované pocitem výkyvu těžiště, nejčastěji dopředu či nazad (*propulze, retropulze*). Vliv skutečně porušeného těžiště zřejmě nemá při vzniku pulzí velký význam, protože pacienti s těžkou anteflexí trupu nemívají více anteropulzí, než pacienti relativně vzpřímení. Spíše se jedná o problematiku posturální reaktivity. (Růžička, 2000, str. 103)

II. Stabilita za labilních podmínek

Posturální reaktivita

Adekvátnost a účinnost posturálních reakcí závisí na normální, nenarušené funkci výkonného, ale také řídicího a integračního systému. PN přináší typické fenomény v abnormalitě těchto systémů, z čehož plyne následná problematika kvality udržování posturálního zázemí, odpovídající schopnosti kompenzace výchylek těžiště a narušené stability.

- **Rigidita** – Podíl rigidity na posturální instabilitu u pacientů s PN hodnotila i studie Bartoliče et al. (2005), která potvrdila zlepšení parametrů posturální stability po snížení rigidity u pacientů s PN.
- **Příznaky hypertonicko-hypokinetického syndromu: hypokineze, bradykineze, akineze** – Tato charakteristická trias zhoršuje potřebné možnosti využití posturální obranných strategií, například strategii ukročení, adekvátní motorické reakce apod. (Růžička, 2000; Shumway-Cook, 2007)

- **Trupová kontrola** – Studie van der Burga et al. (2006) zkoumala u pacientů s PN schopnost udržování stability v sedu na labilní polokouli a prokázala, že u nich dochází k výraznějším výchylkám CoP, oproti stejně starým normám, přičemž největší nestabilita byla prokázána u pacientů, u kterých se pády již vyskytly. Tito autoři tak prokázali, že pacienti mají narušenou schopnost trupové kontroly a korekce při zajišťování posturální stability, což může souviset i s posturální instabilitou a rizikem pádů.
- **Posturální reflexy (reaktivní, proaktivní)** – S poruchami stability souvisí také dysfunkce posturálních a vzpřimovacích reflexů, posturálních a ochranných reakcí bránících pádům. Nejde však o jejich defektnost, spíše však neschopnost porušeného systému BG vybírat ideální strategie a adekvátně motoricky odpovídat. (Jankovic, 2008; Růžička, 2000) Motorické programy nejsou v zásadě porušené, obtíže spočívají ve výběru a modulaci těchto programů. (Marsden, 1982; Bloem et al., 1995)

I. Reaktivní stabilita

Horak (1992) provedla studii, kde testování pacienti s PN byly vystaveni měnícím se podmínkám stoje, přičemž museli plnit různé úkoly. Ukázalo se, že pacienti mají zhoršenou schopnost měnit a modifikovat komplexní motorické strategie pro zachování stability.

Analýzy posturálních reflexních odpovědí na vnější neočekávaný stimul narušující bilanci, vykazují abnormality a nepřizpůsobivost těchto reflexních odpovědí vlivem zvýšené amplitudy a delšího trvání EMG signálu. (Horak, 2006) Podobně Beckley et al. (1993) zjistil zásadní obtíže při nastavování míry a velikosti posturálních reflexních odpovědí.

II. Anticipatorní stabilita

Pacienti s PN mají současně problém s nastavením postury před provedením volního pohybu, tzn. s anticipatorní posturální aktivitou, což vede často k destabilizaci v ADL. (Horak, 2006; McIsaac, 2012; Massion, 1984)

- **Chůze** – Posturální instabilita se neprojevuje pouze v podmínkách stoje, nýbrž i v chůzi. Kaňovský (2003) uvádí, že bradykineze a rigidita dohromady vytvářejí charakteristickou poruchu chůze – pomalou, šouravou chůzi malými krůčky, s obtížným otáčením se na místě a chybějícími synkinézami HKK při chůzi. Kromě této poruchy chůze lze u většiny pacientů pozorovat poruchu iniciace chůze (tzv. „gait ignition disorder“), kdy pacient není schopen „nastartovat“ akt chůze, ale jakmile se mu to podaří, rozejde se již velmi dobře. Dále se u pacientů s PN vyskytuje

tzv. freezing. Při freezingu pacient během relativně normální chůze „zamrzne“ a často není schopen se znovu rozejít. K freezingu typicky dochází v úzkých prostorách, jako např. ve veřejných dveřích, při průchodu kolem kuchyňské linky atp. (Kaňovský, 2003) V okamžiku, kdy u pacienta nastane freezing, pomáhá mu paradoxně jiný vizuální vstup, který „zabrzdenou“ motoriku znovu spustí. Takovým spouštěcím stimulem může být vložená překážka do cesty nebo nakreslená čára na podlaze, kterou musí pacient překročit. (Růžička, 2000, str. 103)

Závěr

Posturální reakce na narušení stability jsou u pacientů s PN neadekvátní a generují abnormálně vysoké svalové odpovědi. (Dimitrova et al., 2004)

Tyto výše uvedené skutečnosti více podporují fakt, že pacienti s PN mají mnohem závažnější potíže v dynamické složce stability, a proto budou mít více potíže s reaktivní a proaktivní, než se statickou stabilitou.

2. Senzorické funkce a bolest

Podmínky sensorické komponenty

Tab. 3 Přehled problematických oblastí v systému sensorických funkcí a problému bolesti (KNGF, 2004,

SUBSYSTEM	PROJEVY, KLINICKÝ OBRAZ, DŮSLEDKY
Bolest	<ul style="list-style-type: none"> - v muskuloskeletálním systému - v gastrointestinálním traktu (inaktivita vedoucí k obstipaci apod.) - hlavy (záhlaví), krční páteře při ortostatické hypotenzi - centrální bolest často pociťovaná na polovině těla spojená s pohybem - bolestivé pocity v DKK v klidu (při usínání), snižující se pohybem či teplou sprchou
Senzorika	<ul style="list-style-type: none"> - parestezie - dysestezie - narušené vnímání teploty - poruchy čichu

3. Mentální funkce (kognice) + 4. Ostatní

Podmínky kognitivní komponenty

Pacienti s PN mívají potíže při vykonávání simultánních činností při nutnosti udržování stability, tzv. dual task (dále jen DT); multiple task (dále jen MT). Kognitivně náročné aktivity vedou k rozvoji instability a riziku pádu. (Valkovič, 2009; Růžička et al., 2000)

Tab. 4 Přehled problematických oblastí v systému mentálních funkcí (KNGF, 2004, str. 20-21)

SUBSYSTÉM	PROJEVY, KLINICKÝ OBRAZ, DŮSLEDKY
Strach	- z pádů a pohybu
Kognice	- deprese - halucinace - poruchy vyšších kognitivních funkcí (snížení flexibility) - omezení v prostorové představivosti - poruchy nálady - ztráta iniciativy - poruchy paměti (demence, poruchy osobnosti)
Ostatní	- problémy se spánkem (problémy přetáčení se v posteli, bolest, děsivé sny) - zažívací a vylučovací trakt (poruchy polykání, nauzea, zvracení, inkontinence, ob- stipace

Subjektivní prožitek pocitu nerovnováhy, např. strach z pádu, způsobený drobnými (ale subjektivně vnímanými) subklinickými poruchami, předchází prvnímu skutečnému pádu mnohdy o několik let. V časných stádiích se většinou výrazné poruchy rovnováhy a chůze nevyskytují. Typické jsou spíše až pro střední a pokročilá stadia. (Růžička et al., 2000, str. 80)

Ve střední a pozdní fázi nemoci jsou však pády již velmi častým fenoménem. Rekurentní pády, s výraznou posturální instabilitou a jasnými poruchami chůze, se u pacientů s PN vyskytují až v pozdějším stádiu choroby, v průměru až po 10. roku trvání choroby. (Bloem et al., 2001)

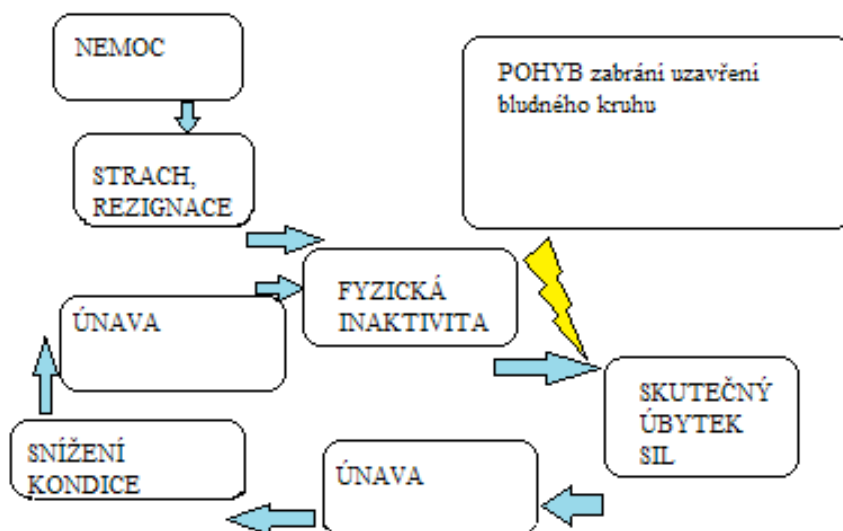
Dennison (2007) však uvádí, že až 70% pacientů zaznamená pád během jednoho roku, přičemž až 13% padá jednou týdně.

Rozsáhlá meta-analýza, provedená na šesti prospektivních studiích o pádech u PN, zjistila, že vůbec nejlepším prediktorem pro vznik pádu, jsou dva a více pádů v průběhu jednoho roku. Pacienti bez anamnézy pádu, mají až 21% riziko budoucího vzniku pádu. Toto zjištění vyzdvihuje důležitost odhalování rizikových faktorů pádů, ještě před jejich faktickým výskytem. (Duncan et al., 2011)

Těžší poruchy stoje a chůze provázené případnými pády jsou z léčebného hlediska svízelným problémem, zvláště když mnohdy nereagují na základní léčbu PN. (Růžička, 2000, str. 102 – 104)

Výstižně charakterizuje individuální a společensko-ekonomickou závažnost posturální instability a pádů Bloemův model „bludného kruhu“. Spouštěčem jsou poruchy chůze a posturální instabilita, vyúsťující do prvních pádů. Pády až ve 35% případů vedou ke zlomenině kostí. Vznikající strach z dalších pádů může být příčinou ztráty sebedůvěry, což vede k omezování mobility. Rozvíjející se imobilní syndrom zhoršuje průběh onemocnění, snižuje kvalitu života nemocného a vyžaduje si vysoké náklady na ošetřovatelskou péči a léčbu komplikací pádů. (Bloem, 2001)

Obr. 3 Model bludného kruhu (Hoskocová, M., 2010, str. 5)



3.6 Rizikové faktory ve vztahu k pádům u pacientů s PN

Mnohé studie hledaly faktory, predisponující pacienta s PN k většímu riziku vzniku instability a rozvoje pádů, které se pojí s vnitřními příčinami klinického obrazu PN, nebo s typickými činnostmi a situacemi.

3.6.1 Vnitřní a vnější příčiny pádů

Pickering et al. (2007) vysvětlují úlohu mechanismů, které vedou ke vzniku pádů u pacientů s PN. Pojednávají o faktorech *vnitřních a vnějších*.

I. Faktory vnitřní

Mezi tyto faktory jsou řazeny okolnosti a schopnosti, týkající se přímo udržování rovnováhy (anamnéza předešlých pádů, věk, poruchy zraku, vestibulární nebo kognitivní dysfunkce, kardiovaskulární komorbidita, psychofarmaka). (Pickering et al., 2007)

Studie dokumentující okolnosti pádů u pacientů s PN zjistily, že až 79% případů pádů má právě za následek *vnitřní příčina* – tíže choroby a motorického postižení (skóre Hoehnové a Yahra 2–3), snížená svalová síla DKK a trupu (omezení schopnosti vstávat ze židle, porucha předklonů, přesunů, otáčení; pacienti se otáčejí tzv. „en bloc“), rychlé změny vykonávané činnosti nebo zvýšené nároky u více aktivit současně (DT – provádění náročnějších aktivit, tedy snahy o realizace chůze nebo jiné činnosti, při současném řešení kognitivního úkolu (počítání, rozhovor, nesení hrnku

s vodou apod.)), snížení kondice, poruchy chůze, ortostatická hypotenze a strach z pádů. (Willemssen et al., 2000; Dennison, 2007; Valkovič, 2004)

I. Přesuny

Snížená svalová síla je významným faktorem vedoucím ke snížení posturální kontroly u pacientů s PN. (Horlings et al., 2008) Progrese choroby vede k jejímu snižování. K úbytku svalové síly u pacientů s PN dochází pravděpodobně v důsledku redukce facilitace motoneuronů centrálními mechanismy. (Glendinning, 1997) Svalová síla, především DKK, je nižší u pacientů s PN, než u jejich zdravých současníků. (Allen et al., 2009)

Důsledkem oslabení svalů DKK, a také axiálních extenzorových svalových skupin je narušena schopnost provádět bezpečně činnosti jako je vstávání ze židle nebo chůze. Vstávání ze židle, posazování nebo ulehání do postele dostatečnou svalovou sílu DKK vyžadují.

Studie provedená v trvání 12 měsíců u 112 pacientů s PN zjistila, že pacienti, kteří upadli, měli signifikantně sníženou svalovou sílu v extenzorech kolenního kloubu v porovnání s pacienty, kteří pád nezaznamenali. (Schilling et al., 2009)

Terapeutickou snahou poté je především její navrácení se současným tréninkem reaktivity svalů, což představuje důležitou intervenci ve snížení rizika pádů.

II. Poruchy chůze a freezing

Často bývají spojeny s kolísáním stavu hybnosti, zejména s polékovými dyskinezemi. K pádům velice často dochází v souvislosti s freezingem při chůzi, poruchami otáčení. (Boonstra et al., 2008)

III. Ortostatická hypotenze

Posturální poruchy mohou být navíc spolupodmíněny vegetativní dysfunkcí a nežádoucími vlivy léčby. Ortostatická hypotenze v pozdních stádiích onemocnění se vysvětluje degenerativním postižením periferních struktur autonomního nervového systému (sympatických ganglií a pletení), zatímco v časných stádiích může být způsobena nežádoucím polékovým projevem periferní dopaminergní stimulace (Růžička et al., 2000).

Až takřka 40% pacientů, kteří spadli v průběhu 3 měsíců, mělo ortostatickou hypotenzi. (Martinolli et al., 2009)

Riziko ortostatické hypotenze u pacientů s PN existuje a mělo by být v klinické praxi reflektováno. Zvyšuje významně riziko pádů, a proto by i na tuto skutečnost mělo být pamatováno.

IV. Strach z pádů

Zvýšený výskyt pádů a pády vedoucí ke zranění zvyšují dále strach z pádů.

Adkin et al. (2003) hodnotili strach z pádů ve vztahu k výskytu zvýšeného počtu pádů. Výsledky ukázaly, že u pacientů uvádějících větší obavy z pádů, docházelo k rozvoji vyšší nestability a snížení schopnosti omezit výskyt pádů při provádění ADL. Současně pacienti s těžší poruchou stability uváděli větší strach z pádů. Zvýšený strach z pádů tedy úzce souvisí s větší posturální instabilitou. Zaznamenaný pád zvýšil obavy z dalšího možného pádu, což mělo za následek restrikcii v denních aktivitách, rozvoj imobility vedoucí k sociální izolaci, osteoporóze a snížené kondici.

Závěr

Vzhledem k faktu, že většina vzniklých pádů bývá spojena s vnitřními příčinami, zahrnuje terapeutická prevence hlavně zlepšování posturální stability.

II. Faktory vnější

Model vztahu „osoba-okolí-úkol“ z kap. 3.3 ukazuje vzájemnou provázanost vnitřní faktorů s vnějšími a nelze je oddělovat.

Z vnějších faktorů jsou to především faktory prostředí, vytvářející riziko zakopnutí či podklouznutí, špatné osvětlení, překážky na cestě apod.

Ovlivňování zevních faktorů (úpravy domácího prostředí) bývají v této spojitosti pravděpodobně méně efektivní. (Willemsen et al., 2000)

Růžička (2000) však upozorňuje, že rámci prevence pádů je vhodné tyto faktory prostředí ovlivňovat.

Většina epizod pádů se děje v prostředí, které pacient zná, často v interiéru. (Valkovič, 2004)

Proto je nutné provést takové úpravy bydlení, aby redukovaly rizika podmiňující pády (zkvalitnění osvětlení, odstranění neupevněných kobereců a výměna kluzkých podlahových krytin, úprava rozmístění nábytku pro eliminaci úzkých průchodů, instalace madel na toaletu nebo do vany). Důležitou úlohu může mít nevhodná obuv, nerovný povrch a překážky na cestách, po který se nemocný pohybuje. (Růžička, 2000, str. 103)

Závěr

Vnitřní příčiny sice představují vyšší podíl rizik, přesto však i ovlivněním vnějších příčin můžeme smysluplně a efektivně zasáhnout do redukce rizik pádů u pacientů s PN.

3.6.2 Důvody úrazů při pádu a jejich důsledky

Bloem et al. (2004) uvádí ve vztahu k posturální instabilitě a rozvoji pádů poruchy *dynamické složky stability* (reaktivní obranné mechanismy-kompenzační úkrok, proaktivní posturální kontroly na jedné končetině, zvedání předmětu apod.) – viz též podrobně kap. 3. 4.

Mechanismus pádů souvisí s poruchou posturálních reflexů, čímž se zvyšuje náchylnost k pádům při jakékoliv změně těžiště. Riziko vzniku fraktur spojených s následky pádů je velice vysoké.

Carpenter et al. (2004) ve své studii testovali aktivaci obranných pohybů HKK vznikajících na základě nečekaného narušení stability. Výsledky jsou pozoruhodné, jelikož navzdory brzkému nástupu aktivity v m. deltoideus nedošlo k vytvoření adekvátní funkční reakce s dostatečnou flexí nebo umístěním ve směru očekávaného pádu proti nárazu. Tyto neadekvátní, často abnormální obranné reakce vedou k neefektivnímu ztlumení pádů, neschopnosti zachytit se, a proto mívají pády u pacientů s PN vážnější následky.

Z tohoto sdělení vyplývá, že právě z důvodu abnormální míry aktivace protektivních (obránných) pohybů HKK, dochází k signifikantně vyššímu výskytu zlomenin v oblasti DKK, oproti zlomeninám na HKK. (Růžička, 2000)

3.7 Faktory ovlivnitelné fyzioterapeutickou intervencí

Obecnou rehabilitací se snažíme urychlit iniciaci a provedení pohybu, zvýšit amplitudu pohybu, snížit rigiditu. Cílem je také zlepšit posturu a zvýšit celkovou výkonnost. (Šigutová a Ressner, 2001; Behrman, 2000)

Prospektivní studie, hodnotící rizikové faktory pádů, provedená na 113 osobách s PN, zjistila, že tři významné rizikové faktory freezing při chůzi, snížená svalová síla DKK a posturální instabilita, mohou být odhaleny před rozvojem pádů a ovlivněny terapeutickou intervencí. (Latt et al., 2009)

I. Motorické aspekty

Freezing

Jelikož freezing při chůzi způsobuje akinezi (poruchu realizace adekvátních motorických odpovědí z vnitřního popudu), jsou v zásadě nejvíce využívány tzv. podnětové strategie (cuing). (Valkovič, 2004)

Tyto strategie vycházejí z užití externích zvukových, vizuálních, nebo taktilních podnětů, někdy generovaných pacientem samým. K těmto podnětovým strategiím je z *vizuálních* podnětů užíváno: např. překračování tyčky upevněné na vycházkové holi, pohled na spáry na dlaždicích, ze *zvukových*: rytmické počítání, tleskání, bubnování, rytmus metronomu, z *taktilních*: plácnutí se do DKK, dále přenesení rovnováhy z jedné DK na druhou, počítání v duchu do rytmu atp. Tyto postupy zvyšují pozornost pacienta a facilitují automatické pohyby. (Růžička et al., 2000)

Předpokládá se, že tyto podněty umožňují řízení pohybu přímo mozkovou kůrou, s minimální, nebo žádnou účastí BG. (Nieuwboer, 2008)

Snížená svalová síla DKK

Nárůst svalové síly při *svalovém oslabení* u pacientů s PN vlivem rezistentního tréninku má významný efekt na zvýšení funkční kapacity a stability. K výraznému efektu dochází v případě kombinace posilování spolu s balančním cvičením, než při balančním cvičení samotném. (Hirsch et al., 2003; Scandalis et al., 2001; Toole et al., 2000)

Posilování u pacientů s PN by mělo být prováděno dynamicky, bez izometrických výdrží s lehkou zátěží a se střídavou intenzitou. Zejména by měly být v posilovacím programu ovlivňovány extenzorové svalové skupiny, upravující flekční držení trupu a končetin. U pacientů s výraznou rigiditou a hypokinezi jsou vhodné také švihové cviky. (Růžička et al., 2000; Olanow et al., 2001)

Posturální instabilita

Valkovič (2004) uvádí, že nejefektivnějším přístupem k ovlivnění poruch rovnováhy, mobility a rizika pádů, je každodenní cvičení, sestavené z pestrého složení cviků. Fyzioterapie má prokázaný efekt na zlepšení postury, stability v chůzi a může pomoci při překonávání freezingu.

V prevenci poruch chůze, posturální instability a pádů jsou vhodná balanční cvičení (cviky prováděné ve stoji, cviky na přenášení rovnováhy). (Ressner & Šigutová, 2001)

V terapii je vhodné provádění a nácviky činností, které přímo souvisejí se zvýšeným rizikem pádů (např. činnosti při ADL – otáčení se při chůzi, sedání a vstávání ze židle, dosahování pro předměty v různé výšce a vzdálenosti). (Růžička et al., 2000; Morris et al., 2011)

II. Senzorické aspekty

Pro redukci a prevenci bolestivých stavů jsou vhodné prvky manuální a myoskeletální medicíny, nebo fyzikální terapie. Účinné jsou i relaxační techniky, nebo např. Tai-Chi. (KNGF, 2004)

III. Kognitivní aspekty

Pro depresivní epizody a projevy halucinací je podstatná medikamentózní intervence.

Z důvodu inaktivity dochází ke společenské izolaci, proto jsou vhodná např. i skupinová cvičení. Potřebné je pacienta pro terapii získat a upevnit jeho motivaci. Zásadní úlohu v tomto úkolu sehrávají osobnost terapeuta, ale také pestré a zábavné terapeutické techniky a metody. (Hoskovcová, 2010)

3.8 Vyšetření pacientů s PN

V této kapitole uvedeme všeobecně v klinické praxi využívaná klinická a přístrojová vyšetření, která mají za úkol, jak po stránce kvalitativní, ale také kvantitativní hodnotit parametry stability a posuzovat abnormality v posturální stabilitě.

Ke klinickým vyšetřením se využívají testové baterie, které jsou maximálně standardizovány. Pro komplexnost se vyšetření instability doplňuje o přístrojová vyšetření, která se snaží o vyšší objektivizaci.

Pro zjištění, která vyšetření se využívají nejčastěji, jsme vycházeli z použitých studií pro tuto práci. Vyšetření zde budou pouze vyjmenována, podrobnější popis jednotlivých testů je nad rámec této práce. Pro některé testy (baterie) uvádíme zdroje v přílohách diplomové práce.

I. Klinická vyšetření

- UPDRS (více pouze UPDRS III)
- škála Hoehové a Yahra (H/Y škála)
- samostatný TUG test (Timed Up and Go)
- DGI (Dynamic Gait Index)

- svalová síla DKK
- MiniBESTest nebo BESTest
- BBS (Berg Balance Scale)
- CTSIB

II. Přístrojová vyšetření

- FRT (Functional Reach Test)
- LOS (Limits Of Stability)
- SOT (Sensory Organisation Test)

3.9 Terapie posturální instability u pacientů s PN

V této kapitole bude pojednáno o typech a různých formách terapií užitých v intervenci poruch stability a pádů u pacientů s PN.

Zmíněny budou konvenční formy a strategie. V další kapitole budou uvedeny studie, kde byla inovativní „computer based“ forma terapie uplatněna ve zlepšování stability pro snížení rizik pádů.

Formy terapie u pacientů s PN s instabilitou

V experimentálních studiích byly terapeuticky zasahovány konkrétní problematické oblasti, patřící mezi významné faktory podílející se na rozvoji pádů. Pacienti podstupovali různé formy pohybové aktivity v rozdílné intenzitě a frekvenci, užito bylo i nekonvenčních postupů a metod.

Některé prvky užitých metod z níže zmiňovaných studií jsme užili pro vytvoření pohybového programu 1. SKUPINY. Převážná část koncepce tohoto programu se opírala o doporučení tzv. „konvenčního terapeutického programu“ (přístupu) popisovaném v KNGF (2004).

3.9.1 Aerobně-rezistentní trénink

I. Aerobní část

Hypertonicko-hypokinetický syndrom PN vede u těchto osob ke stálému snižování množství aktivního pohybu, nejen v oblasti sportu, ale především v ADL.

Osoby s PN se stávají více inaktivní v souvislosti s progresí emoční, motorické a mentální symptomatologie. Míru fyzické aktivity osob s PN porovnávala studie Nimwegena et al. (2011) se zdravou populací seniorů v kontrolní skupině. Objektivizovala fyzický stav, poruchy chůze a aktivity ADL. Ukázalo se, že osoby s PN jsou o 29% méně aktivní. Autoři také vysledovali, jaké symptomy sehrávají významnou úlohu ve snižování pohybové aktivity u těchto osob. Patřil mezi ně strach z pádů, poruchy chůze, posturální instabilita a také deprese. (podobně Fertl et al., 1993; Weiler et al., 2010)

Disabilita a imobilita, která se objevuje ve vazbě na progresy PN, vede současně ke vzniku kardiovaskulární de kondice. (Schenkman, 1992)

Osoby s mírným až středním stádiem PN mají potenciál na udržení stejné kondice jako osoby stejného věku, a mohou tak s pozitivním efektem provádět aerobní cvičení se všemi jeho benefity. (Canning et al., 1997)

Bergen et al. (2002) zkoumali vliv 16 týdenního aerobního tréninku při 60-70% tepové srdeční rezervy (TSR) u osob s PN na zlepšení aerobní kapacity a kondice a snížení času nutného k iniciaci pohybu po vizuálním a proprioceptivním podnětu. Výsledky ukázaly, že se výrazně snížila reakční doba pro iniciaci pohybu, což potvrzuje zlepšení svalové kontroly, aerobní zdatnost a kondice. Tyto nálezy naznačují, že aerobní cvičení může významně ovlivnit de kondici a snížit škodlivé účinky nervosvalového zpomalení v rámci symptomatiky PN, a tak podpořit schopnost iniciovat a provádět příslušné pohybové stereotypy.

Aerobní cvičení má významně pozitivní vliv na zlepšení funkční a kardiorespirační zdatnosti. Zvýšení aerobní kapacity u pacientů s PN významně vylepšuje celkový obraz nemoci. (Brigewater et al., 1996; podobně Durstine & Moore et al., 2009)

Konkrétní doporučení lze nalézt v publikacích ACSM, podle nichž by aerobní cvičení u pacientů s PN mělo probíhat v intenzitě odvozené od reakce kardiovaskulárního systému na zátěž, v hodnotách 60 – 80% srdeční tepové rezervy (STR), v ideálním případě po dobu 60 min, s bloky trvajících 20 min. (ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription, 2005)

II. Rezistentní část

Součástí obrazu PN je také ztráta svalové síly, především v oblasti DKK. (Kues & Bloem et al., 2007)

Uplatnění rezistentního, neboli odporového tréninku v terapii pozitivně působí na zvýšení svalové síly starších osob. (Macaluso et al., 2004)

Scandalis et al. (2001) zkoumali efektivitu 8 týdenního rezistentního tréninku v působení na parametry svalové síly a chůze, přičemž se zlepšila jak svalová síla DKK, tak se současně prodloužila délka kroku.

Dibble et al. (2006) zkoumali vliv intenzivního 12 týdenního odporového tréninku s excentrickou kontrakcí na ergometru s frekvencí cvičení 3x týdně u osob s PN na objemové parametry v m. quadriceps, změny svalové síly a mobility (6 minutovým testem chůze – 6MWT). Výsledky prokazují jasný trend ke zlepšení všech hodnocených parametrů.

Dibble et al. (2009) ve své studii zjistili, že intenzivní odporový trénink signifikantně více pozitivně ovlivnil bradykinezi, rychlost chůze a provedení TUG testu v porovnání se skupinou, která absolvovala trénink na zvýšení flexibility a stability.

Odporový trénink by měl zahrnovat cvičení s takovou zátěží, aby bylo možno za sérii vykonat alespoň 8–12 opakování. (ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription, 2005; Durstine & Moore et al., 2009)

Zmíněné studie potvrzují pozitivní vliv rezistentního tréninku a možnou profítaci u osob s PN.

Uvedená fakta nás vedla k přesvědčení, že pro komplexní ovlivnění obrazu PN s poruchami stability a sníženou fyzickou kapacitou, bude vhodné zařazení aerobně rezistentního tréninku do rehabilitačního modulu.

3.9.2 Ostatní

I. Treadmill

Treadmill představuje stacionární běžecký nebo chůzový pás (koberec).

Cakit et al. (2007) sledovali vliv chůze na Treadmillu na zlepšení posturální stability u pacientů s PN. Po 16 týdenní RHB výsledky ukázaly signifikantní zlepšení v motorické škále UPDRS, v BBS, došlo ke zvýšení kadence a délky kroku, významně narostla i vytrvalost, vyjádřená schopností ujít delší měřenou vzdálenost oproti baseline vyšetření.

Miyai et al. (2002) srovnávali trénink chůze na Treadmillu s klasickým cvičením. Výsledky prokázaly, že právě trénink na Treadmillu je efektivnější, než běžné cvičení na zlepšení chůze u pacientů s PN.

Také Protas et al. (2005) zkoumali trénink na Treadmillu, trvající 60min, 3x v týdnu po dobu 8 týdnů. Trénink spočíval v progresivním zvyšování rychlosti chůze, kterou měl pacient udržet po dobu 5 – 7min. Poté následoval trénink dynamické stability, tzv. trénink úkroku. Pacient stál na zastaveném pásu, který byl náhle spuštěn, a pacient měl reagovat na tuto náhlou destabilizaci tak, aby nedošlo k pádu. Poté byl pás náhle zastaven, a pacient musel udržet rovnováhu znovu. Výstupní vyšetření ukázalo značné zlepšení parametrů chůze (nárůst rychlosti chůze, délky i kadence kroku), došlo ke statisticky významnému zlepšení výsledků step testu (výstup na 8,8cm vysoký stupínek v počtu 5 opakování za čas), a také ke snížení frekvence pádů.

Výsledky studií prokázaly i efektivnost tréninku na Treadmillu na parametry stability v chůzi.

II. Boxerský trénink

Combs et al. (2011) ve své studii užili k terapii boxerský trénink, jako netradiční formu cvičení pro pacienty s PN. Trénink sestával z 90min boxování, posilování a strečinku po 12 týdnů studie. Výsledky hovoří o zlepšení parametrů stability i chůze, hodnocené širokou škálou testů. O efektu terapie svědčí rovněž fakt, že pacienti si udržovali trend zlepšení i v odstupu 12, 24, 36 týdnů po ukončení cvičení.

Pro tyto pozitivní aspekty jsme boxování zakomponovali do CB pohybového programu, jelikož užití DVD i tuto vhodnou možnost nabízelo.

III. Balanční cvičení

Pro specifický a cílený nácvik stability se jistě nabízí jako nejefektivnější zvolit cvičení svou koncepcí přímo oslovující balanční strategie. Z toho důvodu uvádíme pro doplnění, do jaké míry je pouze takto zvolená taktika léčby účinná, následující studie.

Relevantním zdrojem pro pozitivní působení balančního cvičení u pacientů s PN je studie Hirsche et al. (2003). Zkoumali 15 osob s PN, které se účastnili 10 týdnů trvajícího balančního a posilovacího tréninkového programu. Trénink stability tvořily tři části, u kterých byla postupně zvyšována náročnost. Vždy se jednalo o stoj na měkké podložce různé tvrdosti a stoj na tvrdé zemi. V první části terapeutického programu pacient stál na měkké podložce beze změn, nebo na zemi při

změnách aference (oči otevřené/zavřené s různou pozicí hlavy) po dobu 20 s. Ve druhé části vzrostla náročnost a byly doplněny postrky terapeuta narušující stabilitu a provokující dynamické rovnovážné reakce. Třetí částí byl přenos těžiště k limitům stability do 4 základních směrů (vpřed, vzad, vlevo, vpravo), kde měl pacient vydržet 5 s. Odporový trénink zahrnoval posilování flexorů a extenzorů kolenního kloubu. Jedna skupina prováděla pouze balanční, druhá kombinaci obou rehabilitačních částí.

Výstupní vyšetření ukázalo zlepšení u obou skupin v posturografických parametrech a svalové síle, avšak skupina s kombinovanou terapií vykazovala významnější zlepšení.

Rovněž studie Smaniové et al. (2010) potvrzuje pozitivní efekt balančního cvičení. Prováděný program sestával ze tří částí. Obsahem byl trénink proaktivní (anticipatorní) stability (aktivní dosahování limitů stability, stoupáním na špičky apod.), reaktivní stability (těžiště pacientů bylo na různých labilních plochách či podložkách vychylováno postrky terapeuta) a posturální stability v chůzi (různé destabilizační faktory při chůzi).

Pro terapeutický program byly některé prvky z těchto studií vybrány a doplněny i o cviky a úkony z běžných denních situací, které jsou potenciálně rizikové a působí obtíže pacientům s PN.

Mezi takové činnosti patří přesuny, vstávání ze židle, posazování nebo například otáčení. (Wood et al., 2002; Dennison, 2007)

IV. Tai – Chi

King a Horak (2009) uvádějí, že kombinací cvičení s technikami Tai – Chi nebo Pilates lze pozitivně facilitovat senzorickou integraci s důrazem na posturální kontrolu. Pomalé, procítěné a uvědomělé provádění cviků vede k lepší kontrole stability u pacientů s PN.

Hackney et al. (2008) prováděli u pacientů s PN po dobu 13 týdnů lekce Tai - Chi. Prokázali pozitivní trend v nárůstu stability, statisticky významným zlepšením skóre BBS.

Efektivita Tai – Chi se potvrdila i ve studii Lia et al. (2012). Byly porovnávány tři skupiny pacientů provádějící rozdílný typ tréninku: Tai – Chi, posilování DKK se závažím (na kotnících + vesta na trup) a strečink (horní a dolní poloviny trupu, nácvik relaxace, práce s dechem) po dobu 24 týdnů, 2x v týdnu, 60min na lekci. Primárním hodnotícím výstupem byly změny limitů stability (limits of stability) měřené na Balance Masteru (dynamická posturografie), sekundárními výstupy pro hodnocení změn stability byly TUG test, chůze (délka kroku, trajektorie, rychlost), síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu, FRT (functional reach testu) a UPDRS III. Skupina provádějící Tai

– Chi zaznamenala signifikantně největší zlepšení ze všech druhů cvičení v primárním výstupu (limity stability), prokazovala větší zlepšení všech sekundárních ukazatelů v porovnání se skupinou strečinku. Vůči skupině posilování zlepšila délku kroku a FRT. Nejnižší incidenci pádů měla však skupina provádějící posilování. Tai – Chi skupina měla výskyt stejný jako skupina provádějící protahování.

Závěry studií dokazují, že Tai – Chi se zdá být účinná i jako samostatná forma intervence ke zlepšení posturální stability a funkčních schopností u osob s PN.

V. Tanec

Některé studie také hodnotí efektivitu tance, užitého jako terapeutického prostředku pro zlepšení stability u pacientů s PN.

McKinley et al. (2008) jako první uvedl pozitivní působení tance, konkrétně argentinského tanga, na populaci seniorů bez PN, u kterých došlo k zásadnímu zlepšení stability a zvýšení rychlosti chůze, oproti skupině, která absolvovala pouze terapii chůze.

Hackney et al. (2007) porovnávali efekt tance (tanga) a standardního cvičení (cvičení vsedě na zvýšení síly a flexibility) prováděných 2x v týdnu po dobu 10 týdnů. Dospěli ke zjištění, že jsou lekce tance pro zlepšení stability u pacientů s PN podstatně efektivnější, než užívané standardní cvičení. Skupina tančící tango se signifikantně zlepšila v BBS a prokázala trend ke zlepšení v TUG testu.

Závěrečné sdělení

Uvedené studie, které se snažily objevit i nekonvenční metody v terapii poruch stability u osob s PN dokazují, že lze tyto poruchy efektivně léčit i jinak, než pouze běžnými a pro pacienty často nedostatečně motivujícími technikami.

3.9.3 Computer based therapy – CBT

3.9.3.I Virtuální realita

VR je umělé prostředí, které je vytvořeno pomocí speciálního hardwaru a softwaru. Tato technologie umožňuje uživateli interagovat se simulovaným prostředím. Takovým způsobem, že uživatel je schopen rozpoznat sám sebe a fungovat v tomto prostředí. Technologie VR vytvářejí iluzi skutečného světa (např. běh, pilotování, bowling aj.), nebo fiktivního světa počítačových her.

Trendem ve světě počítačových her a videoher je stále přibližování autentičnosti. Vytvářením realistické grafiky, tvorbou interaktivního prostředí a stále sofistikovanějšího ovládání. Svět hraní se rozšířil o novou dimenzi VR. Hráč se stává živou součástí herního příběhu, účastní se soutěží, své pohyby přenáší v reálném čase bez užití joysticku, klávesnice či jiného umělého prostředku. VR je široce používána pro hraní her a zábavní účely, ale tato technologie našla cestu i do klinických oborů.

3.9.3.II Principy působení VR u pacientů s extrapyramidovou poruchou

Mnohé studie potvrzují, že BG u pacientů s PN stále mají schopnost plasticity a motorické vzory mohou být korigovány intenzivním motorickým tréninkem. (Nieuwboer et al., 2007; Mehrholz et al., 2010)

Moderním trendem současné rehabilitace je důraz na funkční trénink čili nácvik smysluplných činností. Rehabilitace probíhá pomocí aktivních pohybových programů, které pacient ovládá svým vlastním tělem. Jeho pohyb je zařízením sledován a zpětně zobrazován. Umožňuje tedy vytváření zpětné vazby, tzv. biofeedback. Terapie pomocí VR propojuje multisenzorickou formu stimulace, umožňuje uplatnění výhod biofeedbacku, zážitku nevšedního a motivování. Běžné neurorehabilitační koncepty vycházejí z provádění jednoduchých pohybů k obnovení pohybových vzorů, zatímco terapie pomocí VR umožňuje provádění i velice rozmanitých, komplexních a složitých pohybů, avšak s významným efektem zpětné vazby v interakci s 3D prostředím hry v reálném čase. Nabízí tak možnost motorického učení ve vazbě na různá prostředí. (Mirelman et al., 2011)

Konzole Xbox spolu s ovládacím rozhraním Kinect umožňuje propojení funkční stránky terapie spolu s emocionální složkou, která v RHB sehrává významnou roli. Jelikož ovládání takové hry nevyžaduje žádné přídatné zařízení, je ovládáno pouze vlastním tělem pacienta, umožňuje proto reálné podmínky pohybu. Pacient není limitován žádnou plošinou, jakou známe například u zařízení

Nintendo Wii. Pacient uplatňuje pohyby z každodenního života. Tato herní prostředí se stává podkladem pro komplexní neurorehabilitační účinek takové terapie. Podle odborné studie Mattara a Gribbla (2005) je právě trénink funkčních pohybů komparativně významně efektivnější, než nácvik selektivní hybnosti.

3.9.3.III Prostředky pro CBT v naší studii

Na trhu s herními konzolami je celá řada zařízení, pracující s určitými formami VR, využívaná v rehabilitaci. Dominantní postavení na trhu měla před několika lety herní konzole Nintendo Wii. K jejímu ovládnutí je však nutný přídatný ovladač či plošina. To určitým způsobem může v RHB limitovat pacienty s pohybovými deficity, jelikož jsou nuceni pro ovládnutí použít některou z končetin, či stát na herní plošině. Z mnoha studií vyplývá, že rehabilitace s využitím této formy „videohraní“, má pozitivní vliv na zlepšování motoriky.

V neurorehabilitaci se poslední rok začíná testovat užití výrazně sofistikovanějšího zařízení, herní platformy Kinect Xbox360. Jelikož ovládnutí nabízí velkou volnost pohybu a pohyb není limitován, bylo zvoleno do této studie tohoto zařízení.

3.9.3.IV Kinect Xbox360

Ovládací rozhraní Kinect obsahuje infračervený laserový projektor a CMOS senzor, který je s pomocí příslušného softwaru schopen rekonstruovat obraz snímané plochy a analyzovat pohyb ve 3D. Zařízení je dokonce schopno rozpoznávat dříve naskenované postavy podle obličeje a gest. Obsahuje rovněž vícepólový mikrofón schopný prostorové lokalizace zvuku, hlasového rozpoznání a potlačení zvukového ruchu. Toto zařízení tak umožňuje komplexní snímání a zobrazení pohybového projevu člověka, a tak i ovládnutí zobrazené postavy při různých úkonech, tzn., lze ji uplatnit pro terapii využívající biofeedback. Při terapii na této herní konzoli je vyžadován prostor pro bezpečný pohyb a vzdálenost, kterou je nutné od snímacího senzoru Xbox360 udržovat je ideálně 2,5 – 3m.

3.9.3.V Základní pilíře technologie Kinect

Senzor Kinectu

Kinect integruje RGB kameru, hloubkový senzor a všesměrový mikrofón, který zastřešuje patentovaný software. Senzor Kinectu sleduje pohyb celého těla a jednotlivé hlasy.

RGB kamera

Kinect obsahuje videokameru, která snímá tři základní barevné složky a umožňuje tak především rozpoznávání obličeje.

Obr. 4 Herní konzole Kinect Xbox360



Hlubkový senzor

Infračervený projektor ve spojení s monochromatickým senzorem CMOS umožňuje Kinectu trojrozměrné snímání prostoru (neodvozuje tak prostorové vidění místnosti z dvourozměrného obrazu), a to za jakýchkoli světelných podmínek.

Všesměrový mikrofon

Kinect má mikrofon, který je schopný určit lidské hlasy podle zvuku a odrušit okolní šum.

Software

Patentovaný software společnosti Microsoft je hlavním pilířem senzoru Kinect. Na rozdíl od jiných technologií dostupných na trhu umožňuje rozpoznat lidské tělo a odrušit ostatní pohyby. (kinect.cz; smartmania.cz)

3.9.3.VI Kinect v rehabilitaci: terapie VR

Herní konzole Xbox umožňuje spuštění velmi rozmanitých pohybových programů. Ovládání her probíhá celým tělem, tudíž lze v terapii postihnout všechny tělesné segmenty.

Tyto programy umožňují komplexní trénink motorických i kognitivních funkcí pomocí herně-sportovních činností, tj. simulují smysluplnou činnost. Zmiňované programy umožňují simulaci konkrétních sportovně pohybových aktivit, jakými jsou například bowling, box, lyžování, Tai - Chi, jóga, lehká atletika, tenis či kompletní kruhový aerobně-rezistentní trénink včetně fáze zahřátí (warm up) a zklidnění (cool down). Velice poutavé a emotivní prostředí hry se stává vynikající motivační pomůckou při tréninku, což dále zvyšuje efektivitu celého terapeutického procesu. Mnoho studií tento klíčový faktor potvrzuje. (Loureiro et al., 2012; Weiss et al., 2004)

Důležité přitom je, že se prováděná aktivita odehrává v chráněném prostředí a je pouze virtuálního rázu, tzn., nevystavuje pacienta závažnému nebezpečí, které by mu hrozilo při vykonávání této aktivity v reálném světě. Umožňuje dokonce vykonávat ty aktivity, které by ve skutečnosti dělat nemohl.

Obr. 5 Kinect Xbox360: ukázka videohraní (videogaming) 1



Obr. 6 Kinect Xbox360: ukázka videohraní (videogaming) 2



3.9.3.VII VR v terapii posturální instability – mezioborová paralela

Studie, které k terapii posturální instability a prevence pádů uplatňují v rámci CBT Kinect Xbox360 nebyly nalezeny, protože v uváděných designech studií užívají jiný typ herní konzole nebo formu VR. V rámci vyhledávaných databází (PubMed, Medline, ProQuest) nebyly pod klíčovým slovem: „Kinect“ nalezeny specifické články popisující přímé užití videoher u pacientů s PN na ovlivnění poruch stability. Přesto vidíme u podobných studií, které však pracují s pacienty s jiným onemocněním, než právě PN, pozitivní trend ve zlepšení sledovaných charakteristik stability. Jedná

se zejména o studie hodnotící efektivitu hraní nebo terapeutického působení různými formami VR (uplatňujících zpětnou vazbu-feedback) u populace seniorů s pokročilými poruchami stability, u pacientů po iktu (brain stroke) nebo jiným neurologickým deficitem.

Pozitivní vliv této metody však popisují i studie pokoušející se odhalit vliv na některý ze symptomů klinického obrazu PN v kontextu vlivu na posturální instabilitu.

I. Terapie pomocí VR u seniorů a dalších neurologických diagnóz (jiné formy VR nebo Nintendo Wii)

Teoretické východisko

Ve vyšším věku trpí až 40% osob starších 60 let některými poruchami, které snižují jejich funkční schopnosti. Dochází k postupnému zhoršování funkce, tzv. involuci v celé šíři tělesných systémů. Snižuje se kardiopulmonální kapacita, dochází ke změnám na muskuloskeletálním systému (snížení rozsahu pohybu v kloubech, svalové síly). Objevují se deficity ve funkci smyslových orgánů (např. zhoršení zraku, sluchu), časté jsou též ale také postupné změny funkce vestibulárního aparátu a hlubokého čítí. Všechny tyto změny přinášejí konsekvence ve zvýšeném riziku pádů u populace seniorů. Na tento problém je třeba nahlížet komplexně a intervenci stavět na multidisciplinární spolupráci a širokém rehabilitačním programu. (Máček in Máček & Radvanský, 2011, s. 141-145)

U pacientů s PN poruchy stability sice nejsou přímo připisovány primárním lézím v dílčích systémech (zrakový, vestibulární, somatosenzorický), nýbrž změnám v narušené hybnosti způsobené progresí choroby (rigidita, freezing, poruchy chůze a postury, abnormální posturální reflexy apod.). Avšak je jisté, že i u pacientů s PN k těmto involučním změnám, stejně jako u zdravých seniorů, dochází také. Průměrný věk pacientů s diagnostikovanou PN je 65 let. (viz kap. 2.1-Bareš, 2001)

Tyto studie zařazujeme z toho důvodu, jelikož se domníváme, že lze najít určitou společnou podobnost a možnou paralelu v pozitivním účinku CBT na seniory s posturální instabilitou a pády a pacienty s PN se stejnými potížemi.

Jiné formy VR v komplexní terapii poruch posturální stability

Při rozsáhlém šetření studií zabývajících se uplatněním VR u seniorů s posturální instabilitou jsme zjistili společný jmenovatel těchto prací. Ve většině studií chybí dostatečný počet probandů, metoda byla často testována pouze na jednom pacientovi.

Problematika pádů ve stáří

Szturm et al. (2011) užívali v terapii poruch stability u 30 seniorů terapii pomocí interaktivní videohry, při které pacienti ovládali myš na obrazovce pomocí vychylování CoP (forma CBT), a tímto rozvíjeli dynamickou bilanci. Kontrolní skupina prováděla posilování DKK a balanční cvičení. Celý program obsahoval 16 lekcí po 45 min 2 krát v týdnu. Hodnocení bylo uskutečněno pomocí série testů: BBS, CTSIB, ABC scale, TUG, přičemž výsledky ukazují jasně zásadnější zlepšení u skupiny cvičící formou CBT. Závěry potvrzují, že cvičení formou CBT na pevné nebo měkké podložce přináší větší rozvoj dynamické stability, než typický cvičební program.

Další studie představí sofistikovanější a v současnosti velice oblíbenou a využívanou formu CBT, herní platformu Nintendo Wii.

Nintendo Wii v RHB poruch stability

Účinky neurorehabilitace VR formou CBT se pokusíme demonstrovat na studiích se širokým zastoupením neurologických diagnóz, které také doprovází poruchy stability. Jedná se o poruchy vestibulární, mozečkové, stavy po kraniocerebrálním traumatu či CMP. Současně uvedeme i studie s pozitivním vlivem této metody u populace seniorů s posturální instabilitou.

Vestibulární problematika

V RHB vestibulární kompenzace se uplatňuje i mnoho terapeutických způsobů. Sparrer et al. (2013) sledovali efektivitu terapie na Nintendo Wii Balance Board u pacientů po prodělané akutní vestibulární neuritidě. Ze 71 pacientů provedli randomizovaný výběr do dvou skupin, jedna n=37 a druhá n=34. Obě skupiny měly aditivně podávány intravenózně steroidy se sníženým dávkováním. Experimentální skupina podstoupila RHB formou CBT, kontrolní prováděla dva zvolené cviky. Experimentální skupina vykazovala výraznější změny ve sledovaných parametrech (SOT, Tinneti, Vertigo Symptom Scale, Dizziness Handicap Inventory), pacienti se rychleji lepšili a nystagmus vymizel v průměru o dva dny dříve, než u kontrolní skupiny. Výsledky ukázaly pozitivní vliv včasné RHB formou CBT s vizuálním feedbackem na centrální nervovou vestibulární kompenzaci po periferní lézi labyrintu.

Cerebellární problematika

Studie Schiavinatové et al. (2010) prokázala pozitivní vliv CBT pomocí Nintendo Wii na zlepšení parametrů stability (BBS o 23%, Barthel Index o 10% a Lawton Scale o 25% – hodnotící ADL a aktivity praktického života) u pacienta s cerebelární ataxií po 9 terapiích, 30min 2x v týdnu.

Problematika získaných poranění mozku (CMP, KCT)

Gil-Gómez et al. (2011) potvrzují svou práci signifikantní zlepšení u pacientů s hemiparézou po terapii CBT (20x 1h) na Nintendo Wii Balance Board v parametrech stability (BBS, Anterior Reach Test). Dokazují tím, že CBT může být vhodnou a účinnou alternativou tradičních technik v RHB poruch stability.

Problematika pádů ve stáří

Studie Pigforda a Andrewse (2010) pozorovala účinky RHB na Nintendo Wii u jednoho 87 letého seniora s opakovanými pády. Zaměřovali se na možnosti ovlivnění dynamické stability a zjištění, zda a do jaké míry může tento program motivovat pacienta k terapii. Výsledky byly překvapivé, jelikož již po 2 týdenní terapii byl zaznamenán pozitivní trend v ovlivnění stability. Vyjádřen byl lepšími výsledky v BBS nárůstem o 12 bodů z 13 na 25, což pro pacienta již představuje střední riziko pádu (21–40 bodů (Lusardi, 2004)), v rychlejší chůzi (o 62%) a zlepšení v TUG (zrychlení ze 47s o 15s-24%), přičemž však tzv. cut-off pro predikci pádu je čas 13,5s. Pacient současně projevoval výraznou motivaci k terapii.

Clark et al. (2009) uplatnili simulaci hry bowling v intervenci poruch stability a častých pádů v terapii u 89 letého seniora. Již po pouze šesti 1h trvajících terapiích došlo k významnému zlepšení všech sledovaných faktorů, představujících riziko pádů. (BBS ze 48 na 53, DGI z 19 na 21, TUG z 14,9 na 10,5s)

Studie Sugarmanové et al. (2009) dokládá možnost užití Nintendo Wii u seniorů i v nemocničním prostředí. Agmon et al. (2011) naopak přenesli užití videohry jako terapeutického konceptu přímo do domácího prostředí a nechali zodpovědnost na samotných pacientech. Ti měli za úkol hrát 4 hry 30min 3x v týdnu po dobu 3 měsíců. Instrukce a kontrola byla prováděna pomocí telefonních hovorů. I takovýto způsob terapie ukázal jisté klady. Nejen že se pacienti zlepšili ve sledovaných parametrech oproti BASELINE (BBS, 4 – Meters Walk Test), ale současně projevovali vysokou míru motivace. (podobně Michelle et al., 2012)

Bateni et al. (2012) dokonce již provedli komparaci mezi CBT na Nintendo Wii Fit s klasickým cvičením, přičemž srovnávali 3 skupiny: jedna pouze CBT, druhá kombinace obou, třetí pouze

klasické cvičení. Závěry dokazují také přínos CBT, kombinace obou terapií včas přinesla zlepšení nejvyšší.

Výše představené studie potvrzují jednoznačně efektivitu této formy terapie u diagnóz projevujících se poruchami stability. Mnohé doporučují Nintendo Wii pro klinickou praxi terapie instability jako možnou alternativu k běžné terapii. (Williams et al., 2011a další)

Následující podkapitola nastíní situaci v problematice PN a vlivu CBT na specifika posturální instability u této klinické jednotky.

II. Terapie posturální instability pomocí VR u pacientů s PN

Jiné formy VR

Mirelmanová et al. (2010) zkoumali, zdali může VR sloužit pro trénink chůze u pacientů s PN. Poruchy chůze vedou k vyššímu riziku pádů, dominantně při náročných situacích nebo dual task činnostech. Tradiční nácvik chůze často selhává. Důvod tkví ve složitosti celého procesu generace chůze, na němž se podílí působení celé řady faktorů. Domnívají se, že právě multisenzorická stimulace VR může vést k většímu ovlivnění tohoto složitého komplexu. Provedli rozsáhlou studii u 20 pacientů s PN, kteří absolvovali 18 lekcí 3x v týdnu na Treadmillu, kde byla pomocí VR simulována překážka, kterou museli pacienti překračovat. Po terapii pacienti vykazovali výrazné zlepšení ve zrychlení chůze za běžné i dual task situace, a schopnosti překročení překážky na podlaze. Retence získaného benefitu byla pozorovatelná i měsíc po terapii.

Důkazy znovu podporují zjištění, že CBT vede k možnostem motorického učení, zlepšení fyzické výkonnosti a chůze, ba dokonce i některých kognitivních aspektů.

Nintendo Wii

Cíly studie Mendese et al. (2012) bylo vyhodnotit schopnost učení, uchování a přenosu získaných dovedností z CBT pomocí Nintenda Wii u skupiny pacientů s PN a zdravých starších osob. V experimentální skupině participovalo 16 pacientů s PN, kontrolní čítala 11 zdravých seniorů. Terapie zahrnovala rozcvičení a poté cvičení na Nintendu Wii Fit (posuny těžiště, střídání kroku a trénink kognitivních dovedností). Hodnocení možnosti učení bylo testováno pomocí 10 různých her a schopnost přenosu dovedností byla testována 60dní po ukončení terapie pomocí Functional Reach testu. Pacienti vykazovali schopnosti učení a uchování u 7 z 10 her, přičemž u 3 her, které vyžadovaly velkou účast kognice, byli pacienti horší, než kontrolní skupina. Kognitivními dovednostmi

byla pracovní paměť, rozhodování, inhibice odpovědi, rozdělení pozornosti. Výsledky ukázali, že pacienti získané dovednosti byli schopni přenést i do aktivit, které neprováděli v tréninku a tak prokázali, že u PN existuje potenciál motorického učení a uchování. Účinky RHB VR také značně závisí na typu činnosti, úkolu a kognitivních požadavcích.

Studie Zettergrenové et al. (2011) popisuje působení terapie na Nintendo Wii na některé charakteristické parametry a aspekty klinického obrazu pokročilého stádia PN jako jsou změny rychlosti chůze, stabilita, funkční mobilita a deprese u jednoho pacienta s PN. Terapie trvala 60min., 2x v týdnu po dobu 8 týdnů. Trend ve zlepšení byl viditelný ve všech sledovaných parametrech, výrazné změny byly zaznamenány ve zvýšení rychlosti chůze o 42%, zlepšení stability hodnocené BBS o 35% a v TUG o 34%.

Závěrem lze tedy konstatovat, že Nintendo Wii má jako jedna z oblíbených a již mnoha studiemi ověřených forem CBT významný vliv na zlepšení stavu hybnosti, pohybových vzorů, rozvoje funkčních pohybů, motivace a větší compliance (participace a adherence) k pohybové aktivitě (terapii) u pacientů s PN. (Lange et al., 2010)

Obr. 7 Nintendo Wii v terapeutické praxi 1



Obr. 8 Nintendo Wii v terapeutické praxi 2



III. Kinect Xbox360 jako forma VR v terapii poruch stability u pacientů s PN

Obecně závěry CBT studií ukazují jistý pozitivní trend v ovlivnění poruch stability a zlepšení sledovaných parametrů a kvalit stability jako například: DGI (Dynamic Gait index), TUG, BBS, ABC score, CTSIB.

Společným ukazatelem studií je vyšší compliance pacientů. Hraní představuje výzvu, existuje možnost sledování vývoje v čase při srovnání výsledků s předešlými terapiemi (možnost dokumentace), plnění krátkodobých cílů, zvýšení motivace pro terapii. (de Bruin et al., 2010)

Z předešleho sdělení vyplývá, že mezi těmito formami VR existuje analogie a lze očekávat také pozitivní vliv CBT na konzoli Kinect Xbox360 na poruchy stability u pacientů s PN.

VÝZKUMNÁ ČÁST

4 PRAKTICKÁ ČÁST

4.1 Cíle a pracovní hypotézy

Cílem práce je zhodnotit a porovnat účinnost dvou rozdílných terapeutických přístupů v intervenci poruch stability a výskytu pádů u pacientů s PN.

Položili jsme si pracovní otázky a cíle:

- Mohou být poruchy stability a pády u pacientů s PN účinně intervenovány formou CBT?
- Může být RHB poruch stability u pacientů s PN doplněna CBT pomocí herní konzole Kinect Xbox360?
- V jakých oblastech poruch stability je CBT pomocí herní konzole Kinect Xbox360 přínosná a účinná?
- Vybrány byly dva terapeutické přístupy – KT a CBT. Využito bylo hodnotících testů ke změření úrovně rovnovážných schopností před a po ukončení RHB. (viz. kap. Vyšetření Sledované parametry).

Specifikovali jsme si obecné předpoklady:

- CBT může být vhodnou formou RHB poruch stability u pacientů s PN.
- Předpokládáme, že 8 týdenní RHB program pro pacienty s PN, zaměřený na zvýšení kondice a balance má pozitivní vliv na zlepšení rovnovážných parametrů.
- Cvičení formou CBT může zvýšit stabilitu u pacientů s PN.
- CBT může dostatečně ovlivnit rizikové faktory pádů.

Vědecké otázky a pracovní hypotézy

Vědecká otázka č. 1:

V₀: Předpokládáme, že se míra změn parametrů stability nebude u obou forem terapie lišit.

V_a: Předpokládáme, že se míra změn parametrů stability bude u obou forem terapie lišit.

Hypotéza č. 1:

H₀: Terapie poruch stability pomocí VR na herní konzoli Kinect Xbox 360 nebude mít větší účinek na zlepšení stability (tj. celkové skóre MiniBESTestu), než konvenční způsob terapie.

H_a: Terapie poruch stability pomocí VR na herní konzoli Kinect Xbox360 bude mít větší účinek na zlepšení stability (tj. celkové skóre MiniBESTestu), než konvenční způsob terapie.

Hypotéza č. 2:

H₀: CBT nezlepší dynamickou (anticipatorní a reaktivní) složku stability více, než KT.

H_a: CBT zlepší dynamickou (anticipatorní a reaktivní) složku stability více, než KT.

Hypotéza č. 3:

H₀: CBT nevede k většímu zlepšení v TUG dual task testu, než KT.

H_a: CBT vede k většímu zlepšení v TUG dual task testu, než KT.

Vědecká otázka č. 2:

V₀: Změna svalové síly DKK nevede ke změnám parametrů stability u pacientů s PN.

V_a: Změna svalové síly DKK vede ke ke změnám parametrů stability u pacientů s PN

Hypotéza č. 4:

H₀: KT nepřináší získání větší svalové síly DKK, než CBT.

H_a: KT přináší získání větší svalové síly DKK, než CBT.

Hypotéza č. 5:

H₀: Zvýšení svalové síly nekoreluje se zlepšením parametrů stability. (tj. celkové skóre MiniBESTestu),

H_a: Zvýšení svalové síly koreluje se zlepšením parametrů stability. (tj. celkové skóre MiniBESTestu),

Vědecká otázka č. 3:

V₀: Vyšetření stability pomocí protokolu SOT na přístroji BM nebude korelovat s klinickým vyšetřením MiniBESTest.

V_a: Vyšetření stability pomocí protokolu SOT na přístroji BM bude korelovat s klinickým vyšetřením MiniBESTest.

4.2 Metodika studie

Pro pilotní studii byli vybráni pacienti s PN, kteří jsou evidováni v Centru extrapyramidových onemocnění Neurologické kliniky a Centra klinických neurověd 1. Lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze. Tito pacienti s diagnostikovanou PN museli splňovat jistá kritéria. Lékařem specialistou byla provedena selekce pacientů s PN, u kterých z podrobné anamnézy vyplynula přítomnost instability a pádů. V prospektivním a retrospektivním 6 měsíčním sledování byly zjištěny více než 2 pády. Výskyt pádů byl potvrzen pomocí dotazníku pádů.

Dalšími vstupními kritérii byla nezměněná medikace minimálně v posledním měsíci před vyšetřením. Dále do výzkumu nebyli pacienti zařazeni, pokud trpěli jiným neurologickým, interním nebo ortopedickým onemocněním, které by mohlo ovlivňovat regulaci stoje a chůze (např. stav po cévní mozkové příhodě, vestibulopatie, periferní neuropatie, bolestivost či poranění DK apod.), nebo měli kognitivní dysfunkci, která by nedovolovala adekvátní spolupráci při testování a samotné terapii. Podmínkou byla také ochota pravidelně se účastnit terapie probíhající 2x v týdnu po nepřetržité době 8 týdnů.

4.3 Soubor pacientů a skupinové charakteristiky

Ve studii participovalo 14 pacientů s PN. Záměrem studie bylo srovnání účinků dvou rozdílných terapeutických přístupů. Pacienti byli tedy rozděleni do dvou skupin s rozdílnou terapií. První skupina čítala 8 pacientů s PN a zúčastnila se KT sestávající ze skupinového aerobně-rezistentního kruhového tréninku v trvání 20–25 min a z 20 min dlouhé části zaměřené na rozvoj stability a zlepšování posturální kontroly. Druhá skupina 6 pacientů s PN absolvovala podobně koncipovanou terapii, avšak za pomoci herní konzole Kinect Xbox360, tedy s užitím CBT v trvání každé terapie 40 min. Terapie probíhala u obou skupin shodně 8 týdnů.

Socio-antropometrická charakteristika kontrolního souboru

4.3.1 První skupina – konvenční typ terapie

Do skupiny, jež absolvovala KT bylo zařazeno 8 pacientů s PN. Věk pacientů se pohyboval od 56 do 74 roků, v průměru $65 \pm 8,5$. Pohlaví bylo zastoupeno rovnoměrně, 4 ženy a 4 muži. Průměrná výška pacientů s PN byla 169 ± 22 cm. Průměrná délka onemocnění PN byla $10,5 \pm 6,5$ roky. Hoehn & Yahr skóre se pohybovalo v rozmezí 2 až 3, v průměru $2,5 \pm 0,5$; což odpovídalo oboustrannému postižení s mírnou poruchou rovnováhy.

Tab. 5 Sociodemografická a antropometrická charakteristika kontrolního souboru (n=8)

Pacient [číslo]	Pohlaví	Věk [roky]	výška/hmotnost [cm/kg]	BMI	Trvání PN [roky]	Hoehn & Yahr skóre	Délka terapie [týd./frek./ter.-min.]
1.	M	56	184/91	26,9	12	2	8/ 2/ 45
2.	M	74	176/75,5	24,4	14	3	-II-
3.	M	57	191/122	33,6	10	2,5	-II-
4.	M	67	173/62	21,9	8	3	-II-
5.	Ž	65	174/68	22,2	6	2,5	-II-
6.	Ž	75	147/66	29,3	17	3	-II-
7.	Ž	67	160/61,3	24,9	4	2,5	-II-
8.	Ž	70	161/77	29	6	2,5	-II-
x	-	65,5	170,75/77,85	26,53	10,13	2,63	-
SD	-	8,5	13,25/19,01	3,73	3,06	0,33	-

(vysvětlivky: x – průměrná hodnota, SD – směrodatná odchylka, M – muž, Ž – žena)

4.3.2 Druhá skupina – CBT

Skupina, která měla terapii s využitím VR, čítala 6 pacientů s PN. Věk pacientů se pohyboval od 64 do 82 roků, v průměru 73 ± 9 let. Pohlaví tohoto souboru bylo pouze mužské. Průměrná výška pacientů s PN byla 183 ± 15 cm. Průměrná délka onemocnění PN byla $8,5 \pm 1,5$ roky. Hoehn & Yahr skóre se pohybovalo v rozmezí 2 až 3, v průměru $2,5 \pm 0,5$; což odpovídalo oboustrannému postižení s mírnou poruchou rovnováhy.

Tab. 6 Sociodemografická a antropometrická charakteristika kontrolního souboru (n=6)

Pacient [číslo]	Pohlaví	Věk [roky]	výška/hmotnost [cm/kg]	BMI	Trvání PN [roky]	Hoehn & Yahr skóre	Délka terapie [týd./frek./ter.-min.]
1.	M	78	168/ 67	23,7	8	3	8/2/45
2.	M	65	176/ 70	22,6	7	3	-II-
3.	M	64	174/ 80	26,4	7	2,5	-II-
4.	M	82	183/ 90	29,3	10	3	-II-
5.	M	72	186/ 90	26	8	2,5	-II-
6.	M	70	198/ 115	29,3	9	2,5	-II-
x	-	73,29	181,29/86,71	26,49	8,29	2,63	-
SD	-	6,98	9,02/15,13	2,44	1,03	0,33	-

(vysvětlivky: x – průměrná hodnota, SD – směrodatná odchylka, M – muž)

4.4 Metody a prostředky vyšetření

Pro zhodnocení problematiky poruch stability u pacientů s PN bylo zvoleno několika metod vyšetření. Jelikož jsou poruchy stability často způsobeny více faktory (Dennison, 2007), testová baterie sestávala ze čtyř dílčích vyšetření. Všichni naši pacienti podstoupili na začátku studie BASELINE vyšetření. Po uplynutí 8 týdenní terapie bylo provedeno ještě výstupní vyšetření, čímž jsme mohli hodnotit, ve kterých parametrech došlo k jakým změnám.

Testy používané ve vyšetření byly vybrány na základě validity a reliability, kterou potvrzovalo mnoho studií, jež se zabývaly testováním stability. Vybrané testy jsou v současné praxi celosvětovým standardem. Především se jedná o test UPDRS a MiniBESTest.

Tíži motorického deficitu (míru bradykineze, rigidity) a současně posturální stabilitu a chůzi hodnotí škála UPDRS. Konkrétně bylo využíváno pouze III. části, tedy motorické škály.

MiniBESTest posuzuje klidovou, reaktivní a proaktivní stabilitu stoje a chůze, dále i chůzi s různými rušivými faktory. (Horak, 2009)

Měření svalové síly flexe a extenze v koleni bylo zvoleno, jelikož síla DKK představuje základní faktor posturální stability.

Pro komplexní vyšetření koordinace a organizace všech tří hlavních složek zajišťujících stabilitu (funkce vestibulárního aparátu, somatosenzoriky a zrakového aparátu) bylo využito přístroje SMART Balance Master® od firmy Neurocom, protokolu SOT (Sensory Organisation Test, 2012)

4.5 Vyšetření a sledované parametry pro účely studie

Pro zhodnocení balančních strategií, stavu hybného systému a míry posturální instability bylo nutné využít více testů, jelikož žádný jednotlivě nehodnotí stav dostatečně komplexně. Veškerá vyšetření podstoupili pacienti ve stavu „on“ Doba trvání celého vyšetření jednoho pacienta se pohybovala mezi 45 – 60 minutami.

4.5.1 Svalová síla DKK – flexe a extenze v koleni

Vyšetřena byla svalová síla DKK (quadriceps femoris při extenzi, biceps femoris, semimembranosus a semitendinosus při flexi). Pacient byl usazen na speciálním křesle, celými zády naléhal na opěrátko a pozice trupu byla fixována pomocí křížových popruhů. Stehna byla opřena, pouze bérce vysely volně k zemi. Výchozí polohou pro oba pohyby v koleni, flexi a extenzi, byla trojflexe (3x90° kyčel, koleno, kotník). S využitím siloměru uchyceným na distální části bérce byla změřena

síla při izometrické kontrakci. Pacient měl za úkol při flexi tlačit patou vzad bez flexe v kyčli, pro zamezení flekční synergie. Extenze takovou korekci nevyžadovala. Hodnocena byla maximální síla, kterou je pacient schopen udržet po dobu 5s.

Hodnoty byly zaznamenávány v kilogramech (kg). Měření bylo prováděno na obou DKK. Naměřené hodnoty ze vstupního vyšetření byly procentuálně srovnávány s výstupními hodnotami.

Testem bude objektivizována změna kondice svalů DKK potřebných pro zajišťování posturální stability.

4.5.2 Sensory Organization Test

Test senzoričké organizace identifikuje a objektivizuje abnormality ve využívání tří systémů zajišťujících aferentaci a následně integraci informace o poloze těžiště a pohybu těla: somatosenzorického, vizuálního a vestibulárního. Testování probíhá v kabině přístroje SMART Balance Master[®]. Během tohoto testu jsou jednotlivé vstupy ze zrakového aparátu, vestibulárního aparátu a somatosenzorického (proprioceptivního) systému interferovány, popř. vyřazeny. Takto lze eliminovat dominantní vstupní informaci.

Celý Sensory Organization Test (dále jen SOT) se skládá ze 6 ti subtestů. Vyjma prvního subtestu, SOT1, jednotlivé testy omezují některou ze vstupních informací z daného systému, čímž se vytváří konfliktní situace ve smyslové integraci v CNS. K interferenci zrakového vstupu slouží pohyblivá kabina, jelikož nelze zrakem při výchylnkách těžiště fixovat pevný bod. Somatosenzorické interference je dosaženo pomocí pohyblivé podložky, na které pacient stojí, která se vychyluje ve stejné amplitudě jako míra výchylek CoP v antero-posteriorním směru. Takto pak přístroj vyhodnotí, do jaké míry ovlivní omezení aferentace z daného systému zajištění posturální stability a míru adaptability CNS na změněné podmínky. Jinými slovy vyhodnotí, na jaký ze systémů pacient spoléhá a jaký má dominanci v zajištění stability.

První subtest představuje prostý stoj s otevřenýma očima, při druhém subtestu má pacient zavřené oči, při třetím subtestu jsou oči otevřené a stěny kabiny nakláněním kopírují výkyvy pacienta, ve čtvrtém se při otevřených očích podle předozadních výkyvů těžiště vychyluje i podložka, při pátém subtestu pacient navíc zavře oči a poslední subtest probíhá s otevřenýma očima při pohyblivé podložce i pohyblivých stěnách kabiny, které se kývají pouze na základě výchylek CoP pacienta. Každý subtest je měřen alespoň dvakrát, zaznamenán je i pád pacienta. Délka každého opakování subtestu je 20s.

Subtest 1 a 2 hodnotí udržování statické stability, ve druhém případě s vyloučením zraku. Ve 3. je interferován zrakový vstup, ve 4. somatosenzorický vstup, v 5. je pak potlačen zrakový vstup a interferován vstup somatosenzorický, a je zde tak izolován ve funkci vestibulární aparát. V 6. subtestu je interferován jak systém zrakový, tak somatosenzorický.

Výstup SOT se skládá ze čtyř částí. První je tzv. Equilibrium score (ES), což je graf znázorňující úspěšnost pacienta v každém z jednotlivých subtestů a celkové skóre. Druhou je Sensory Analysis (SA), která vyhodnocuje odděleně funkci jednotlivých systémů, somatosenzorického, vizuálního, vestibulárního a hodnotu míry preference toho kterého systému. Tato analýza podává informaci o tom, jak se pacient spoléhá na vstupní informaci k udržení posturální stability, přestože je tato informace klamná. V těchto dvou grafech (ES a SA) Balance Manager[®] nabízí srovnání se zdravou populací stejného věku, výšky a pohlaví. Jako třetí obsahuje SOT graf SA, který znázorňuje dominanci strategie užití v jednotlivých subtestech, tzn. do jaké míry převládala kotníková nebo kyčelní balanční strategie. Čtvrtý graf, COG Alignment vyjadřuje, průměrný průmět těžiště v jednotlivých subtestech. (Sensory Organisation Test, 2012)

Při hodnocení mohou pacienti dosáhnout minimálně 0 %, maxima 100%, přičemž vyšší procentuální ohodnocení vypovídá o lepších rovnovážných schopnostech.

4.5.3 Jednotná stupnice pro hodnocení Parkinsonovy nemoci (UPDRS, United Parkinson's Disease Rating Scale)

Vyšetření pacienta s PN se neobejde bez kvantitativního hodnocení klinických příznaků. UPDRS patří mezi nejpoužívanější klinické nástroje pro hodnocení tíže postižení v časně i pozdní fázi PN. V současné klinické praxi a výzkumu jde o test první volby.

UPDRS jednoduše hodnotí motorické i non-motorické projevy onemocnění. Je tvořena několika dílčími škálami. Zahrnuje celkem šest pododdílů. (Růžička, 2004)

I. část (položky 1–4) rámcově hodnotí poruchy intelektu, myšlení, nálady a motivace. Tyto položky mají význam především v pokročile fázi PN, kdy pátráme po psychotických projevech, kognitivních poruchách nebo depresi. *Část II.* (položky 5–17) popisuje zvládání běžných činností pacienta na základě anamnestických údajů z posledních dnů, přičemž cílenými dotazy je možno zjistit rozdíly ve stavech ON a OFF. *Část III.* (položky 18–31) slouží k posouzení tíže motorických příznaků PN. *Část IV.* (položky 32–42) retrospektivně zaznamenává projevy motorických fluktuací (střídání stavů ON a OFF), mimovolních pohybů a vegetativních projevů vyvolaných dopaminergní

léčbou, tzn. projevy pozdní fáze onemocnění. V. část představuje modifikovaná stupnice stadií PN dle Hoehnové a Yahra (viz níže). Tabulka je uvedena proto, jelikož tato stupnice byla využita jako jedno z hodnotících kritérií pro výběr pacientů do studie.

Tab. 7 Modifikovaná stupnice stadií PN dle Hoehnové a Yahra (modifikované Hoehn & Yahr skóre-Růžička, 2004, str. 272)

Stadium	Klinický obraz a motorické projevy
stadium 0	bez příznaků nemoci
stadium 1	jednostranné příznaky onemocnění
stadium 1,5	jednostranné + axiální postižení
stadium 2	bilaterální vyjádření symptomů bez poruchy rovnováhy
stadium 2,5	oboustranné postižení s mírnou poruchou rovnováhy (pacient je schopen vyrovnat postoj při „Pull Testu“)
stadium 3	mírné až středně těžké oboustranné postižení, posturální instabilita, pacient je soběstačný
stadium 4	těžká nezpůsobilost, pacient je ještě schopen chodit nebo stát bez pomoci
stadium 5	pacient je odkázán na vozík nebo upoután na lůžko, vstává jen s pomocí

Část VI. tvoří Schwabova a Englandova škála běžných činností, která slouží objektivnímu posouzení funkční výkonnosti nemocného a udává se procentuálním odhadem vztaženým k normální výkonnosti. (Růžička, 2004, str. 273)

4.5.3.I Motorická škála UPDRS

Motorická škála UPDRS (položky 18–31) slouží k posouzení závažnosti motorických příznaků PN. Vždy je nutno uvést, zda byl pacient vyšetřen ve stavu ON nebo OFF, případně za jak dlouho po dávce dopaminergního léku. (Růžička, 2004)

Při hodnocení rovnováhy a posturální instability je často používáno pouze subskóre 4 položek pro hodnocení posturální instability a poruch chůze, *PIGD skóre (Postural Instability and Gait Disorder)*. Toto skóre je součtem položek 27–30 hodnotících stoj a chůzi. Konkrétně se jedná o vstávání ze židle, hodnocení stoje, chůze a Pull test. (Růžička, 2004; Vašková, 2010)

Při hodnocení mohou pacienti dosáhnout minimálně 0 bodů, maxima 100 bodů, přičemž vyšší hodnota vyjadřuje větší tíži postižení.

4.5.4 MiniBESTest

MiniBESTest vychází z širšího vyšetřovacího formuláře BESTestu (Balance Evaluation Systems Test). BESTest slouží k rozdělení posturální stability do 6 systémů, kterými může být determinována: biomechanika, dynamická posturální stabilita během chůze a kognitivní vlivy, limity stability, posturální odpovědi, anticipatorní posturální přizpůsobení a sensorická orientace.

BESTest je sestaven pro detekci deficitního systému podílejícího se na rovnováze. Tento test v sobě integruje některé samostatně používané testy jako je Clinical Test of Sensory Integration for Balance (CTSIB), Timed Up and Go Test (TUG), Dynamic Gait Index, Functional Reach Test aj. (Horak et al., 2009).

MiniBESTest je zkrácený o několik položek a zahrnuje celkem 14 úkolů.

Tabulka znázorňuje MiniBESTest rozdělený do subsystémů.

Tab. 8 MiniBESTest (volně podle Souhrnu všech položek BESTestu - Horak et al., 2009)

MiniBESTest					
I. Biomechanická omezení	II. Limity stability/ Vertikality	III. Změny-Anticipace posturálního nastavení	IV. Reaktivita posturální odpovědi (Push and Release – technika zatlačit a povolit).	V. Sensorická orientace	VI. Stabilita při chůzi
		1. Změny z pozice sedu do stoje	4. Kompenzační kroková korekce vpřed	7. Stoj na pevné podložce	10. Změny v rychlosti chůze
		2. Stoj na špičkách	5. Kompenzační kroková korekce vzad	8. Stoj na měkké podložce se zavřenými očima	11. Chůze s rotací hlavy do stran
		3. Změna při stoji na jedné končetině	6. Kompenzační kroková korekce do strany	9. Stoj na šikmé podložce se zavřenými očima	12. Chůze s otočením na místě
					13. Chůze překročením překážky
					14. TUG/ TUG dual task

Komentář: Jednotlivé položky vytvářejí oddíly, které se zaměřují na různou složku stability. Proaktivní (anticipatorní) stabilita je hodnocena v položce 1. – 3., položky 4. – 6. hodnotí reaktivní stabilitu. 7. -10. položky jsou zaměřeny na klidný stoj bez a s ovlivněním aference ve smyslu otevřených či zavřených očí a stoje na tvrdé, měkké nebo šikmé podložce, položky 11. – 15. vyšetřují chůzi v různých modifikacích s a bez ovlivnění různými vnějšími a vnitřními faktory. (Horak et al., 2009)

Sekce (subsystémy) BESTestu:

I. Biomechanická omezení: zahrnují kvalitu opěrné báze nohou při stoji (1.), geometrii nastavení COM (2.), sílu a rozsah pohybu v kotnících a kyčlích (3., 4.) a schopnost vstání ze sedu na podlaze do stoje (5.).

II. Limity stability / Vertikality: zahrnují položky hodnotící interní reprezentaci, jak daleko se může trup pohybovat bez změny opěrné báze či ztráty rovnováhy. Vyšetření vertikálnosti sedu a laterálních úklonů se provádí se zavřenými očima na obě strany (6.) a dále funkční dosah vpřed a laterálně (7., 8.).

III. Změny-anticipace posturálního nastavení: tato sekce zahrnuje úkoly, které vyžadují aktivní pohyb COM při přechodu z jedné pozice do druhé. Jsou zahrnuty změny z pozice sedu do stoje (9.), stoj na špičkách (10.), změna při stoji na jedné končetině (11.), přenášení váhy při střídavém dotýkání schodu nohou (12.), změna pozice při zvednutí závaží ze země na úroveň ramen (13.).

IV. Reaktivita posturální odpovědi: zahrnuje zachování rovnováhy stoje bez pomoci kompenzačních kroků (14., 15.) a pomoci kompenzační krokové strategie (16., 17., 18.), jako reakci na působení zevní síly vyšetřujícího (technika zatlačit a povolit).

V. Senzorická orientace: tato sekce zahrnuje úkoly identifikující zvýšení nejistoty rovnováhy stoje při změně optické a somatosenzorické informace. Úkoly položky č. 19 jsou modifikací CTSIB, úkol č. 20 zahrnuje stoj na nakloněné ploše se zavřenýma očima.

VI. Stabilita při chůzi: zahrnuje posouzení stability při běžné chůzi na vzdálenost 6 metrů (21.), při změně rychlosti chůze (22.), při chůzi s rotací hlavy (23.), při chůzi s pivot otočením (24.), chůzi s překročením překážky (25.), TUG test (26.) a TUG s kognitivním úkolem (27.).

Při hodnocení mohou pacienti dosáhnout minimálně 0 bodů a maxima 28 bodů, přičemž vyšší dosažená hodnota svědčí pro lepší kvality posturální stability.

4.6 Design výzkumu

V průběhu náboru pacientů došlo u 2 pacientů z původních 16 ještě před zahájením terapeutického programu ke zhoršení stavu, tudíž nebylo možné tyto 2 pacienty do studie zahrnout. Proto v pilotní studii participovalo celkem 14 pacientů. Navržený program počítal prvotně s frekvencí cvičení 3x v týdnu. Frekvence terapií byla však nakonec snížena na 2x týdně, jelikož z časových důvodů autora nebylo možné po dobu 8 týdnů trvání každého programu pro danou skupinu dodržet frekvenci vyšší.

První skupina, čítající 8 pacientů s PN, od začátku, do půli dubna roku 2012 podstoupila vstupní vyšetření. Poté byla zahájena s těmito pacienty skupinová, konvenční forma terapie probíhající od poloviny dubna do poloviny června roku 2012. Terapie probíhala každé úterý a pátek, trvala od 40 – 45min a celkem pacienti absolvovali 16 terapeutických lekcí. Na jedné terapii byli vždy současně pouze 4 pacienti, jelikož koordinovat skupinu o 8 osobách by pro jednoho terapeuta bylo obtížné. Vždy bylo nezbytné na potenciálně nebezpečném stanovišti pacienta jistit. Po ukončení poslední terapie byli všichni pacienti následující týden vyšetřeni. Výstupní vyšetření mělo stejný charakter jako vstupní vyšetření a každý pacient ho důsledně podstoupil ve stejný čas, jako byl vyšetřován u vyšetření vstupního, aby se předešlo ovlivnění a zkreslení výsledku oscilací působení medikace.

Druhá skupina čítající 6 pacientů s PN byla vyšetřena od konce října, do půli listopadu roku 2012. Terapie s využitím herní platformy Kinect Xbox360 probíhající na Rehabilitačním oddělení Neurologické kliniky 1. LF a VFN ve Viničné ulici v Praze. Celý program se konal pravidelně v pondělí a ve čtvrtek, probíhala po dobu 8 týdnů od konce listopadu do konce prosince roku 2012, 2x týdně, při času každé terapie 40min a obsahoval shodně celkem 16 lekcí. Stejně jako v první skupině, pacienti po ukončení posledního tréninku podstoupili výstupní vyšetření stability, vždy ve stejný čas jako vyšetření vstupní.

4.6.1 Konvenční typ terapie

Tab. 9 Koncepce terapeutického programu

Obsah programu	1. část	2. část
Forma cvičení	Aerobně-rezistentní kruhový trénink	Balanční cvičení na rozvoj rovnováhy
Trvání terapie	25min	20min

Tabulka 9 - Koncepce terapeutického programu u konvenčního typu terapie. Zde pouze znázorněna kostra tréninkového modulu. Další kapitoly pojednávají již podrobně o obsahu jednotlivých sekcí.

4.6.1.1 Část I. Aerobně-rezistentní

Na základě zjištěných faktů byl vytvořen tréninkový program, sestávající se z části aerobní a rezistentní, tedy kombinace obou tréninkových konceptů. Zahajovací aerobně-rezistentní blok probíhal ve formě kruhového tréninku.

Klasický kruhový trénink je koncipován tak, že cvičenec vykonává po stanovený čas pohybovou aktivitu na určitém stanovišti. Poté se přemisťuje bez, nebo s krátkým odpočinkem, ke stanovišti dalšímu tak, aby stále udržoval pracovní režim kardiovaskulárního systému. Obecně je doporučováno, aby tento cyklus tvořilo celkem 8–12 stanovišť (neboli specifických cviků) pro vybranou formu zátěže. Dále by trvání cvičení na každém ze stanovišť mělo být mezi 45 – 60s, přičemž doba na přemístění se k dalšímu stanovišti a k zotavení by měla být 15 – 30s. Kruhový trénink trvá podle různých autorů 20 a více minut. (Glowacki et al., 2004; Gettman et al., 1981; Fleck et al., 2004)

Kruhový trénink navržený pro tuto studii se v jistých aspektech lišil od klasického kruhového tréninku. Z důvodu neschopnosti pacientů dostatečně rychle měnit stanoviště, byla vynechána pauza mezi stanovišti. Klasický kruhový trénink nutně nemusí pracovat s dělením na stanoviště aerobní a rezistentní. Použitý koncept zdůrazňuje složku tréninku pro rozvoj kondice a současně posilování, výhradně DKK.

Tento modul tvořilo 8 stanovišť, 4 s aerobní formou a 4 s odporovou (posilovací) formou zátěže. Poměr v čase stráveném na daném stanovišti byl 3:1 z pohledu aerobní zátěže. Všichni pacienti vždy zahajovali 120 s (2 min) na aerobní části, a poté se přemístili, bez vložené pauzy, na část posilovací, kde strávili 40 s. Celková doba, potřebná pro jeden cyklus, byla, i s přesuny, 25 min. První polovina programu, tedy po 4 týdny, byla stanoviště stejná, na druhou polovinu programu se některé cviky rezistentní části inovovaly pro možnost pozitivního ovlivnění motivace, motorického učení a snížení adaptace.

Informaci o náplni a rozdělení stanovišť v první části cvičebního programu poskytují tabulky. (Tab. 10 a 11)

1. model pro 4 týdny terapie

Tab. 10 Koncepce aerobně-rezistentní části rehabilitačního programu 1

A (120 s = 2 min)	R (45 s)
1. výstup u žebřin na bosu s nakročením kolene	2. legpress
3. veslování na trenažéru	4. bridging vleže na zádech s bosu pod Thp.
5. rotoped – statický ergometr	6. bridging s DKK na balanční čočce
7. elyptical	8. dřepy vestoje s oporou zad o míč u stěny

(vysvětlivky: A= aerobní forma cvičení; R= rezistentní forma cvičení)

2. model pro 4 týdny terapie

Tab. 11 Koncepce aerobně-rezistentní části rehabilitačního programu 2

A (120 s = 2 min)	R (45 s)
1. výstup u žebřin na bosu s nakročením kolene	2. v podřepu přenos váhy u žebřin
3. veslování na trenažéru	4. posazování směrem vzad a vstávání s držením se HKK o žebřiny
5. rotoped – statický ergometr	6. vstávání a posazování na židli s pomocí HKK držícími theraband fixovaný o žebřiny
7. elyptical	8. dřepy vestoje s oporou zad o míč u stěny na pěnové podložce

(vysvětlivky: A= aerobní forma cvičení; R= rezistentní forma cvičení)

4.6.1.II Část II. Cvičení na rozvoj stability

Jelikož intervence v terapii měla za cíl zlepšení posturální stability, byl do tréninkového modulu implementován balanční trénink. Jednalo se tedy specifické cvičení na rozvoj posturální stability.

Každé cvičení bylo prováděno 60 s. Náplň a rozvržení cviků podrobně udává přehled v Tab. 12 a 13.

1. model pro 4 týdny terapie

Tab. 12 Koncepce balančního cvičení druhé části rehabilitačního programu 1

Balanční cvičení na rozvoj rovnováhy	
1. zády udržovat o stěnu overball a kolena střídavě flektovat na úroveň pasu	2. výpady vpřed na plné chodilo s oporou HKK o NW hole
3. výpady vzad u lehátka ve stoji na balanční čočce	4. stoj na obráceném bosu a přenos váhy u žebřin
5. tandemová chůze po měkké pěnové podložce	6. boční přestup stupínku do stran u žebřin
7. tandemová chůze po čáře na tvrdém povrchu	8. vstávání ze židle, přechod 2 m a posazení na druhou židli

2. model pro 4 týdny terapie

Tab. 13 Koncepce balančního cvičení druhé části rehabilitačního programu 2

Balanční cvičení na rozvoj rovnováhy	
1. vstávání ze židle s udržováním míčku na podnose	2. stoj na velké balanční čočce s postrky terapeuta
3. výpady vpřed na labilní plochu chodilo s oporou HKK o NW hole	4. sed na gymballu – rotace trupu do strany a dosahování do dálky
5. poskoky na trampolíně u žebřin	6. pochodování na místě, na třetí krok zastavit DK ve flexi nahoře a zastabilizovat
7. boční výpady z bosu u žebřin	8. ve stoji u žebřin na měkké, pěnové podložce aktivní přesuny těžiště do limitů stability

4.6.1.III Průběh RHB

Tento RHB program absolvovala do konce celá 8 členná skupina pacientů. Průměr účasti celé skupiny v terapii byl 76,56%.

Frekvenci účasti jednotlivců v 16 ti lekcích cvičení přibližuje tabulka (Tab. 14).

Tab. 14 Frekvence účasti v RHB programu – 1. skupina

Terapie/Pacient	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.
1. - 10.4.	+	+	+	+	1	+	+	+
2. - 13.4.	+	+	+	+	-	+	+	+
3. - 17.4.	+	-	-	+	-	+	+	+
5. - 24.4.	+	+	+	+	-	+	+	+
6. - 27.4.	+	-	+	+	-	+	-	-
7. - 1.5.	-	-	+	+	-	+	-	-
8. - 3.5.	-	-	+	+	-	+	-	+
9. - 8.5.	+	+	+	+	-	-	+	+
10. - 10.5.	+	-	-	+	-	+	+	+
11. - 15.5.	-	+	-	+	+	+	-	+
12. - 17.5.	+	+	+	-	+	+	+	+
13. - 22.5.	+	+	+	+	+	+	+	+
14. - 24.5.	+	+	+	+	-	+	+	+
15. - 29.5.	+	+	+	+	+	+	+	-
16. - 31.5.	+	+	+	+	+	+	+	+
celkem	13	12	13	15	6	15	12	12
účast v %	81,25	75	81,25	93,75	37,5	93,75	75	75
průměr					76,56%			

Vysvětlivky k Tab. 14

+	Účast pacienta na terapii
-	Absence pacienta na terapii

4.6.2 CBT – Kinect Xbox360

Herně terapeutický program obsahem splňoval náplň konvenčního terapeutického programu. Tedy zahrnoval jak část aerobně-rezistentní pro rozvoj kardiorepirační zdatnosti a posílení svalů DKK, tak současně části pro rozvoj stability.

Tab. 15 Koncepce CBT

1. část – individuální forma	alternativa pro pacienty neschopné absolvovat program 1, 2, 3	2. část – 2 pacienti současně
1. BOX: 9 min.	WALL BREAKER: 5 min.	1. BOWLING: 10 min.
2. TENIS: cca 5 min.	STOMP IT: 5 min.	2a. TABLE TENNIS: 10 min
		nebo STOMP IT.
3. LYŽOVÁNÍ: 4-5 min.	WORKOUT FOR LEGS/GLUTES: 10 min	2b. LYŽOVÁNÍ: 10 min
celkem: cca 20 min	celkem: cca 20 min	celkem: cca 20 min
trvání programu CBT: 40 min		

Jelikož herní platforma Kinect Xbox360 nabízí cvičení maximálně dvou osob současně, musela být koncepce terapeutického programu upravena. Forma terapie neprobíhala totožně skupinově jako u první skupiny. Současně nemohlo cvičit šest pacientů, proto byl program rozdělen na dva bloky. V prvním bloku, 20min, cvičil pacient sám, dalších 20min hrál s dalším pacientem. Rozdílem, oproti klasické formě kruhového tréninku užitému u první skupiny byla absence cvičebních pomůcek. Pacienti využívali v terapii pouze pohybu vlastního těla v prostoru. Vybrány byly takové hry, při kterých se zapojuje celé tělo, vyžadují změnu těžiště a zábavnou formou stimulují pacienta k aktivitě.

V rehabilitační praxi není studie, která by přímo popisovala užití konkrétní hry či strategie na herní platformě Kinect Xbox360 pro terapii pacientů s PN s instabilitou. Výběr byl proto stanoven na základě osobního otestování a zhodnocení hry terapeutem (autorem studie).

Ze široké nabídky her možných pro uplatnění a zahrnutí do studie byly vybrány pouze takové, které splňovaly očekávaná kritéria pro terapeutický program. Některé z her měly mít svůj domi-

nantní charakter ve formě aerobní aktivity, jiné více balanční. Měly tedy vést pacienta ke změnám těžiště, nutnosti dosahovat svých limitů stability, či střídat polohu trupu vůči pozici DKK. Pro tato kritéria se nejvíce nabízely hry, u kterých pacient musí zapojit celé tělo. Defacto nejsou tedy ovládnány pouze izolovaným pohybem jedné končetiny.

I. část

Terapie pro daného pacienta začala první částí. Charakter aktivity v této části nebyl čistě pouze aerobní a posilovací, ale v určitém v sobě spojoval současně i cvičení na rozvoj stability. Snahou však bylo, aby aerobní a posilovací charakter cvičení převažoval. Pro toto se výborně osvědčily hry z DVD „Kinect Sports: Season 2“. Vybrány byly hry: *Tenis, Box, Lyžování*. Všichni pacienti však po první terapii nebyli schopni náročnost ovládnání některé z těchto her zvládnout. Jednodušší na ovládnání a aerobně-rezistenční trénink více analytickou formou nabízelo DVD „Your Shape Fitness Evolved 2012“. Zde byly vybrány hry: *Wall breaker, Muscle Specific Workout for Legs/Glutes a Stomp it*.

Zvolené hry měly výborné charakteristiky hodící se pro rozvoj kondice a zmírnění hypertonicko-hypokinického syndromu. Všechny hry byly doprovázeny zvukovými fenomény, které zvýrazňovaly prováděný pohyb a stávaly se mnohdy vhodným iniciačním stimulem pro generaci motoriky.

Box

Většina pacientů zahajovala terapii boxem. Boxování tvořila tři kola v trvání 90s na každé kolo. Pacienti prováděli dohromady 6 kol, přičemž 3kola s nakročením levé a 3 kola s nakročením pravé DKK, aby nebyla aktivita jednostranná. Celkem tedy vykonali 540s pohybové aktivity s dominantně aerobním charakterem. Pacient stál vzpřímeně s jednou nohou nakročenou vpřed a prováděl úderý levou i pravou HKK. Tento pohyb uvolnil rigidní oblast ramenních pletenců a horního trupu, a současně významně zapojil kardiorespirační systém. Pacient musel v průběhu provádění úderů současně kontrolovat stabilitu.

Obr. 9 Kinect Xbox360: ukázka boxování



Lyžování

Lyžování (Skiing) prováděl pacient tak, že se postavil vzpřímeně s bází na šíři ramen. Změnou z polohy vzpřímené do polohy v podřepu měnil rychlost lyžaře, čímž efektivně v celý průběh sjezdu posiloval svalstvo DKK. Přenosem těžiště do krajních poloh jeho limitů stability vedl lyžaře mezi brankami. V průběhu závodu také musel s lyžařem při vhodném načasování skočit, což provedl stoupnutím si na špičky a krátkým setrváním, což simulovalo skok. U lyžování pacienti rozvíjeli sílu DKK, ale také kontrolu a setrvání na hranici limitů stability. Stojem na špičkách při určitém načasování byla stimulována anticipatorní stabilita. Pacienti v jedné hře měli dvě kola sjezdu, přičemž jeden sjezd trval zhruba 60 – 70s. Absolvovali 2 hry, tedy celkem 4 – 5min. aktivity.

Obr. 11 Kinect Xbox360: ukázka lyžování 1



Obr. 10 Kinect Xbox360: ukázka lyžování 2



Tenis

Tenis se svou herní ovladatelností velice blížil reálné situaci. Pacienti měli v jedné ruce pomyslnou raketu. Tenis v sobě spojoval velmi komplexní činnost. Správné podání nebo odehrání míčku vyžadovalo schopnost načasování, souhry očí a pohybu HK při úderu do míčku za adekvátní kontroly stability. Zprvu pacienti setrvali při úderech pouze na místě. Postupně se na herní režim adaptovali, byli motivováni a jejich motorika se stala bohatší a pestřejší. Někteří dokonce byli schopni ukročení při forehandu, přemístění se, nebo rotace trupu při backhandu, bez ztráty rovnováhy. Jelikož tato hra vyžadovala velké soustředění, byla pro svou vysokou kognitivní i fyzickou náročnost užita pouze jednou až dvakrát podle stavu pacienta.

Obr. 12 Kinect Xbox360: ukázka Tenisu



Pro pacienty, kteří nebyli schopni pro svou rigiditu a instabilitu ovládat výše zmíněné hry, měli alternativní program.

Wall Breaker

Hra Wall Breaker svou náplní prakticky simulovala aktivitu jako v boxu. Pacient měl za úkol rozbít objevující se krabice, nacházející se v horním kvadrantu úderem vzdálenější ruky přes střední čáru za pomoci rotace svého trupu. Takto byl iniciován opustit rigidní držení a rytmicky rozpochoval horní trup i DKK. Tato aktivita byla i aerobně dynamického charakteru, tudíž splňovala potřeby aerobní aktivity. Pacient hrál 2x, celkem 5min.

Obr. 13 Kinect Xbox360: ukázka hry Wall breaker



Obr. 14 Kinect Xbox360: ukázka hry Stomp it



Stomp it

U hry Stomp it stál pacient v pomyslném kruhu a měl za úkol vždy ve správný čas vyšlápnout DKK do rozsvíceného pole. Vždy před jeho rozsvícením se pole projasnilo a zazněl signál, tudíž měl pacient čas k přípravě a zahájení pohybu. Tuto část také vykonával 5min. Posilovací část *Workout for Legs/Glutes* byla kombinací cvičebních prvků pro DKK zaměřené na posílení stehen a hýžd'ových svalů (např. výpady vpřed/vzad, squaty). Toto posilování zahrnovalo celkem 10min. cvičení.

II. část

Části druhé se již účastnili dva pacienti současně. Pohybový program zde byl zaměřen na rozvoj stability, koordinace zraku a pohybu, schopnosti načasování. Dominantně nebyl koncipován pouze jako balanční terapeutický program. Zábavnou formou se zapojili oba pacienti do terapie, motivovali se, posunovali své výsledky a mohli sledovat své i „soupeřovo“ zlepšování v čase.

Vybrány byly takové hry, kde pacienti mohli hrát současně proti sobě. Takové požadavky splňovaly hry: *Table tennis, Bowling, Tenis a Lyžování*.

Bowling

Nejoblíbenější u pacientů v této skupinové části terapie se stal jednoznačně bowling. Pacienti vždy absolvovali jednu celou hru (cca 20 hodů) při odhazování koule jednou rukou, poté ruce vystřídaly. U bowlingu pacient musí efektivně koordinovat stabilitu trupu při zúžené bázi stoje a asymetrickém nakročení jedné DK. Musí propojit motoriku ruky s pohledem fixujícím zamýšlený cíl. Zkoordinovat všechny tyto aspekty pohybu bylo pro většinu pacientů zprvu velmi obtížné. Postupné zlepšování bylo viditelné na zužování báze stoje, zesílení švihů HK a nárůstu přesnosti odhozů.

Obr. 15 Kinect Xbox360: ukázka hry Bowling



Table tennis

Table tennis neboli stolní tenis (ping-pong) hráli pacienti až poté, co se rozcvičili při bowlingu. Stejně jako při tenisu vyžadovala i tato hra nutnou koordinaci pohybu při simultánním sledování míčku a jeho odpalování. Převedeme-li tuto činnost do běžného života, museli pacienti zvládnout současně více aktivit, plnili složitý komplexní úkol, tedy „dual task“.

Obr. 16 Kinect Xbox360: ukázka hry Table tennis



Lyžování prováděli pacienti pouze výjimečně za předpokladu, že měli dostatek energie, byli schopni samostatného stoje a dokázali přenášet váhu bez zásadní asistence druhé osoby. Častá byla kombinace jedné hry stolního tenisu a jedné hry lyžování.

4.6.2.I Průběh RHB

Průměr účasti celé skupiny v terapii byl 73,95%.

Frekvenci účasti jednotlivců v 16 ti lekcích cvičení přibližuje tabulka (Tab. 16).

Tab. 16 Frekvence účasti v RHB programu – 2. skupina

Terapie/Pacient	1.	2.	3.	4.	5.	6.
2. - 1.11.	+	+	+	-	+	+
3. - 5.11.	+	+	+	+	+	+
4. - 8.11.	+	+	+	+	-	+
5. - 12.11.	+	-	-	+	+	+
6. - 15.11.	+	+	+	+	+	+
7. - 19.11.	-	+	+	+	+	+
8. - 22.11.	-	-	+	-	+	-
9. - 26.11.	+	1	+	-	-	-
10. - 29.11.	+	1	-	+	-	-
11. - 3.12	+	-	+	+	-	-
12. - 6.12.	-	-	+	+	+	+
13. - 10.12.	+	+	+	+	+	-
14. - 13.12.	+	+	+	+	-	-
15. - 17.12.	+	+	+	+	-	-
16. - 20.12.	+	+	+	+	+	-
celkem	13	12	14	13	11	8
účast v %	81,25	75	87,5	81,25	68,75	50
průměr			73,95%			

Vysvětlivky k Tab. 16

+	Účast pacienta na terapii
-	Absence pacienta na terapii

4.7 Statistické zpracování a analýza dat

Získaná data z měření byla zaznamenána do tabulek a grafů pomocí programu Microsoft Office Excel 2007. Další statistické zpracování a tvorba grafů byla provedena pomocí funkcí Microsoft Office Excel 2007 a také za pomoci programu „The R Project for Statistical Computing“, dostupném z <http://www.r-project.org/>.

Ke zjištění normality byla data podrobena analýze pomocí funkcí SKEW (šikmost) a KURT (špičatost), dále jsme užili FTEST nebo TTEST. Pro identifikaci porovnatelnosti souborů jsme výchozí sledovaná data testovali pomocí Wilcoxonova testu pro neparametrické rozdělení souboru výběrů. Na základě zjištěné podobnosti souborů dat, převážně srovnávání mezi daty z 1. a 2. SKUPINY, jsme dále pracovali na testování vědeckých otázek a hypotéz. K tomuto účelu bylo využito funkcí z Microsoft Office Excel 2007: PRŮMĚŘ, SD, SKEW, KURT, TTEST. Korelace pro normální rozdělení dat byl použit koeficient podle Pearsona, funkce PEARSON. Kritické hodnoty pro Pearsonův korelační koeficient pro dané n byly získány z tabulky dostupné na http://www.kmt.zcu.cz/person/Kohout/info_soubory/letnisek/ruzne/kritickohodnotykoef.pdf.

SPEARMANŮV KORELAČNÍ KOEFICIENT byl vypočítán za pomoci programu „Rank Correlation“, dostupném na <http://www.wessa.net/rankcorr.wasp>. Kritické hodnoty pro Spearmanův korelační koeficient pro dané n byly získány z tabulky dostupné na <http://cit.vfu.cz/statwelf/WELF/Teorie/tabulky.htm#Spearman>.

Pro WILCOXONŮV TEST byl použit program The R Project for Statistical Computing – RGui (32-bit).

Jako hladina významnosti byla určena hodnota $p < 0,05$. koeficienty

4.8 Hodnoty BASELINE vyšetření – sledované parametry

1. SKUPINA

Tab. 17 Vstupní vyšetření (BASELINE) – sledované parametry

Pacient [číslo]	Pohlaví	UPDRS III	SOT – equilibrium score [%]	MiniBESTest score	Svalová síla DKK	
					P Fx	L Fx
					P Ex	L Ex
1.	M	16	88	25	16,5	8,2
					25,6	27,5
2.	M	27	65	18	9,3	13,6
					28,5	22,5
3.	M	27	86	15	13,6	7,5
					33,5	21,5
4.	M	16	85	18	4,45	2,8
					14,5	13,6
5.	Ž	22	85	11	8,3	12,4
					27,5	28,2
6.	Ž	22	73	24	4,9	1,6
					5,8	9,2
7.	Ž	12	86	24	6,1	5,9
					26,1	17,2
8.	Ž	19	84	19	2,6	2,2
					21,5	21

(vysvětlivky: M – muž, Ž – žena, P/L Fx – flexe v pravém/levém kolenním kloubu)

2. SKUPINA

Tab. 18 Vstupní vyšetření (BASELINE) – sledované parametry

Pacient [číslo]	Pohlaví	UPDRS III	SOT – equilibrium score [%]	MiniBESTest score	Svalová síla DKK	
					P Fx	L Fx
					P Ex	L Ex
1.	M	35	83	14	9,5	7,5
					17,5	20,2
2.	M	36	91	14	4,8	1,5
					16,5	16,2
3.	M	23	72	21	5,4	7,5
					23,2	24,3
4.	M	27	34	9	3,3	2,65
					11,25	11,3
5.	M	18	64	15	7,2	5,4
					19,6	19,5
6.	M	10	93	14	12,3	5,8
					22,3	21,2
					19,52	17,2

(vysvětlivky: M – muž, Ž – žena, P/L Fx – flexe v pravém/levém kolenním kloubu)

Komentář: Vstupního vyšetření se zúčastnilo celkem 14 pacientů. Ve skupině č. 1 figurovalo 8 pacientů, ve skupině č. 2 pacientů 6. Zaznamenána byla data z UPDRS III (min. 0 bodů, max. 100 bodů); SOT (min. 0%, max. 100%; Mini-BESTest score (min. 0 bodů, max. 28 bodů) a svalová síla DKK (hodnoty dosažené izometrické kontrakce po dobu 5s v kilogramech). (bližší vysvětlení významu dosažených hodnot viz kap. 4.7 **Vyšetření a sledované parametry pro účely studie**)

4.9 Hodnoty výstupního vyšetření

1. SKUPINA

Tab. 19 Výstupní vyšetření – sledované parametry

Pacient [číslo]	Pohlaví	UPDRS III	SOT – equilibrium score [%]	MiniBESTest score	Svalová síla DKK	
					P Fx	L Fx
					P Ex	L Ex
1.	M	14	87	27	11,8	9,5
					29,3	25,6
2.	M	19	53	23	13,2	13
					30,2	29,1
3.	M	28	78	18	12,5	9,5
					37,5	29,5
4.	M	18	84	21	5,8	2,9
					13,7	14,5
5.	Ž	20	65	12	8,7	9,2
					31,2	28,6
6.	Ž	28	76	21	6,82	5,6
					12,5	17,4
7.	Ž	11	84	26	6,4	5,9
					25,7	20,6
8.	Ž	18	83	14	9,1	6,1
					18,8	18,9

(vysvětlivky: M – muž, Ž – žena, P/L Fx – flexe v pravém/levém kolenním kloubu)

2. SKUPINA

Tab. 20 Výstupní vyšetření – sledované parametry

Pacient [číslo]	Pohlaví	UPDRS III	SOT – equilibrium score [%]	MiniBESTest score	Svalová síla DKK	
					P Fx	L Fx
					P Ex	L Ex
1.	M	28	63	20	13,3 25,3	11,8 26
2.	M	35	85	21	2,1 14,8	1,75 15,5
3.	M	13	72	26	13,35 22,25	6,9 27,45
4.	M	13	48	15	7,9 24,5	11,2 27,05
5.	M	18	62	18	8 20,1	6 20
6.	M	20	90	18	10 25	10,5 25,8

(vysvětlivky: M – muž, Ž – žena, P/L Fx – flexe v pravém/levém kolenním kloubu)

Komentář: Týden po ukončení 8 týdnů RHB programu byli pacienti vyšetřeni znovu. Tabulky podávají informaci o individuálních změnách v jednotlivých testech.

4.10 Celkové změny v jednotlivých testech

1. SKUPINA

Tab. 21 Změny sledovaných parametrů celkem v procentních bodech

Pacient [číslo]	UPDRS III	SOT – equilibrium score [%]	Svalová síla DKK	MiniBESTest score
1.	+ 12,5	-1	- 2,1	+8
2.	+ 42,1	- 12	+ 33,5	+27,7
3.	- 3,7	- 8	+ 16,9	+16,6
4.	- 12,5	- 1	+ 4,9	+16,6
5.	+ 10	- 20	+ 1,7	+9,1
6.	- 27,3	+ 3	+ 96,8	-14,3
7.	+ 9	-2	+ 5,7	+8,3
8.	+ 5,5	-1	+ 11,8	-35,7

2. SKUPINA

Tab. 22 Změny sledovaných parametrů celkem v procentních bodech

Pacient [číslo]	UPDRS III	SOT – equilibrium score [%]	Svalová síla DKK	MiniBESTest score
1.	+20	-20	+28,4	+43
2.	+2,7	-6	-12,43	+50
3.	+43,5	0	+13,65	+24
4.	+ 51,85	+14	+59,66	+67
5.	0	-2	+4,6	+20
6.	+5	-3	+8,9	+28,6

Komentář: Tabulky podávají již výsledky v procentních bodech. Tato data nejsou získána vztahením k možnému maximum v daném testu. Vyjadřují, o kolik procent došlo k individuálním změnám u konkrétního pacienta po terapii v porovnání k BASELINE hodnotám.

Hodnotícím kritériem pro identifikaci míry změn ve stabilitě u pacientů byla data získaná klinickým vyšetřením MiniBESTest. Individuální změny po terapii vůči BASELINE hodnotám vyjadřuje změna v procentních bodech.

Uvedené tabulky a grafy poskytují přehledně data pro hodnocení Vědecké otázky č. 1 a k ní vztahených Hypotéz č. 1, 2 a 3. Změny v rámci klinického vyšetření MiniBESTest v dílčích kvalitách stability

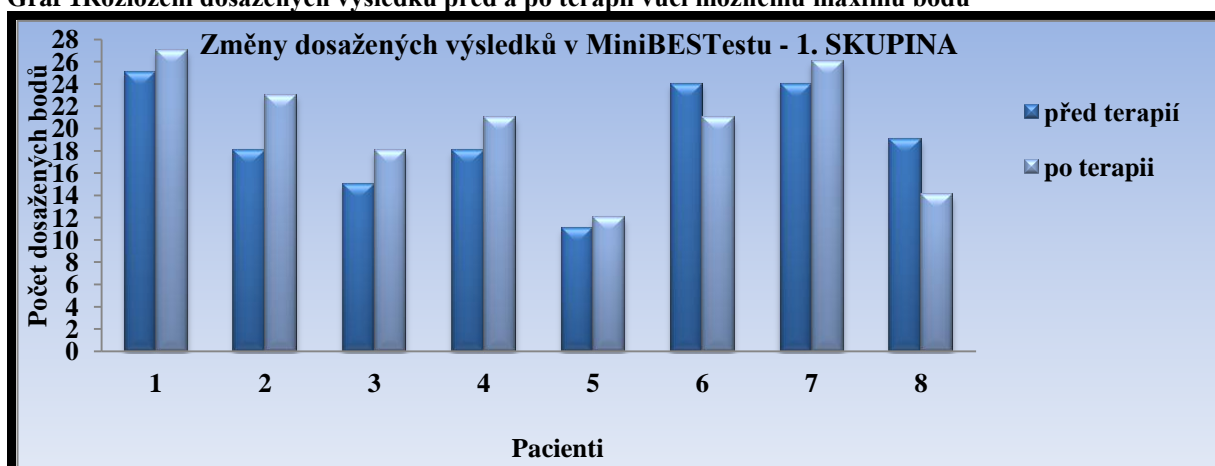
1. SKUPINA

Tab. 23 Zaznamenané změny v rámci jednotlivých položek MiniBESTestu se zřetelem na dílčí kvality stability

MiniBESTest																	
STABILITA	Pacient	1.		2.		3.		4.		5.		6.		7.		8.	
		před	po	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
PROAKTIVNÍ	1.	2	2	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	1
	2.	2	2	1	2	0	1	2	2	0	1	2	2	2	2	2	1
	3. (L;R)	2	2	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
REAKTIVNÍ	4.	2	2	1	2	0	2	2	2	1	1	2	2	2	2	2	2
	5.	2	2	1	1	1	2	0	0	0	0	1	1	2	1	0	0
	6. (L;R)	2	2	0	1	1	1	0	0	0	0	2	1	1	2	1	1
STATICKÁ	7.	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
	8.	2	2	1	1	1	1	2	2	1	0	1	1	2	2	1	1
	9.	1	2	2	2	2	1	2	2	0	0	2	1	2	2	0	0
CHŮZE	10.	2	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2	1
	11.	1	2	1	2	1	1	1	2	1	2	2	1	2	2	2	1
	12.	2	2	1	2	1	1	0	1	1	0	2	2	1	2	2	1
	13.	2	2	2	2	1	1	1	2	1	1	2	2	2	2	2	1
TUG	14	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1
	DT(s)	12,4	10,5	9	10	13,9	13,2	14,7	15,2	13,4	17,7	25	14,2	12,4	8,7	17	18,1
SOUČET BODŮ		25	27	18	23	15	18	18	21	11	12	24	21	24	26	19	14
ZMĚNA V % BODECH		+8		+27,7		+16,6		+16,6		+9,1		-14,3		+8,3		-35,7	

(vysvětlivky: + zlepšení, – zhoršení sledovaných hodnot; DT (s) dual task: čas v sekundách)

Graf 1 Rozložení dosažených výsledků před a po terapii vůči možnému maximu bodů



Komentář: Z grafu je patrné, že u 6 pacientů z 8 došlo ke zlepšení dosažených výsledků po terapii. U 2 pacientů došlo naopak ke zhoršení výsledku. Podrobněji podává informaci o individuálních změnách daných pacientů v procentech Graf 3.

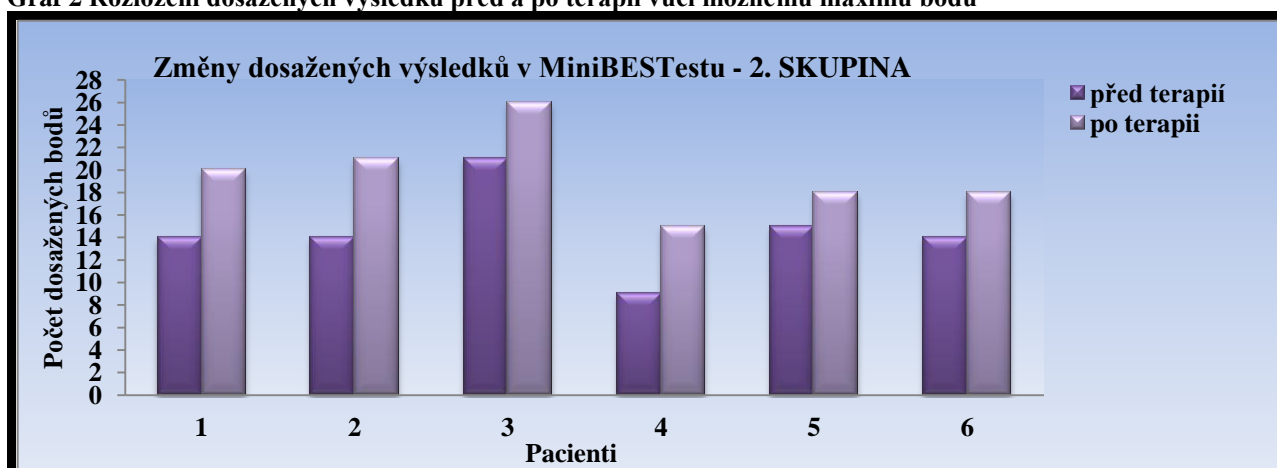
2. SKUPINA

Tab. 24 Zaznamenané změny v rámci jednotlivých položek MiniBESTestu se zřetelem na dílčí kvality

MINI BESTest													
STABILITA	Pacient	1.		2.		3.		4.		5.		6.	
		před	po	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
PROAKTIVNÍ	1.	1	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2
	2.	1	2	1	1	2	1	0	1	0	1	1	1
	3. (L;R)	0	1	1	1	0	1	0	1	1	1	2	0
REAKTIVNÍ	4.	1	2	1	2	1	2	0	1	2	2	1	2
	5.	0	1	0	1	1	2	0	0	1	1	2	2
	6. (L;R)	1	2	0	2	1	2	1	1	0	1	0	1
STATICKÁ	7.	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
	8.	1	1	1	1	2	2	1	1	0	0	0	0
	9.	0	0	0	0	1	2	0	0	0	0	1	1
CHŮZE	10.	1	1	2	2	2	2	1	2	2	2	1	2
	11.	2	2	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1
	12.	1	1	1	1	2	2	1	1	1	1	1	1
	13.	2	2	1	2	2	2	0	1	2	2	1	1
TUG	14	1	1	1	2	1	2	1	1	1	1	1	1
	DT(s)	17,74	17	19,47	19,3	10,12	9,9	42,36	27	12,63	10,36	11,46	9,87
SOUČET BODŮ		14	20	14	21	21	26	9	15	15	18	14	18
ZMĚNA V %		+43		+50		+24		+67		+20		+28,6	

(vysvětlivky: + zlepšení, – zhoršení sledovaných hodnot; DT (s) dual task: čas v sekundách)

Graf 2 Rozložení dosažených výsledků před a po terapii vůči možnému maximu bodů



Komentář: Z grafu je patrné, že u všech 6 pacientů došlo ke zlepšení dosažených výsledků po terapii. Podrobněji podává informaci o individuálních změnách daných pacientů v procentech Graf 3.

4.11 Meziskupinové srovnání změn v jednotlivých kvalitách stability v rámci MiniBESTu

Tab. 25 Meziskupinové srovnání změn v jednotlivých kvalitách stability v rámci MiniBESTu

MiniBEST	Položka/Úkol	ZMĚNA V % celkem	
		1. SKUPINA	2. SKUPINA
PROAKTIVNÍ	1.	-6,25	+16,7
	2.	+12,5	+16,7
	3. (L;R)	+6,25	+41,67
REAKTIVNÍ	4.	+18,75	+41,67
	5.	0	+25
	6. (L;R)	+6,25	+50
STATICKÁ	7.	0	0
	8.	-6,25	0
	9.	-18,75	+8,3
CHŮZE	10.	0	+16,7
	11.	+12,5	+8,3
	12.	+6,25	0
	13.	0	+16,7
TUG	14	+6,25	+16,7
	DT	+4,53	+17,1

(vysvětlivky: + zlepšení, – zhoršení; DT dual task)

Graf 3 Meziskupinové srovnání změn v jednotlivých kvalitách stability v rámci MiniBESTestu



Komentář: Graf 3 podává srovnání mezi první a druhou skupinou pacientů, jakých změn dosáhli celkem v jednotlivých úkolech MiniBESTestu, s přihlédnutím na konkrétní kvality a charakteristiky posturální stability. Ukazuje změny ve stabilitě proaktivní, reaktivní, statické, stabilitu při chůzi a výkonnost v TUG testu a TUG jako dual task. Je patrné, že 2. skupina dosáhla obecně větších změn v parametrech stability, konkrétně významně v následujících složkách: v proaktivní stabilitě, úkolu 3., tedy stojí na jedné DK, dále v reaktivní stabilitě, ve 4. úkolu Push and Release v anteriorním směru a markantně v 6. úkolu, Push and Release v laterálním směru. Shodných výkonů dosahovali pacienti ve statické stabilitě, která se pro statický stoj po terapii takřka nezměnila, úkol 7., zatímco v úkolech 8. a 9., tedy stojí na měkké podložce a stojí na nakloněné rovině, došlo k nepatrnému zhoršení. V parametrech chůze došlo ke zlepšení 2. skupiny v úkolu 10., změna rychlosti chůze, dále výrazně v 13. úkolu, překračování překážky. Trendu podstatného zlepšení dosáhli pacienti také v testu TUG klasickém, i dual task.

4.12 Změny ve svalové síle DKK

1. SKUPINA

Tab. 26 Podrobné shrnutí interindividuální změn v rámci svalové síly DKK

SS DKK					
Pacient	Svalová síla DKK				ZMĚNA V % celkem
	před		po		
	P Fx	L Fx	P Fx	L Fx	
	P Ex	L Ex	P Ex	L Ex	
1.	16,5	8,2	11,8	9,5	-2,1
	25,6	27,5	29,3	25,6	
2.	9,3	13,6	13,2	13	+33,5
	28,5	22,5	30,2	29,1	
3.	13,6	7,5	12,5	9,5	+16,9
	33,5	21,5	37,5	29,5	
4.	4,45	2,8	5,8	2,9	+4,9
	14,5	13,6	13,7	14,5	
5.	8,3	12,4	8,7	9,2	+1,7
	27,5	28,2	31,2	28,6	
6.	4,9	1,6	6,82	5,6	+96,8
	5,8	9,2	12,5	17,4	
7.	6,1	5,9	6,4	5,9	+5,7
	26,1	17,2	25,7	20,6	
8.	2,6	2,2	9,1	6,1	+11,8
	21,5	21	18,8	18,9	

(vysvětlivky: P/L Fx – flexe v pravém/levém kolenním kloubu)

Komentář: Tabulka předkládá podrobný přehled proběhlých změn ve svalové síle DKK před zahájením a po ukončení terapie u první skupiny. Pouze u jednoho pacienta nedošlo ke zvýšení svalové síly DKK, nýbrž k poklesu o 2,1%. U jednoho pacienta dokonce došlo téměř ke dvojnásobnému nárůstu síly DKK oproti vstupním parametrům, 96,8%.

2. SKUPINA

Tab. 27 Podrobné shrnutí interindividuální změn v rámci svalové síly DKK

SS DKK					
Pacient	Svalová síla DKK				ZMĚNA V % celkem
	před		po		
	P Fx	L Fx	P Fx	L Fx	
	P Ex	L Ex	P Ex	L Ex	
1.	9,5	7,5	13,3	11,8	+28,4
	17,5	20,2	25,3	26	
2.	4,8	1,5	2,1	1,75	-12,4
	16,5	16,2	14,8	15,5	
3.	5,4	7,5	13,35	6,9	+13,6
	23,2	24,3	22,25	27,45	
4.	3,3	2,65	7,9	11,2	+59,6
	11,25	11,3	24,5	27,05	
5.	7,2	5,4	8	6	+4,6
	19,6	19,5	20,1	20	
6.	8	9	10	10,5	+8,9
	24	24,5	25	25,8	

(vysvětlivky: P/L Fx – flexe v pravém/levém kolenním kloubu)

Komentář: U druhé skupiny došlo rovněž ke změnám svalové síly DKK, přičemž u jednoho pacienta se snížila svalová síla DKK o 12,4% a k nejvyššímu nárůstu došlo o 59,6%.

Shrnutí nálezu: V kapitole 5.5 je podle získaných dat testována vědecká otázka č. 2. V kapitole 5.6 jsou tato data dosažených změn porovnávána se změnami parametrů stability v rámci MiniBEST score, a přispívají k testování hypotézy č. 4.

4.13 Interindividuální změny v rámci SENSORY ORGANISATION TESTu

Nález získaných dat z vyšetření SOT ukazuje dosažené výsledky v Equilibrium score v jednotlivých kvalitách stability před a po terapii a současně celkové změny v procentech, ke kterým u daného pacienta došlo.

1. SKUPINA

Tab. 28 Podrobné shrnutí interindividuálních změn v rámci SOT

SENSORY ORGANISATION TEST																	
STABILITA	Pacient	1.		2.		3.		4.		5.		6.		7.		8.	
	SOT	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
STATICKÁ	1.	98	94	95	91	95	96	94	94	98	97	92	86	96	96	96	95
	2.	94	92	92	87	93	90	93	90	97	98	88	79	93	94	95	95
DYNAMICKÁ	3.	94	90	92	77	94	93	93	86	98	92	86	87	95	95	92	92
	4.	91	93	89	82	94	91	92	87	98	82	71	79	89	92	95	89
REAKTIVNÍ +	5.																
		80	77	71	65	69	66	70	77	94	54	67	74	90	75	68	60
PROAKTIVNÍ	6.	86	87	55	27	94	65	81	84	88	77	65	77	92	76	88	86
SOT SCORE		88	87	65	53	86	78	85	84	85	65	73	76	86	84	84	83
ZMĚNA V %			-1		-12		-8		-1		-20		+3		-2		-1

(vysvětlivky: + zlepšení, – zhoršení; červená barva značí zlepšení, žlutá barva označuje zhoršení sledovaných hodnot)

Komentář: Z celkových změn je patrné, že po terapii došlo ke zhoršení u všech, krom jednoho pacienta. Maximální zhoršení bylo o 20%, nejvyšší zlepšení bylo 3%.

2. SKUPINA

Tab. 29 Podrobné shrnutí interindividuálních změn v rámci SOT

SENSORY ORGANISATION TEST													
STABILITA	Pacient	1.		2.		3.		4.		5.		6.	
	SOT	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
STATICKÁ	1.	95	75	97	97	96	95	86	82	93	91	94	94
	2.	92	73	95	90	92	94	79	72	87	86	94	93
DYNAMICKÁ	3.	94	87	97	92	98	94	79	78	93	93	92	91
REAKTIVNÍ +	4.	92	76	89	91	77	81	55	77	89	86	96	97
	5.	95	77	82	83	63	53	FALL=0	82	52	61	98	88
PROAKTIVNÍ	6.	93	68	94	87	65	55	FALL=0	83	92	87	96	92
SOT SCORE		83	63	91	85	72	72	34	48	64	62	93	90
ZMĚNA V %			-20		-6		0		+14		-2		-3

(vysvětlivky: + zlepšení, – zhoršení; červená barva značí zlepšení, žlutá barva označuje zhoršení sledovaných hodnot)

Komentář: Druhá skupina vykazuje také známky zhoršení, přičemž u 4 ze 6 pacientů došlo ke zhoršení, s maximem o 20%, jeden pacient nezaznamenal změnu výsledku před a po terapii a jedne pacient se zlepšil o 14%.

4.13.1 Změny v jednotlivých kvalitách stability v rámci SOT

1. SKUPINA

Tab. 30 Podrobné shrnutí změn pro jednotlivé kvality stability v rámci SOT

SENSORY ORGANISATION TEST		
STABILITA	SOT	ZMĚNA V % PRŮMĚRNĚ
STATICKÁ	1.	-1,9
	2.	-2,5
DYNAMICKÁ REAKTIVNÍ + PROAKTIVNÍ	3.	-3
	4.	-3
	5.	-7,6
	6.	-9
SOT SCORE		-5,25

(vysvětlivky: + zlepšení, – zhoršení sledovaných hodnot)

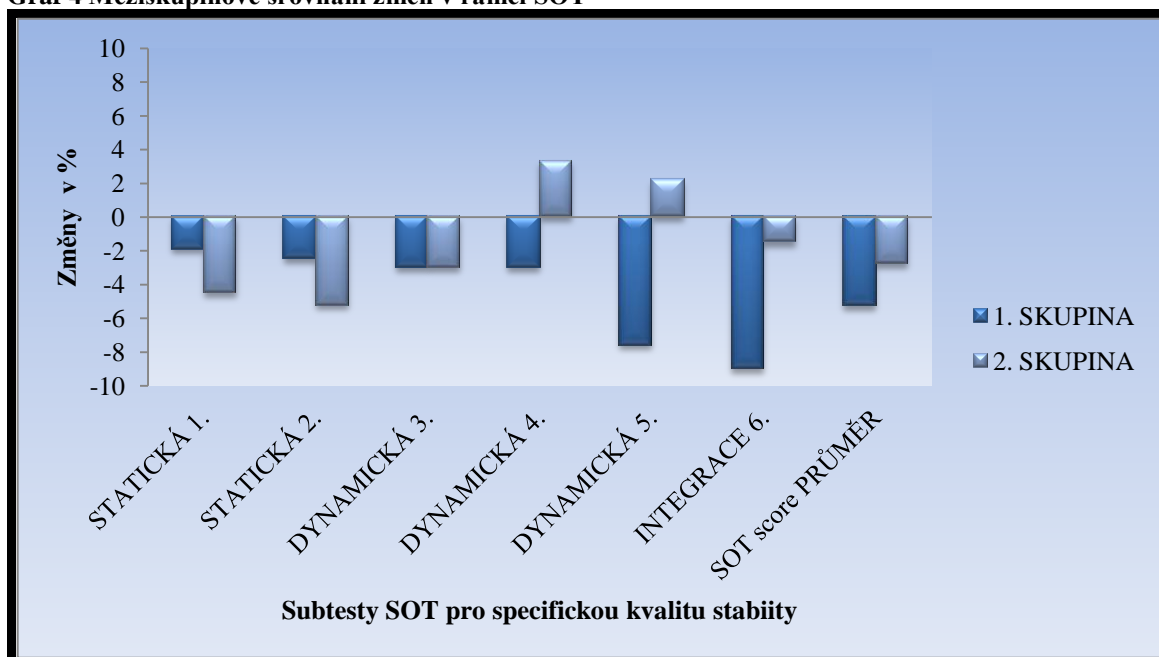
2. SKUPINA

Tab. 31 Podrobné shrnutí interindividuální změn v rámci SOT

SENSORY ORGANISATION TEST		
STABILITA	SOT	ZMĚNA V % PRŮMĚRNĚ
STATICKÁ	1.	-4,5
	2.	-5,2
DYNAMICKÁ REAKTIVNÍ + PROAKTIVNÍ	3.	-3
	4.	+3,3
	5.	+2,2
	6.	-1,5
SOT SCORE		-2,8

(vysvětlivky: + zlepšení, – zhoršení sledovaných hodnot)

Graf 4 Meziskupinové srovnání změn v rámci SOT



Shrnutí nálezu: Tabulka předkládá podrobnou analýzu změn SOT v jednotlivých subtestech u obou skupin pacientů. Výrazná diskrepance výsledků mezi skupinami je patrná v subtestu 4. a 5., dále v 6. subtestu u druhé skupiny došlo k menšímu zhoršení a stejně tak i v průměrném hodnocení celého SOT – Equilibrium score

5 VÝSLEDKY

Testování vědeckých otázek a hypotéz

5.1 Vědecká otázka č. 1:

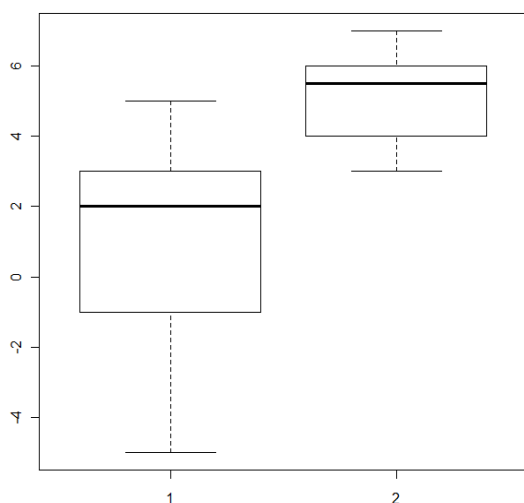
Pro argumentaci Vědecké otázky č. 1, tedy:

V_0 : Předpokládáme, že se míra změn parametrů stability hodnocená pomocí celkového výsledku MiniBESTest skóre nebude u obou forem terapie lišit.

V_a : Předpokládáme, že se míra změn parametrů stability hodnocená pomocí celkového výsledku MiniBESTest skóre bude u obou forem terapie lišit.,

byla zvolena data z bodových změn u obou skupin v rámci MiniBESTestu a výsledky testování Hypotézy č. 1.

Obr. 17 Boxplot – Meziskupinové srovnání změn ve stabilitě v MiniBESTestu (viz. Tab. 30)



(Vysvětlivky: data na horizontální ose označují skupiny, tedy číslo 1=1. SKUPINA, číslo 2=2. SKUPINA; vertikální osa označuje k jaké bodové změně došlo u daného pacienta po terapii oproti BASELINE hodnotě)

Shrnutí nálezu:

Boxplot Meziskupinového srovnání jasně ukazuje, že ke změnám parametrů stability došlo, a tyto změny se vzájemně meziskupinově liší – boxy se vzájemně nepřekrývají.

Proto zamítáme V_0 , a přijímáme V_a , tedy:

Míra změn parametrů stability se u obou forem terapie liší.

5.2 Hypotéza č. 1:

Pro argumentaci Hypotézy č. 1, tedy:

H₀: Terapie poruch stability pomocí VR na herní konzoli Kinect Xbox360 nebude mít větší účinek na zlepšení stability hodnocené klinickými testy, než konvenční způsob terapie.

H_a: Terapie poruch stability pomocí VR na herní konzoli Kinect Xbox360 bude mít větší účinek na zlepšení stability hodnocené klinickými testy, než konvenční způsob terapie.,
byla zvolena data bodových změn v MiniBESTest score po terapii u obou skupin pacientů.

Testování podobnosti souborů

Vstupní sledované charakteristiky byly nejprve podrobeny analýze podobnosti souborů, abychom vůbec potvrdily, že můžeme data vzájemně srovnávat. K tomuto účelu jsme použili BASELINE dosažené výsledky v MiniBESTestu (viz Tab. 23 a Tab. 24) a podrobily je analýze pro neparametrické rozdělení výběrů pomocí Wilcoxonova testu při oboustranném rozdělení pro dva výběry. Tímto hodnocením jsme jasně potvrdili kritérium, zdali můžeme s danými daty dále pracovat.

Tab. 32 Testování souborů – vstup (Wilcoxonův test)

VSTUP
> Vstup1<-c(25,18,15,18,11,24,24,19)
> Vstup2<-c(14,14,21,9,15,14)
> wilcox.test (Vstup1,Vstup2)
Wilcoxon rank sum test with continuity correction
data: Vstup1; Vstup2
W = 38.5, p-value = 0.06854

Vysvětlivky: Vstup1=1.SKUPINA, Vstup2=2.SKUPINA)

Shrnutí nálezu:

Hodnota $p=0,068$, což je hodnota vyšší než $p<0,05$, potvrzuje podobnost znaků. Testování podobnosti souborů ukazuje, že data jsou vzájemně porovnatelná, jelikož se ještě významně neliší, avšak podobnost je na hraniční hodnotě.

Testování Hypotézy č. 1:

Statistická analýza:

Statistické analýze byla podrobena data (Tab. 33) pomocí Wilcoxonova testu při jednostranném rozdělení pro dva výběry, jelikož po hodnocení TTESTEM nebyla splněna normalita ($p=0,0075$), proto byl užit neparametrický test.

Tab. 33 MiniBESTest score – bodové změny po terapii

PACIENT	1. SKUPINA	2. SKUPINA
1.	2	6
2.	5	7
3.	3	5
4.	3	6
5.	1	3
6.	-3	4
7.	2	-
8.	-5	-
PRŮMĚR	1,000	5,167
SD	3,122	1,344
TTEST $P < 0,05$	0,007509	
WILCOXON	0.004633	

Tab. 34 Testování H1: Wilcoxonův test

ZMĚNA
> Skup1<-c(2,5,3,3,1,-3,2,-5)
> Skup2<-c(6,7,5,6,3,4)
> wilcox.test (Skup1,Skup2,alternative = c("less"))
Wilcoxon rank sum test with continuity correction
data: Skup1; Skup2
W = 3.5, p-value = 0.004633

Vysvětlivky: Skup1=1.SKUPINA, Skup2=2.SKUPINA)

Shrnutí nálezu:

Při použití Wilcoxonova testu vyšla hodnota $p=0,0046$, tedy $p < 0,05$, značící silnou signifikanci výsledku. Za daných podmínek rovněž zamítáme nulovou a přijímáme alternativní hypotézu H_a :

Terapie poruch stability pomocí VR na herní konzoli Kinect Xbox360 má větší účinek na zlepšení stability hodnocené klinickými testy, než konvenční způsob terapie.

5.3 Hypotéza č. 2:

Pro argumentaci Hypotézy č. 2, tedy:

H₀: CBT nezlepší dynamickou (anticipatorní a reaktivní) složku stability hodnocenou pomocí MiniBESTestu více, než KT.

H_a: CBT zlepší dynamickou (anticipatorní a reaktivní) složku stability hodnocenou pomocí MiniBESTestu více, než KT.,

byla použita data bodových změn po terapii vůči BASELINE u obou skupin pacientů v subtestech 1–6 v MiniBESTestu hodnotících proaktivní a reaktivní stabilitu.

Testování podobnosti souborů

Užita byla data z bodových změn v subtestech 1–6 v MiniBESTestu a podrobily je analýze pro neparametrické rozdělení výběrů pomocí Wilcoxonova testu při oboustranném rozdělení pro dva výběry.

Tab. 35 Bodové změny v subtestech 1–6 MiniBESTestu u obou skupin

STABILITA	Pacient	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	PRŮMĚR	SD	WILCOXON P < 0,05
VSTUP	1. SKUPINA	12	6	4	7	3	10	10	7	7,375	2,913	0.151
	2. SKUPINA	4	5	7	2	6	6	-	-	3,833	1,067	

Tab. 36 Testování souborů – vstup (Wilcoxonův test)

VSTUPNÍ STABILITA
> Stab1<-c(12.6.4.7.3.10.10.7)
> Stab2<-c(4.5.7.2.6.6)
> wilcox.test (Stab1.Stab2)
Wilcoxon rank sum test with continuity correction
data: Stab1; Stab2
W = 35.5, p-value = 0.151

Vysvětlivky: Stab1=1.SKUPINA, Stab2=2.SKUPINA)

Shrnutí nálezu:

Hodnota $p=0,151$, což je hodnota vyšší než $p<0,05$, potvrzuje podobnost znaků. Testování podobnosti souborů ukazuje, že data jsou vzájemně porovnatelná, jelikož mají dostatečnou hodnotu podobnosti.

Testování Hypotézy č. 2:

Statistická analýza:

Statistické analýze byla podrobena data (MiniBESTest score – bodové změny po terapii) pomocí Wilcoxonova testu při jednostranném rozdělení pro dva výběry, jelikož po hodnocení T-TESTEM nebyla splněna normalita ($p=0,0075$), proto byl užit neparametrický test.

Tab. 34 Změny v bodech v subtěstech 1–6 v MiniBESTestu (proaktivní a reaktivní stabilita)

STABILITA	Pacient	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	PRŮMĚR	SD	WILCOXON P< 0,05
ZMĚNA V BODECH	1. SKUPINA	0	3	4	0	1	-1	0	-1	0,750	1,714	0.0088
	2. SKUPINA	6	4	3	4	3	3	-	-	5,000	1,633	

Tab. 35 Testování H2: Wilcoxonův test

ZMĚNA
> stab1<-c(0,3,4,0,1,-1,0,-1)
> stab2<-c(6,4,3,4,3,3)
> wilcox.test (stab1,stab2,alternative = c("less"))
Wilcoxon rank sum test with continuity correction
data: stab1; stab2
W = 5.5, p-value = 0.008801

Vysvětlivky: *stab1=1.SKUPINA, stab2=2.SKUPINA*)

Shrnutí nálezu:

Při použití Wilcoxonova testu vyšla hodnota $p=0,0088$, tedy $p<0,05$, značící silnou signifikanci výsledku. Zamítáme tak nulovou a přijímáme alternativní hypotézu H_a :

CBT zlepšuje dynamickou složku stability hodnocenou pomocí MiniBESTestu více, než KT.

5.4 Hypotéza č. 3:

Pro argumentaci Hypotézy č. 3, tedy:

H₀: CBT nevede k většímu zlepšení v provádění činnosti vyžadující větší pozornostní účast (vyjádřené ve snížení času v TUG dual task testu), než KT.

H_a: CBT vede k většímu zlepšení v provádění činnosti vyžadující větší pozornostní účast (vyjádřené ve snížení času v TUG dual task testu), než KT.,

byla zvolena data z individuálních změn v subtestu TUG – dual task (změny v sekundách) v Mini-BESTestu po terapii vůči BASELINE u obou skupin pacientů.

Testování podobnosti souborů

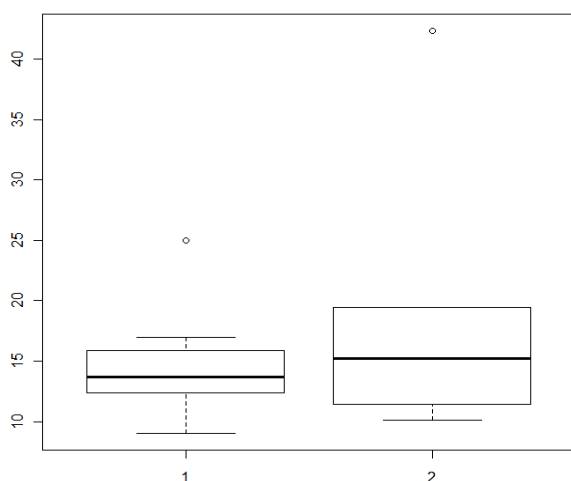
Použita byla data z BASELINE dosažených časů v TUG dual task (Tab. 31 a 32) a podrobena analýze pro neparametrické rozdělení výběrů pomocí Wilcoxonova testu při jednostranném rozdělení pro dva výběry.

Tab. 37 Testování souborů – vstup (Wilcoxonův test)

```
VSTUP
> dt1<-c(12.4,9,13.9,14.7,13.4,25,12.4,17)
> dt2<-c(17.74,19.47,10.12,42.36,12.63,11.46)
> wilcox.test (dt1,dt2)
Wilcoxon rank sum test with continuity correction
data: dt1; dt2
W = 21, p-value = 0.7466
```

Vysvětlivky: dt1=1.SKUPINA, dt2=2.SKUPINA)

Obr. 18 Boxplot – Testování podobnosti souborů vstup



(Vysvětlivky: data na horizontální ose označují skupiny, tedy číslo 1=1. SKUPINA, číslo 2=2. SKUPINA; vertikální osa označuje, jakých časů pacienti dosahovali v TUG dual task v BASELINE vyšetření)

Shrnutí nálezu:

Hodnota $p=0,746$, což je hodnota vyšší než $p<0,05$, potvrzuje velkou podobnost znaků. Testování podobnosti souborů ukazuje, že data jsou vzájemně porovnatelná.

Testování Hypotézy č. 3:

Statistická analýza:

Statistické analýze byla data podrobena (Tab. 38 - Individuální změny v TUG dual task – meziskupinové srovnání) nejprve z hlediska normality dat, která však nebyla splněna a tudíž jsme museli použít k výpočtu neparametrický Wilcoxonův test.

Tab. 38 Individuální změny v TUG dual task – meziskupinové srovnání

1. SKUPINA		2. SKUPINA	
PACIENT	DT	PACIENT	DT
1.	-1,9	1.	-0,74
2.	1	2.	-0,17
3.	-0,7	3.	-0,22
4.	0,5	4.	-15,36
5.	4,3	5.	-2,27
6.	-10,8	6.	-1,59
7.	-3,7		-
8.	1,1		-
PRŮMÉR	-1,275	PRŮMÉR	-3,392
SD	4,219	SD	5,404
WILCOXON	0,8588		
p < 0,05			

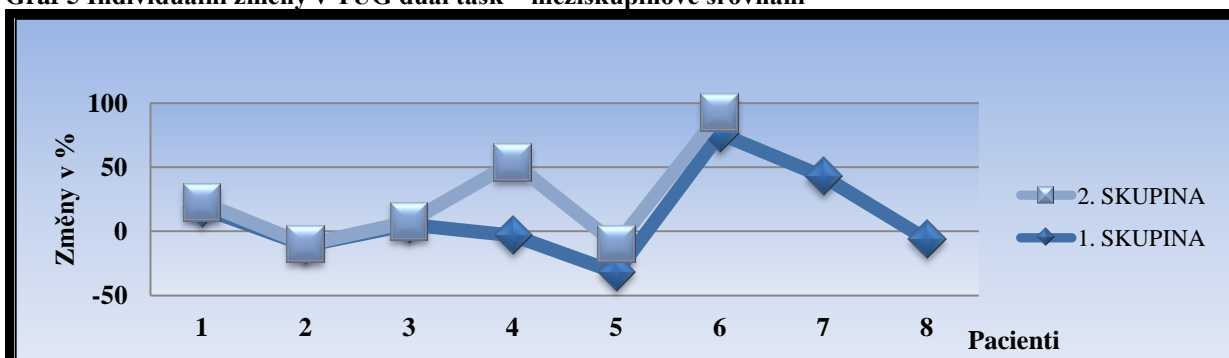
(Vysvětlivky: - (minus) před číselou hodnotou značí zlepšení o daný počet sekund vůči BASELINE)

Tab. 39 Testování H2: Wilcoxonův test

ZMĚNA
> DT1<-c(-1.9,1,-0.7,0.5,4.3,-10.8,-3.7,1.1)
> DT2<-c(-0.74,-0.17,-0.22,-15.36,-2.27,-1.59)
> wilcox.test (DT1,DT2,alternative = c("less"))
Wilcoxon rank sum test
data: DT1 and DT2
W = 32, p-value = 0.8588

Vysvětlivky: DT1=1.SKUPINA, DT2=2.SKUPINA)

Graf 5 Individuální změny v TUG dual task – meziskupinové srovnání



Komentář: Z 1. SKUPINY jsou vynesena data 8 pacientů, ze 2. SKUPINY data 6 pacientů

Shrnutí nálezu:

Při použití Wilcoxonova testu vyšla hodnota $p=0,858$, tedy vyšší než $p<0,05$, vyjadřující velmi slabou hladinu statistické významnosti. Nemůžeme tedy zamítnout nulovou hypotézu, tedy:

CBT nevede k většímu zlepšení v provádění činnosti vyžadující větší pozornostní účast (vyjádřené ve snížení času v TUG dual task testu), než KT.

5.5 Vědecká otázka č. 2:

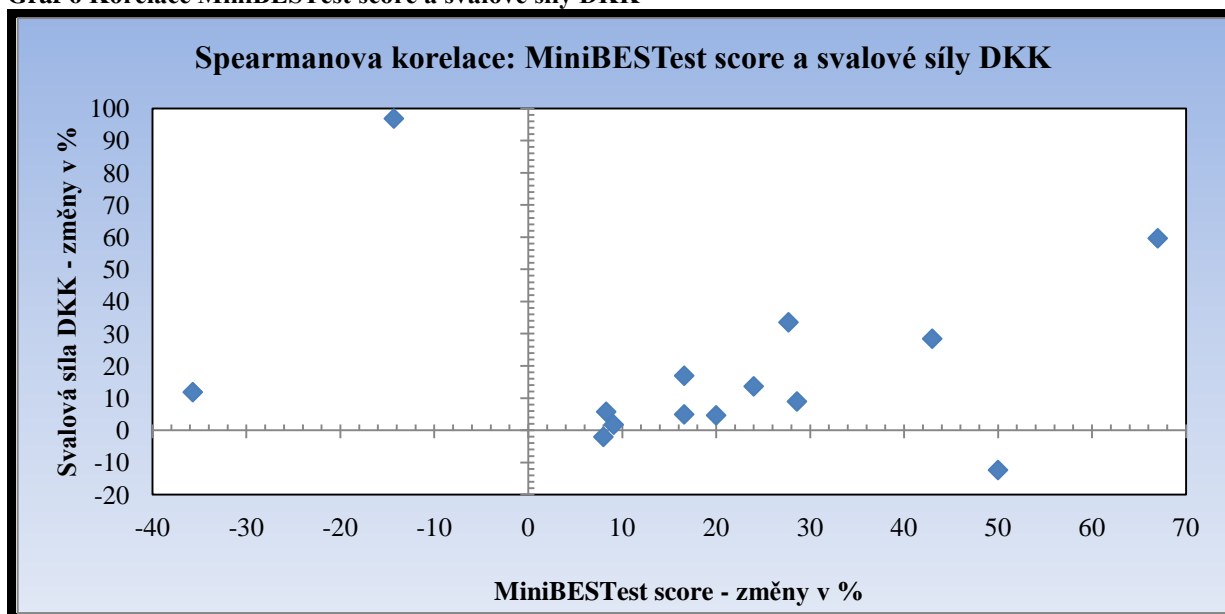
Pro argumentaci Vědecké otázky č. 2, tedy:

V₀: Zvýšení svalové síly DKK nevede ke změnám parametrů stability hodnocené klinickým vyšetřením MiniBESTest u pacientů s PN.

V_a: Zvýšení svalové síly DKK vede ke změnám parametrů stability hodnocené klinickým vyšetřením MiniBESTest u pacientů s PN.,

vycházíme z výsledků Hypotézy č. 4., zdali zvýšení svalové síly DKK koreluje se zlepšením parametrů stability.

Graf 6 Korelace MiniBESTest score a svalové síly DKK



Shrnutí nálezu:

Podle výroku z vyhodnocené Hypotézy č. 4 nemůžeme Vědeckou otázku V₀ vyvrátit.

Zvýšení svalové síly DKK nevede ke změnám parametrů stability hodnocené klinickým vyšetřením MiniBESTest u pacientů s PN.

5.6 Hypotéza č. 4:

Pro argumentaci Hypotézy č. 4, tedy:

H₀: Zvýšení svalové síly nekoreluje se zlepšením parametrů stability hodnocené klinickým vyšetřením MiniBESTest.

H_a: Zvýšení svalové síly koreluje se zlepšením parametrů stability hodnocené klinickým vyšetřením MiniBESTest.

byla analýze podrobena data ze změn svalové síly DKK a data změn v parametrech stability v rámci MiniBESTestu u 1. SKUPINY, jelikož terapie této skupiny byla na posílení svaloviny DKK významněji zaměřena.

Statistická analýza:

Užito bylo Spearmanova korelačního koeficientu, jelikož normalita dat nebyla splněna.

Tab. 40 Srovnání vztahu změn svalové síly DKK a parametrů stability vztažených k MiniBESTest score

Pacienti	SS DKK	MiniBESTest
1.	-2,1	8
2.	33,5	27,7
3.	16,9	16,6
4.	4,9	16,6
5.	1,7	9,1
6.	96,8	-14,3
7.	5,7	8,3
8.	11,8	-35,7
PRŮMĚR	19,42	19,21
SD	27,38	24,61
Kritická hodnota korelace při n=8 pro p<0,05	0,643	
Spearmanův korelační koeficient	0,06548	

(Vysvětlivky: dané hodnoty vyjadřují změny v procentních bodech vůči BASELINE hodnotám)

Shrnutí nálezu:

Kritická hodnota korelace při n=14 pro p<0,05 je hodnota 0,643. Námi vypočtená hodnota Spearmanova korelačního koeficientu je 0,0654, což představuje nekorelaci sledovaných prvků. Na základě zjištěných výsledků nelze zamítnout nulovou hypotézu.

Zvýšení svalové síly nekoreluje se zlepšením parametrů stability hodnocené klinickým vyšetřením MiniBESTest.

5.7 Hypotéza č. 5:

Pro argumentaci Hypotézy č. 5, tedy:

H₀: Pomocí KT nedojde k většímu zvýšení svalové síly DKK, než CBT.

H_a: Pomocí KT dojde k většímu zvýšení svalové síly DKK, než CBT.,

byla použita data z individuálních změn svalové síly DKK po terapii u obou skupin pacientů.

Testování podobnosti souborů

Použita byla data Individuální změny síly DKK (viz Tab. 39) a podrobena analýze pro neparametrické rozdělení výběrů pomocí Wilcoxonova testu při oboustranném rozdělení pro dva výběry.

Tab. 41 Individuální změny síly DKK v meziskupinovém srovnání

PACIENTI	1. SKUPINA	2. SKUPINA
	ZMĚNY V %	
1.	-2,1	28,4
2.	33,5	-12,4
3.	16,9	13,6
4.	4,9	59,6
5.	1,7	4,6
6.	96,8	8,9
7.	5,7	-
8.	11,8	-
PRŮMĚR	21,15	17,12
SD	30,42	22,51
Wilcoxonův test – podobnost souborů p>0,05	0,94949	

Tab. 42 Testování souborů – vstup (Wilcoxonův test)

VSTUP
> dkk1<-c(-2.1, 33.5, 16.9, 4.9, 1.7, 96.8, 5.7, 11.8)
> dkk<-c(28.4, -12.4, 13.6, 59.6, 4.6, 8.9)
> wilcox.test (dt1,dt2)
Wilcoxon rank sum test
data: dt1; dt2
W = 24, p-value = 0,949495

Výsvětlivky: dkk1=1.SKUPINA, dkk2=2.SKUPINA)

Shrnutí nálezu:

Hodnota $p=0,949$, což je hodnota vyšší než $p<0,05$, potvrzuje takřka 95% podobnost znaků. Data jsou tedy vzájemně porovnatelná.

Testování Hypotézy č. 5:

Statistická analýza:

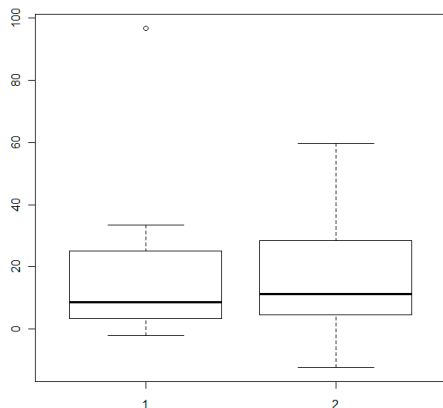
Z důvodu nenormálního rozdělení dat, které bylo zjištěno pomocí funkcí SKEW a KURT, bylo zvoleno neparametrického Wilcoxonova testu při jednostranném rozdělení pro dva výběry.

Tab. 43 Testování H5: Wilcoxonův test

SROVNÁNÍ SKUPIN
> SDK1<-c(-2.1,33.5,16.9,4.9,1.7,96.8,5.7,11.8)
> SDK2<-c(28.4,-12.4,13.6,59.6,4.6,8.9)
> wilcox.test(SDK1,SDK2,alternative = c("less"))
Wilcoxon rank sum test
data: SDK1; SDK2
W = 24, p-value = 0.5251

Vysvětlivky: SDK1=1.SKUPINA, SDK2=2.SKUPINA)

Obr. 19 Boxplot – Změny svalové síly DKK v meziskupinovém srovnání



(Vysvětlivky: data na horizontální ose označují skupiny, tedy číslo 1=1. SKUPINA, číslo 2=2. SKUPINA; vertikální osa označuje, o kolik procentních bodů došlo k nárůstu svalové síly DKK oproti BASELINE vyšetření)

Shrnutí nálezu:

Při použití Wilcoxonova testu vyšla hodnota $p=0,525$, tedy vyšší než $p<0,05$, vyjadřující velmi slabou hladinu statistické významnosti. Nelze zamítnout nulovou hypotézu, tedy:

Pomocí KT nedošlo k většímu zvýšení svalové síly DKK, než CBT.

5.8 Vědecká otázka č. 3:

Pro argumentaci Vědecké otázky č. 3, tedy:

V₀: Vyšetření stability pomocí protokolu SOT na přístroji BM nebude korelovat s klinickým vyšetřením MiniBESTest.

V_a: Vyšetření stability pomocí protokolu SOT na přístroji BM bude korelovat s klinickým vyšetřením MiniBESTest.,

byla statistické analýze podrobena data ze změn SOT u všech pacientů z obou skupin a data změn v parametrech stability v rámci MiniBESTestu.

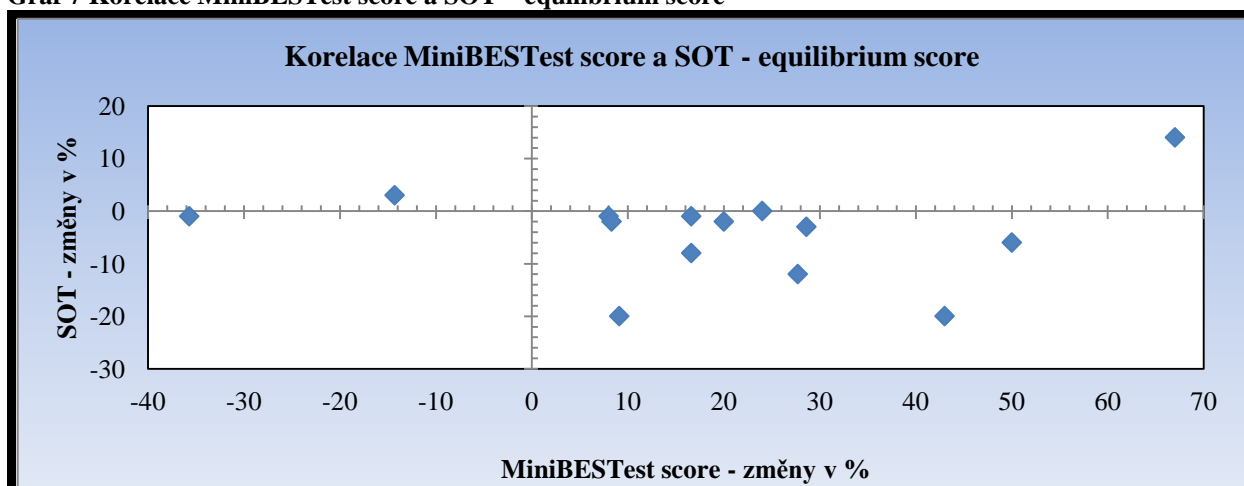
Statistická analýza:

Pomocí funkcí SKEW a KURT byla zjištěna normalita dat, proto bylo užito Pearsonova korelačního koeficientu s normálním rozdělením dat.

Tab. 44 Srovnání vztahu interindividuální změn v rámci SOT a změn parametrů stability vztažených k Mini-BESTest score

Pacienti	MiniBESTest score %	SOT – equilibrium score [%]
1.	8	-1
2.	27,7	-12
3.	16,6	-8
4.	16,6	-1
5.	9,1	-20
6.	-14,3	3
7.	8,3	-2
8.	-35,7	-1
9.	43	-20
10.	50	-6
11.	24	0
12.	67	14
13.	20	-2
14.	28,6	-3
PRŮMĚR	19,21	-4,21
SD	24,61	8,54
Kritická hodnota korelace při n=14 pro p<0,05	0,5324	
Pearsonův korelační koeficient	0,030535	

Graf 7 Korelace MiniBESTest score a SOT – equilibrium score



Shrnutí nálezu:

Kritická hodnota korelace při $n=14$ pro $p<0,05$ je hodnota 0,5324. Nami vypočtená hodnota Pearsonova korelačního koeficientu je 0,031, což představuje velmi nízkou hladinu korelace. Na základě zjištěných výsledků nelze nulovou hypotézu zamítnout, tedy:

Vyšetření stability pomocí protokolu SOT na přístroji BM nekoreluje s klinickým vyšetřením MiniBESTest.

6 DISKUSE

TEORETICKÁ ČÁST

6.1 Obecné představení problematiky

Obrazu PN nedominuje pouze dobře známý triplet příznaků (rigidita, hypokineze a klidový třes), nýbrž po klinické stránce velice důležité, svými možnými důsledky a konsekvencemi podstatné, poruchy posturální stability, chůze a v nejkrajnějším případě i pády.

Progresí choroby se mění nejen držení těla osoby inklinující do flexe, dochází však také k zásadnímu zhoršení povšechné stability, především dynamické, z čehož mohou rezultovat i tolik nebezpečné pády.

Velice rozsáhlý a souhrnný review článek z konce roku 2012 od Allenové et al. (2013) dokládá aktuální přehled velice závažné problematiky pádů u pacientů s PN. Popisují, že opakované pády se vyskytují takřka u 70% všech pacientů s PN. Tyto události mohou ovlivňovat nejen fyzické zdraví osob, ale zasahují rovněž značně i do roviny psychické. Pády vedou v mnoha případech k frakturám kyčle (hip fracture), traumatům hlavy a jiným zraněním, někdy dokonce ke smrti. V návaznosti na tuto nepříjemnou zkušenost si vytvářejí pacienti rostoucí strach z nových možných pádů, omezují se v pohybu, a tím redukuje i obecné sociální vazby, dostávají se do deprese.

V souvislosti s těmito komplikacemi se mnohé studie pokoušejí odhalit klíčové rizikové faktory související se zvýšeným nebezpečím pádů. Identifikací těchto aspektů lze poté lépe pochopit příčiny a cíleně tyto oblasti intervenovat. Do vazby s výskytem pádů u pacientů s PN se řadí tyto faktory: vyšší věk, trvání a tíže choroby, autonomní dysfunkce, rostoucí čas v TUG testu, vyšší posturální výchylky, zhoršení v reaktivní a proaktivní stabilitě (Pull test a Push and Release test), dále demence, dyskineze, freezing při chůzi, ortostatická hypotenze a svalová slabost. (Duncan et al., 2012; Contreras et al., 2012, podobně Dennison, 2007)

Eliminace všech těchto rizikových faktorů je však velice komplikovaná, spíše nemožná. Existují přesto účinné techniky, kterými lze do jisté míry instabilitu ovlivňovat. Terapeutické přístupy se v mnohém liší. Některé vycházejí z klasických, konvenčních konceptů. Avšak trendem současné klinické praxe je objevování stále nových, a pro pacienta poutavých rehabilitačních postupů, jako

např. tanec, Tai – Chi, karate, ale také trénink chůze na přístroji Treadmill. (Smania et al., 2010; Zettergren et al., 2011, Deane et al., 2001 apod.) Mají vždy společný cíl fokusu. Účinně potlačovat zhoršování posturální stability. Vedou k rozvoji a upevňování pohybových strategií pro redukci instability s akcentem na snižování rizik pádů.

Fenoménem posledních několika let je postupná snaha o implementaci terapeutických postupů pracujících s virtuálním prostředím (např. Nintendo Wii, PS3-Play Station 3, Kinect Xbox360).

Cílem této práce nebylo pouze představit možnost CBT u pacientů s PN s posturální instabilitou a pády, ale zejména porovnání dvou navržených terapeutických programů. KT, vycházejícího ze směrnic *Clinical Practice Guidelines-KNGF* (Koninklijk Nederlands Genootschap voor Fysiotherapie-Královské Holandské Fyzioterapeutické Společnosti) a CBT, založeném na cvičení s využitím konzole Kinect Xbox360. Terapie totožně probíhala po nepřetržitou dobu 8 týdnů při celkovém počtu 16 sérií. Abychom mohli ověřit skutečné účinky této nové formy rehabilitace, bylo nutné použít reliabilní hodnotící prostředky v podobě standardizovaných testových baterií.

Jelikož se podobnou komparací terapie poruch stability s využitím VR ve formě herní platformy Kinect Xbox360 vůči klasické, KT nezabývala žádná studie, lze tuto práci považovat rovněž za jakousi pilotní studii do této nelehké problematiky.

6.2 Posturální instabilita u pacientů s Parkinsonovou nemocí

Zatímco na počátku onemocnění se těžší poruchy stability stoje či pády obvykle nevyskytují a spíše by zpochybnily diagnózu PN, u pozdních forem se mohou rozvinout závažné poruchy stoje a chůze, značně omezující soběstačnost. (Růžička, 2000)

K pochopení z jakých důvodů a za jakých okolností dochází u pacientů k rozvoji nestability a pádům, bylo nutné shromáždit relevantní informace o řízení a možnostech posturální stabilizace za klidové a dynamické situace.

Kvalita stoje se u pacientů s PN příliš neliší od zdravé populace. V klidném stoji lze zaznamenat snížení výchylek CoP. (Scholze et al., 1987; Schiepatti et al., 1999; Horak, 1992, také Kaňovský, 2003; Růžička, 2000) Ve vztahu k posturální instabilitě se limitace objevuje spíše za dynamických podmínek. Jedná se zejména o problematiku posturální reaktivity. (Růžička, 2000)

Většina prací se jednotně shoduje na defektnosti a dysfunkci posturálních a vzpřimovacích reflexů a ochranných reakcí bránících pádům. Jedná se o neschopnost porušeného systému BG vybrat ideální strategie a adekvátně motoricky odpovídat. (Jankovic, 2008; Růžička, 2000; Marsden,

1982; Bloem et al., 1995) Pacienti mají zhoršenou schopnost měnit a modifikovat komplexní motorické strategie pro zachování stability. Abnormality vykazují v nepřizpůsobivosti těchto reflexních odpovědí. (Horak, 2006; stejně Beckley et al., 1993) Pacienti s PN mají současně problém s nastavením postury před provedením volního pohybu, tzn. s anticipatorní posturální aktivitou, což vede často k destabilizaci v ADL. (Horak, 2006; McIsaac, 2012; Massion, 1984)

Kognitivní podíl na řízení stability je diskutován jako jistá nutná míra soustředění a pozornosti pro danou situaci. Pozornost (attention) je informačně-procedurální kapacita individua, která je pro každého nějak limitní a každá situace či činnost vyžaduje jiný podíl této kapacity. To znamená, že pokud jsou např. prováděny dva úkoly současně a vyčerpají totální pozornostní kapacity, dojde k selhání provádění jedné, nebo i obou činností. Klinická zkušenost sleduje poruchy u pacientů s PN v tzv. DT či MT aktivitách, které často resultují v pády. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007, str. 170 – 175)

Z poznatku problematiky posturální instability u pacientů s PN jsme dospěli k závěru, že mnohem závažnější potíže se objevují v dynamické složce stability, respektive v reaktivní a proaktivní stabilitě.

6.3 Vyšetření pacientů s PN

Jelikož jsou poruchy stability často způsobeny více faktory a mohou se objevovat za rozličných situací, je vhodné pro zhodnocení poruch stability u pacientů s PN zvolit několika metod vyšetření. Jako vhodná se ukazuje kombinace využití klinických testů spolu s přístrojovým vyšetřením. (Johnson et al., 2013; Blaszczyk et al., 2007; Leddy et al., 2011; Ebersbach et al., 2011)

Veškerá vyšetření podstoupili naši pacienti ve stavu „on“. Doba trvání celého vyšetření jednoho pacienta se pohybovala mezi 45 – 60 minutami. Důraz byl kladen na to, aby vstupní i výstupní vyšetření pacientů proběhlo přibližně ve stejnou hodinu. Naše použitá testová baterie sestávala ze čtyř dílčích vyšetření. Všichni naši pacienti podstoupili na začátku studie BASELINE, po uplynutí 8 týdenní terapie ještě výstupní vyšetření, čímž jsme mohli zhodnotit, ve kterých parametrech došlo k jakým změnám. Námi používané testy ve vyšetření byly vybrány na základě validity a reliability, kterou potvrzovalo mnoho studií, jež se zabývaly testováním stability. Vybrané testy jsou v současné praxi celosvětovým standardem. Především se jedná o test UPDRS a MiniBESTest. (Horak, 2009) Mezi dalšími ověřenými testy se objevují např. CTSIB (Clinical Test of Sensory Organization and Balance), BBS, SOT a další. (Paul et al., 2013 a další)

Tíži motorického deficitu (míru bradykineze, rigidity), současně i posturální stabilitu a chůzi hodnotí škála UPDRS, konkrétně její III. část, tedy motorická škála. Tento test nás příliš neinformuje o konkrétní složce stability, která je u pacienta defektní, podá ale důležité zhodnocení celkového vývoje a progresu choroby v rovině motoriky. Můžeme tak alespoň částečně vysledovat trend vývoje choroby i mimo sledovanou složku stability. Při posuzování rovnováhy a posturální instability je často používáno pouze subskóre 4 položek pro hodnocení posturální instability a poruch chůze, PIGD skóre. (Růžička, 2004; Vašková, 2010) Pro potřeby studie však bylo užito všech položek pro komplexní validaci vývoje stavu motoriky pacientů před a po terapii.

MiniBESTest posuzuje klidovou, reaktivní a proaktivní stabilitu a stoje a chůze, stejně i chůzi s různými rušivými faktory. (Horak, 2009) Tohoto testu bylo užito z několika důvodů. Kingová & Horaková et al. (2012) srovnávali BBS a MiniBESTest. Ze studie vyplývá, že MiniBESTest hodnotí posturální stabilitu mnohem komplexněji. Lépe predikuje závažnost poruch, jelikož oproti BBS hodnotí i odpovědi v posturálních reakcích a dynamiku chůze. Dosažené skóre více koreluje s jinými klinickými testy. Například skóre 20 v MiniBESTestu odpovídá dle Modifikované škály dle Hoehnové a Yahra stupni 2,5 – 3, což značí pacienty s výskytem pádů. V identifikaci pacientů s PN s anamnézou pádů vykazuje tento test senzitivitu 88% a specifitu 78%. Součástí MiniBESTestu je i tzv. CTSIB. Samostatně je v současné praxi velice oblíbený a využíváný. Hodnotí stabilitu při otevřených a zavřených očích na tvrdé a měkké podložce. Podává tak cenné informace o míře závislosti na vizuálním vstupu a zhoršení stability po jeho vyřazení. Současně tento test velmi dobře identifikuje defektnost v somatosenzorickém inputu, jelikož na měkké podložce se zavřením očí se podmínky pro korekci stability výrazně ztěžují. (např. Winser et al., 2011) Svým rozsahem a šíří sledování mnoha, pro stabilitu důležitých fenoménů, se tak MiniBESTest stává užitečnou pomůckou v hodnocení instability u pacientů s PN i s mírnými deficity v rovnováze.

Podle Dennisona (2007) patří snížení schopnosti vstát ze židle, zhoršená koordinace v zapojování svalů DKK a poruchy chůze k faktorům přispívajícím k rozvoji pádů. Zvýšení svalové síly, a tudíž i rychlejší aktivace více motorických jednotek může mít pozitivní vliv na posturální stabilitu. Pacienti s PN mají signifikantně sníženou svalovou sílu DKK. Toto snížení svalové síly má generalizovanou distribuci a ovlivňuje svaly působící na kyčelní, kolenní i hlezenní kloub. Autoři dále poukazují na fakt, že měření svalové síly DKK u pacientů s PN může být významným hodnotícím kritériem, jelikož objevili korelaci s hodnotami UPDRS III a stupni stádia PN dle škály Hoehnové a Yahra. (Durmus et al., 2010) Predominantně dochází ke snížení svalové síly u extenzorů kolenního kloubu, což vede ke zhoršení stability stoje a chůze, včetně možného výskytu pádů.

Až 46% pacientů padá při chůzi a kolem 15% při vstávání a posazování. V tomto případě je velikost svalové síly rozhodujícím aspektem. Byla nalezena také korelace mezi UPDRS-PIGD skóre a strachem z pádů. Strach z pádů je současně jedním z významných faktorů ovlivňující pády u pacientů s PN. (Mak et al., 2012) Práce Allena (2010) poukazuje na fakt, že tři dominantní faktory způsobující pády (snížená svalová síla DKK, freezing v chůzi a snížená stabilita) mohou být vhodně ovlivněny terapií. Z těchto důvodů byla složka svalové síly DKK zařazena mezi testy. Vyšetřována byla svalová síla DKK (quadriceps femoris při extenzi, biceps femoris, semimembranosus a semitendinosus při flexi). Tato část byla zařazena jako první v rámci všech následujících testů z důvodu objektivitu a zmírnění možného oslabení DKK po absolvování ostatních testů. Pacient měl za úkol při flexi tlačit patou vzad bez flexe v kyčli, pro zamezení flekční synergie, při extenzi maximální silou propínat v koleni. Hodnocena byla maximální síla, kterou je pacient schopen udržet po dobu 5s. Autor si při tomto měření všiml zajímavé skutečnosti. Všichni pacienti, až na výjimky, měli poměrně vysoké konečné hodnoty maximální svalové síly. Pozoruhodné bylo však zpomalení v náboru svalů do kontrakce, a proto se dosahovalo maxima až po přesáhnutí 5s doby měření. Z tohoto důvodu byl test vždy prodloužen alespoň o dalších 5s, aby mohla být zaznamenávána nejvyšší síla udržovaná oněch 5s.

Jelikož zařazené klinické testy byly všechny subjektivně hodnoceny terapeutem, byla do studie zařazena i metoda, která objektivizuje změřená data a dokáže zpětně lépe hodnotit změny v měřených parametrech. Konkrétně se testovalo pomocí vyšetřovacího protokolu SOT, který identifikuje abnormality v jednotlivých složkách zajišťujících řízení stability. SOT poskytuje měření kvality klidové stability a celkové hodnocení stability (tzv. „Equilibrium score“). Výhodou je především objektivita přístrojového hodnocení a možnost porovnání výsledků s výsledky zdravé populace stejného věku, výšky a pohlaví. (Sensory Organisation Test, 2012) Pacienti byli měřeni v rámci BASELINE, a poté výstupního vyšetření. Všimli jsme si nečekané okolnosti. Při komparaci BASELINE a výstupního vyšetření jsme zpozorovali, že takřka u všech pacientů došlo ke zhoršení v Equilibrium score. Tato problematika je podrobněji probírána v diskuzi praktické části práce, přesněji u Vědecké otázky č. 3.

6.4 Terapie posturální instability

Terapie posturální instability byla v naší práci velice podrobně představena. Seznámili jsme čtenáře se situací řešení této problematiky ze širokého úhlu pohledu. Diskutovány byly prostředky farmakologické invence, neurochirurgických řešení, ale dominantně složka fyzioterapeutická, tedy

možnosti pohybových aktivit, které mají pozitivní vliv na nestabilitu a pády u PN. Z rozsáhlých rešerší a review článků jsme se dozvěděli o širokých možnostech konvenční terapie, ale i velmi neobvyklých druzích terapie s povzbudivými účinky. Mnozí autoři se pokoušeli vnést, do jinak často pro pacienty nezáživné terapie, nové přístupy, jako např. *aerobní trénink* (Canning et al., 1997; Bergen et al., 2002; Brigewater et al., 1996; podobně Durstine & Moore et al., 2009), *rezistentní trénink* (Scandalis et al., 2001; Dibble et al., 2006; Dibble et al., 2009; ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription, 2005; Durstine & Moore et al., 2009), *Treadmill* (Cakit et al., 2007; Miyai et al., 2002; také Protas et al., 2005), *boxerský trénink* (Combs et al., 2011), *balanční cvičení* (Hirsch et al., 2003; Smania et al., 2010), *Tai – Chi* (King & Horak, 2009; Hackney et al., 2008, Li et al., 2012), *tanec* (McKinley et al., 2008; Hackney et al., 2007). Uvedené studie, které se snažily objevit i nekonvenční metody v terapii poruch stability u osob s PN, dokazují, že lze tyto poruchy efektivně léčit i jinak, než pouze běžnými a pro pacienty často nedostatečně motivujícími technikami. Některé prvky zmiňovaných studií jsme užili pro vytvoření pohybového programu 1. SKUPINY. Převážná část koncepce tohoto programu se opírala o doporučení tzv. „konvenčního terapeutického programu“(přístupu) popisovaném v KNGF (2004).

6.5 Computer based therapy – CBT

VR je široce používána pro hraní her a zábavní účely, ale tato technologie našla cestu i do klinických oborů. Hráč se stává živou součástí herního příběhu, účastní se soutěží, své pohyby přenáší v reálném čase bez užití joysticku, klávesnice či jiného umělého prostředku. Studie, které k terapii posturální instability a prevenci pádů uplatňují v rámci CBT Kinect Xbox360, nebyly nalezeny, protože v uváděných designech studií užívali jiný typ herní konzole nebo formu VR. Přesto vidíme u podobných studií, které však pracují s pacienty s jiným onemocněním, než právě PN, pozitivní trend ve zlepšení sledovaných charakteristik stability. Jedná se zejména o studie hodnotící efektivitu hraní, nebo terapeutického působení různými formami VR nebo konzole Nintendo Wii u populace *seniorů* s pokročilými poruchami stability (Szturm et al., 2011; Pigford & Andrews, 2010; Clark et al., 2009; Bateni et al., 2012), u pacientů po *iktu* (Gil-Gómez et al., 2011), nebo jiným neurologickým deficitem, např. *vestibulární problematika* (Sparrer et al., 2013), *cerebellární problematika* (Schiavinat et al., 2010).

K terapii posturální instability pomocí VR u pacientů s PN se využívá řada sofistikovaných prostředků, snahou však je maximální svoboda pohybu, pokud možno bez nutného užívání přídatných zařízení. Před příchodem, v současnosti nejpropracovanější herní konzole Kinect Xbox360,

kteřá tyto požadavky splňuje, byly testovány jiné formy VR, spolu s již zmiňovaným Nintendem Wii. (Mirelman et al., 2010; Lange et al., 2010; Zettergren et al., 2011; Mendes et al., 2012).

6.6 Kinect Xbox360

Společným ukazatelem studií je vyšší compliance pacientů k terapii. Hraní představuje výzvu, existuje možnost sledování vývoje v čase při srovnání výsledků z předešlých lekcí (možnost dokumentace), plnění krátkodobých cílů, zvyšování motivace pro terapii. (de Bruin et al., 2010) VR zahrnuje principy motorického učení, ale zároveň přináší poutavý a náročný výcvik ve složitých prostředích.

Existuje analogie mezi těmito formami VR a lze očekávat také pozitivní vliv na poruchy stability při hraní na Kinectu Xbox360?

Terapie pomocí VR propojuje multisenzorickou formu stimulace, umožňuje uplatnění výhod biofeedbacku, zážitku nevšedního a motivování. Běžné neurorehabilitační koncepty vycházejí z provádění jednoduchých pohybů k obnovení pohybových vzorů. Trénink funkčních pohybů je komparativně prospěšnější, než nácvik selektivní hybnosti. (Mattar & Gribble, 2005) Právě VR umožňuje provádění i velice rozmanitých, komplexních a složitých pohybů, avšak s významným efektem zpětné vazby v interakci s 3D prostředím hry v reálném čase. (Mirelman et al., 2011) Moderním trendem současné rehabilitace je důraz na funkční trénink čili nácvik smysluplných činností. Konzole Xbox360 spolu s ovládacím rozhraním Kinect umožňuje propojení funkční stránky terapie spolu s emocionální složkou, která v rehabilitaci sehrává významnou roli. Rehabilitace probíhá pomocí aktivních pohybových programů, které pacient ovládá svým vlastním tělem. Jeho pohyb je zařízením sledován a zpětně zobrazován. Umožňuje tedy vytváření zpětné vazby, tzv. biofeedback. Jelikož ovládání takové hry nevyžaduje žádné přídatné zařízení, umožňuje proto reálné podmínky pohybu. Pacient není limitován žádnou plošinou, jakou známe například u zařízení Nintendo Wii. Mohou být uplatněny pohyby z každodenního života. Toto herní prostředí se stává podkladem pro komplexní neurorehabilitační účinek takové terapie. Pro tyto popisované kladné aspekty bylo zvoleno tohoto zařízení do této pilotní studie.

Herně zábavní programy umožňují komplexní trénink motorických i kognitivních funkcí, tj. simulují smysluplnou činnost. Důležité přitom je, že se prováděná aktivita odehrává v chráněném prostředí a je pouze virtuálního rázu, tzn., nevystavuje pacienta závažnému nebezpečí, které by mu hrozilo při vykonávání této aktivity v reálném světě. Umožňuje dokonce vykonávat ty aktivity, kte-

ré by ve skutečnosti dělat nemohl. Umožňují simulaci konkrétních sportovně pohybových aktivit, jakými jsou například bowling, box, lyžování, Tai – Chi, jóga, lehká atletika, tenis či kompletní kruhový aerobně-rezistentní trénink. Velice poutavé a emotivní prostředí hry se stává vynikající motivační pomůckou při tréninku, což dále zvyšuje efektivitu celého terapeutického procesu. Mnoho studií tento klíčový faktor potvrzuje. (Loureiro et al., 2012; Weiss et al., 2004)

Autor sám může tyto skutečnosti podložit a potvrdit svou vlastní zkušeností z terapeutické části této práce. U pacientů se zvyšoval zájem o „terapii“, byli enormně motivováni, chtěli se zlepšovat, těšilo je i vzájemné povzbuzování. Mnozí projeví i zájem o doplnění své domácnosti o tuto pomůcku.

PRAKTICKÁ ČÁST

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit a porovnat účinnost dvou rozdílných terapeutických přístupů v intervenci poruch stability a výskytu pádů u pacientů s PN.

Vybrány byly dva terapeutické přístupy – KT a CBT. Využito bylo hodnotících testů ke změření úrovně rovnovážných schopností před a po ukončení RHB.

6.7 Obecné předpoklady a úvahy

Před samotným zahájením studie jsme se položili pracovní otázky a cíle:

1. Mohou být poruchy stability a pády u pacientů s PN účinně intervenovány formou CBT?
2. Může být RHB poruch stability u pacientů s PN doplněna CBT pomocí herní konzole Kinect Xbox360?
3. V jakých oblastech poruch stability je CBT pomocí herní konzole Kinect Xbox360 přínosná a účinná?

Na tyto námi vznesené otázky se pokusíme podat odpověď v následující diskuzi nad vyhodnocenými výsledky. (kap. 6.10)

Specifikovali jsme si obecné předpoklady:

1. CBT může být vhodnou formou RHB poruch stability u pacientů s PN.
2. Předpokládáme, že 8 týdenní RHB program pro pacienty s PN, zaměřený na zvýšení kondice a balance má pozitivní vliv na zlepšení rovnovážných parametrů. (viz 1. SKUPINA)
3. Cvičení formou CBT může zvýšit stabilitu u pacientů s PN. (viz 2. SKUPINA)
4. CBT může dostatečně ovlivnit rizikové faktory pádů.

Obecné předpoklady budeme diskutovat po vyhodnocení výsledků, které podávají jasnou představu o tom, zdali naše počáteční přesvědčení alespoň v některých bodech bylo správné. (kap. 6.10)

6.8 Metodika studie

Pro pilotní studii byli vybráni pacienti s PN, kteří jsou evidováni v Centru extrapyramidových onemocnění Neurologické kliniky a Centra klinických neurověd 1. Lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze. Naši pacienti s diagnostikovanou PN splňovali specifická kritéria a vyskytovali se u nich již poruchy stability. Výskyt pádů byl potvrzen pomocí dotazníku pádů, a pomocí retrospektivního a prospektivního sledování v časovém horizontu 6 měsíců.

Z rešeršního šetření studií z klinické praxe zabývajících se intervencí poruch stability a prevencí pádů u pacientů s PN byla získána data a rámcová kritéria pro výběr vhodných pacientů. U pacientů se pohyboval průměrný věk kolem 67 let, trvání choroby 7,5 let, Hoehn & Yahr skóre 2,5 a UPDRS III 27,8. Snahou bylo, aby se vzorek našich pacientů pokud možno podobal datům ze sledovaných studií. Takto se podařilo získat pacienty pro první skupinu absolvující KT. (Mirelman et al., 2011; Chang-Yi et al., 2011; Valkovič, 2007; Smania, 2010; Pacchetti, 2000; Protas, 2005; Smithson, 1998)

Získat data pro vhodný nábor pacientů do druhého programu, CBT, bylo velice obtížné. Publikované studie užívající některého z typů terapie VR mívají často velmi malý vzorek probandů a bývají tvořeny velmi heterogenní skupinou pacientů. Z tohoto důvodu jsme se těmito daty neřídili a pacienty do naší studie nabírali podle výše uváděných kritérií. Přesto však bylo komplikované takto specifický výběr získat z nedostatku vhodných pacientů. Z tohoto důvodu je také skupina pro CBT tvořena pouze 6 pacienty.

Terapie trvala u obou skupin shodně 8 týdnů. Délka terapií se pohybovala u různých studií od velice krátkých, 2 týdnů, nebo i velice dlouhých, až 12 měsíců trvajících rehabilitačních programů. (viz např. Smania, 2010; Pacchetti, 2000; Protas, 2005) Vzhledem k vědomí velké náročnosti managementu celé studie bylo přistoupeno na střední a nejvíce frekventovanou délku terapeutického plánu v trvání 8 týdnů, což je současně doporučováno i v Guidelines KNGF z roku 2004. Můžeme potvrdit, že toto období je pro pacienty ještě únosné, byli schopni se na to zařídit, avšak delší program by přinášel již značné komplikace.

Ve studii participovalo 14 pacientů s PN. Pacienti byli tedy rozděleni do dvou skupin s rozdílnou terapií.

První skupina čítala 8 pacientů s PN a zúčastnila se KT sestávající ze skupinového aerobně-rezistentního kruhového tréninku v trvání 20 – 25 min a z 20 min dlouhé části zaměřené na rozvoj stability a zlepšování posturální kontroly. Do skupiny, jež absolvovala konvenční typ terapie, bylo zařazeno 8 pacientů s PN. Věk pacientů se pohyboval od 56 do 74 roků, v průměru $65 \pm 8,5$. Pohlaví bylo zastoupeno rovnoměrně, 4 ženy a 4 muži. Průměrná výška pacientů s PN byla 169 ± 22 cm. Průměrná délka onemocnění PN byla $10,5 \pm 6,5$ roky. Hoehn & Yahr skóre se pohybovalo v rozmezí 2 až 3, v průměru $2,5 \pm 0,5$; což odpovídalo oboustrannému postižení s mírnou poruchou rovnováhy. Každá terapie byla zahájena aerobním stanovištěm, kde všichni pacienti absolvovali 2 min. Poté se přesunuli na stanoviště s posilovacími prvky, kde strávili 40 s. Intenzitu cvičení si každý pacient volil individuálně, museli však aktivně cvičit po celou dobu této jednotky a udržovat stanovené tempo. U 3 pacientů byl nasazen pro kontrolu tepové frekvence Sport-tester, jelikož měli na základě spiroergometrického vyšetření stanoveny limity TF, které by neměli překročit. Jakmile pacienti prošli všechna stanoviště, měli cca 5 min pauzu na občerstvení, a terapeut na přípravu druhé části na rozvoj stability. Čítala rovněž 8 stanovišť, přičemž na každém z nich strávili pacienti 60 s. Pacienti byli vždy rozmístěni tak, aby byl pouze jeden pacient na potenciálně rizikovém stanovišti. Všichni pacienti shodně pozitivně hodnotili navržený program.

Druhá skupina 6 pacientů s PN absolvovala podobně koncipovanou terapii, CBT zaměřenou na klíčové prvky ve zlepšení stability, avšak za pomoci herní konzole Kinect Xbox360, v trvání každé terapie 40 min. Skupina, která měla terapii s využitím VR, čítala 6 pacientů s PN. Věk pacientů se pohyboval od 64 do 82 roků, v průměru 73 ± 9 let. Pohlaví tohoto souboru bylo pouze mužské. Průměrná výška pacientů s PN byla 183 ± 15 cm. Průměrná délka onemocnění PN byla $8,5 \pm 1,5$ roky. Hoehn & Yahr skóre se pohybovalo v rozmezí 2 až 3, v průměru $2,5 \pm 0,5$; což odpovídalo oboustrannému postižení s mírnou poruchou rovnováhy. Všichni naši pacienti absolvovali nastavený 8 týdenní rehabilitační program. Do terapie vstupovalo 8 vyšetřených pacientů, avšak dva museli ze zdravotních důvodů svou účast předčasně ukončit. Proto jsou zde v přehledu uvedeni pouze ti pacienti, kteří program dokončili, tedy 6 pacientů. První část, formou aerobně rezistenčního a balančního tréninku, absolvoval pacient sám spolu s terapeutem. Každý pacient měl nasazen Sport-tester, aby mohla být sledována odezva jeho kardiovaskulárního systému na zátěž. Druhé části se účastnili dva pacienti současně. Apelovali jsme na kompletování dvojic shodné, nebo alespoň podobné výkonnosti a stavu hybnosti. Takto se mohli i pacienti vzájemně motivovat. Atmosféra při hraní mnohdy ani nepřipomínala průběhem terapii, natož terapii v nemocničním prostředí. Pacienti se necítili svázáni pocitem, že jdou do nemocnice, ale že jdou na terapii, při které se zapotí, zasmějí

se, zlepši si náladu, a při tom všem dělají ještě něco prospěšného pro vlastní zdraví. Toto jsou pocity, které si autor odnesl osobně z práce s pacienty při CBT.

Pro definici, do jaké míry byli pacienti ohroženi rizikem pádů, předkládáme meziskupinové srovnání, aby bylo přehledně ukázáno, jak moc byly obě skupiny odlišné a s jakými předpoklady vstupovaly do terapie. S velice dobrou senzitivitou vyjadřuje riziko ohrožení pády tzv. cut off hodnota z celkového skóre MiniBESTestu, která je pro PN stanovena na 19 bodů. Právě v případě nižšího skóre se toto riziko pro opakované pády v následujících 6 měsících zvyšuje. (Mak & Auyeung, 2013)

Tab. 45 Meziskupinové srovnání pro cut off 19bodů v rámci MiniBESTestu (riziko pádu)

PACIENTI	1. SKUPINA		PACIENTI	2. SKUPINA	
	MiniBESTest score			MiniBESTest score	
	BASELINE	VÝSTUP		BASELINE	VÝSTUP
1.	25	27	1.	14	20
2.	18	23	2.	14	21
3.	15	18	3.	21	26
4.	18	21	4.	9	15
5.	11	12	5.	15	18
6.	24	21	6.	14	18
7.	24	26			
8.	19	14			

Z představených tabulek je patrné, že u 1. SKUPINY mělo 5 pacientů cut off hodnotu ≤ 19 bodů, která představuje hranici zvýšeného rizika výskytu pádů. Ve 2. SKUPINĚ bylo pod cut off hranicí při BASELINE vyšetření 5 z 6 pacientů. Tabulky s hodnotami výstupního vyšetření nám dokládají, k jak velkým změnám u daného pacienta došlo a zdali po terapii tuto hranici překonal. U 1. SKUPINY se 2 pacienti zlepšili nad cut off 19 bodů, avšak jeden pacient se zhoršil a dostal se pod tuto hranici. Pod cut off zůstali 3 z 8 pacientů. U 2. SKUPINY došlo ke zlepšení u 2 pacientů nad cut off, 3 zůstali pod touto hranicí, celkem tedy 3 z 6 pacientů. Je rovněž patrné, že skupiny byly poměrně heterogenní, a stav stability pacientů, kteří do terapie vstupovali, byl horší u 2. SKUPINY. Abychom mohli poté vzájemně tyto skupiny porovnávat, bylo nutné rovněž provést statistické srovnání podobnosti sledovaných souborů. (viz kap. 5 Výsledky, Testování podobnosti souborů)

6.9 Cíle a pracovní hypotézy

Testování vědeckých otázek a hypotéz

6.9.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

V₁ zněla: Předpokládáme, že se míra změn parametrů stability bude u obou forem terapie lišit.

Primárním záměrem naší práce bylo dosáhnout ovlivnění parametrů posturální stability, kterými bychom zajistili pacientům větší potenciál pro kontrolu a udržování stability. Výsledky nám ukázaly, že oběma formami terapie jsme dokázali parametry stability ovlivnit. Meziskupinové srovnání ukázalo, že se míra změn parametrů stability u obou forem terapie liší. Diskuze k hypotéze č. 1 sdělí více, která z dvou použitých forem terapie jak, a jak moc rovnováhu ovlivnila.

Diskuze k hypotéze č. 1

H₁ zněla: Terapie poruch stability pomocí VR na herní konzoli Kinect Xbox360 má větší účinek na zlepšení stability, než konvenční způsob terapie.

Ze získaných poznatků o problematice a možných účincích VR v terapii poruch stability u pacientů s PN jsme předpokládali, že by tato forma terapie mohla být celkově účinnější. Právě multisenzorické působení VR může efektivněji provokovat a potencovat motoriku. Tuto domněnku potvrzují i naše výsledky. Samozřejmě je nutné na výsledky a závěry pohlížet s jistou dávkou kritičnosti. Vzhledem k nízkému počtu pacientů a charakteru samotné choroby je obecně sledování trendu působení různých druhů terapií problematické. Toto lze doložit ze sledovaných studií. Statistickými výpočty jsme mohli konstatovat signifikantní rozdíl mezi sledovanými soubory. Při použití Wilcoxonova testu vyšla hodnota $p=0,0046$, tedy $p<0,05$, značící silnou statistickou významnost. Toto dokládá vyšší efektivitu CBT na rovnovážné schopnosti. Naše výsledky nemůžeme bohužel přímo srovnávat s podobnou studií využívající komparaci CBT na Kinectu Xbox360 s jinou formou terapie. Doložit však lze podobnou zkušenost autorů studií testujících působení Nintendo Wii u pacientů s PN. (viz Zettergren et al., 2011; Mendes et al., 2012; Lange et al., 2010)

Diskuze k hypotéze č. 2

H₂ zněla: CBT zlepšit dynamickou (anticipatorní a reaktivní) složku stability více, než KT.

Kritickou pro rozvoj závažnosti instability se u pacientů s PN zdá být určitá defektnost v posturální reflexologii. Neadekvátnost motorické odpovědi na narušení stability vnějším nečekaným stimulem, nebo neschopnost dobře dózovat posturální přednastavení (anticipaci) před provedením určitého pohybu, vede k nemožnosti správně reagovat a zabránit pádu. (viz diskuze k této problematice v kap. 6. 5)

Znovu jsme nedokázali nalézt podobně zaměřenou studii, třebaže dostatek z nich i tento parametr hodnotí. (Horak, 2006; McIsaac, 2012; Massion, 1984; Johnson et al., 2013; Blaszczyk et al., 2007)

Uvažujeme takto, jelikož se rovněž domníváme, že pro kauzální působení na instabilitu má tento předpoklad důležitý dopad a nemalou hodnotu.

Do výpočtu pro argumentaci H₂ byla použita data bodových změn po terapii vůči BASELINE u obou skupin pacientů v subtestech 1–6 v MiniBESTestu hodnotících proaktivní a reaktivní stabilitu. Při použití Wilcoxonova testu vyšla hodnota $p=0,0088$, tedy $p<0,05$. Domníváme se, že toto zjištění může značnou měrou zvýšit hodnotu takového prostředku pro terapii, jakým je námi použité zařízení.

Diskuze k hypotéze č. 3

H₃ zněla: CBT nevede k většímu zlepšení v TUG dual task testu, než KT.

I přes značnou závažnost poruch posturální reflexologie, nestojí pouze tyto aspekty za možným nebezpečím rozvoje krajně rizikových situací, při kterých hrozí pád. Klinický obraz PN přináší i poruchy ve schopnosti simultánního provádění více činností, zejména pak při chůzi. (Fuller et al., 2013; Svenningsson et al., 2012) Jedná se o tzv. DT, či MT aktivity. Kognitivní deficit může nejen pacienta omezovat v generování kognitivních strategií pro usnadnění chůze (Bloem et al., 2001), ale současně může vést i k situaci, kterou Bloem et al. (2006) popisuje jako tzv. „posture second“, kdy právě provádění primární činnosti převáží nad kontrolou postury vůči prostředí a hrozí pád. Snahy o terapeutické působení na zlepšení schopností v DTA, které se pacienta týkají takřka při provádění všech ADL, zahrnovaly působení farmakologické, chirurgické, a pro nás nejužitečnější fyzioterapeutické. Mnoho prací se zaměřovalo na uplatnění tzv. external cues (Baker et al., 2007; Canning et al., 2005), neboli vnějších podnětových strategií, jiné na kognitivní (Morris et al., 1996) nebo pozornostní strategie (Canning et al., 2005) s dokladovaným pozitivním efektem, avšak (Rochester et al., 2010) nepotvrzující efekt tohoto působení. Některé studie dokonce testovaly i nácvik DT při chůzi s kladným efektem. (Jones et al., 2008; Canning et al., 2008) Shrňeme-li popisované důkazy, nebyla zjištěna konkrétní terapie, která by v zásadě nejlépe DTA ovlivňovala. Pozitivní se zdá být vícefaktorový vliv terapie, která neoslovuje pouze mechanickou složku, tedy posturu ve smyslu posilování svalstva apod., ale klade též důraz na míru soustředění při terapii, multisenzorickou stimulaci atd. Celkově toto působení vede ke zlepšení stability při provádění DTA přes větší zautomatizování chůze. (Kelly et al., 2012)

Při použití Wilcoxonova testu vyšla hodnota $p=0,858$, tedy vyšší než $p<0,05$, vyjadřující velmi slabou hladinu statistické významnosti, což neprokázalo větší efektivitu CBT v DTA. Výsledky, které jsme měli možnost získat, neposunuly sice jednu formu terapie nad druhou. Oba programy vedly ke zlepšení. Domníváme se, že právě malý vzorek pacientů vedl k tomu, proč nejspíše nebyla námi předpokládaná CBT účinnější. Domníváme se, že KT byla svou stavbou koncipována velice pestře, a proto zlepšila DT u pacientů také velkou měrou, čímž se možný rozdíl smazal. Obě terapie DTA zlepšily, proto lze konstatovat, že tím i snížily riziko pádů u pacientů.

6.10 Diskuze k vědecké otázce č. 2 a hypotéze č. 4

V₂ zněla: Zvýšení svalové síly DKK nevede ke změnám parametrů stability hodnocených klinickým vyšetřením MiniBESTest u pacientů s PN.

H₄ zněla: Zvýšení svalové síly nekoreluje se zlepšením parametrů stability hodnocených klinickým vyšetřením MiniBESTest. (tj. celkové skóre v MiniBESTestu)

V teoretické části práce, v kap. 3.7, předkládá autor rizikové faktory pádů ovlivnitelné fyzioterapeutickou intervencí. Jedním z nich je i snížená svalová síla DKK. Oslabení svalstva DKK je také řazeno mezi rizikové faktory pádů. (Dennison, 2007) Vliv rezistentního tréninku má významný efekt na zvýšení funkční kapacity a stability. (Hirsch et al., 2003; Scandalis et al., 2001; Toole et al., 2000)

Výsledky Spearmanovy korelace neprokázaly užší vztah mezi změnami svalové síly a parametry stability. Kritická hodnota korelace při $n=14$ pro $p<0,05$ je hodnota 0,643. Námi vypočtená hodnota korelačního koeficientu je 0,0654, což představuje nekorelaci sledovaných prvků. V našem případě to znamená, že jsme nedokázali prokázat vazbu změn svalové síly na složky stability. Autor se domnívá, že to může být způsobeno tím, že zvolené parametry stability vyjádřené celkovým MiniBESTest score mohly tento vztah zkreslit. Vysvětluje si to tak, že všechny subtesty MiniBESTestu neodpovídají v závislosti pouze na míru svalové síly, ale jsou ovlivnitelné multifaktoriálně. Lepší korelace by byla možná objevena, při výběru a identifikaci položek, které jsou na síle DKK více závislé (např. zvednutí ze židle, chůze, apod.) Nemůžeme tímto udělat závěr, že neexistuje vazba svalové síly a stability. Jelikož jsme se domnívali, že tato vazba existuje, bylo pro nás i důležité zjistit, která forma terapie vede k jejímu většímu nárůstu. Na to se pokusila odpovědět hypotéza č. 5.

Diskuze k hypotéze č. 5

H₅ zněla: KT nepřináší získání větší svalové síly DKK, než CBT.

Před zahájením programů jsme předpokládali, že KT povede k zisku větší svalové síly DKK, jelikož i koncepce tohoto programu tomu více nahrávala. Pacienti cíleně DKK posilovali. Analýza dat ukázala pro hodnotu hladiny významnosti $p < 0,05$ výsledek $p = 0,525$, čímž nemohla být nulová hypotéza zamítnuta. Proč k tomu došlo? Tento výsledek nás překvapil, samozřejmě v kladném mínění. Dokládá, že i nesespecifická aktivita pomocí CBT přináší takřka obdobný nárůst svalové síly DKK, tolik významné pro provádění aktivit ADL a korekci stability.

6.11 Vědecká otázka č. 3:

V₃ zněla: Vyšetření stability pomocí protokolu SOT na přístroji BM nebude korelovat s klinickým vyšetřením MiniBESTest.

Kritická hodnota korelace při $n=14$ pro $p<0,05$ je hodnota 0,5324. Námí vypočtená hodnota Pearsonova korelačního koeficientu byla 0,031, což představovalo velice nízkou hladinu korelace. Tyto výsledky i potvrdily naši klinickou zkušenost. V našem případě se jedná o porovnávání výsledků z vyšetřování stability pomocí přístroje Balance Master firmy Neurocom, protokolem SOT s klinickým vyšetřením MiniBESTest. Vysledovali jsme, že nálezy na BM neodpovídají klinickým známám a funkční dovednosti v úkolech MiniBESTest. Znovu musíme zmínit, že i zde může však existovat jistý vztah, avšak pouze mezi vybranými položkami z MiniBESTestu a z SOT. MiniBESTest zahrnuje široké penzum činností, které nelze na BM v SOT protokolu provádět. Lépe by možná korelovalo srovnání pouze položek 1-6 z MiniBESTestu pro proaktivní a reaktivní stabilitu spolu položkami 7, 8 a 9, hodnotících stabilitu stoje v různých modifikacích (viz diskuze k CTSIB). Vynechána by byla část pro vyšetřování chůze. Nález sice nelze globalizovat, avšak jisté náznaky v nekorelaci klinických a přístrojových vyšetření stability ukazují i zahraniční studie. (Tracy et al., 2011) Zatímco studie Petersona et al. (2012) objevila po podrobnější analýze korelaci mezi skóre UPDRS III a mírou výchylek CoP při klidném stoji s očima otevřenými (eyes open).

Chtěli potvrdit naši domněnku, zdali se změny zaznamenané při posturografickém vyšetření na BM shodují s klinickým obrazem, který dokládají schopnosti pacientů plnit úkoly při MiniBESTestu. Z výsledků bylo parné, že si vzájemně takřka neodpovídají změny na BM spolu se změnami při MiniBESTestu. Potvrdilo se nám, že neexistuje vztah a ani závislost mezi sledovanými znaky, tudíž lze jednoduše říci, že např. zlepšení pacienta v MiniBESTestu se zákonitě nemuselo promítnout i ve zlepšení v Equilibrium score na SOT a naopak. Toto nás vede k přesvědčení o nízké výpovědní hodnotě samostatného posturografického vyšetření, které je vždy nutné a s přínosem doplnit o vyšetření klinické, kde lépe odhalíme jasné odchylky v situacích podobnějších ADL.

Pozoruhodné bylo rovněž autorovo zjištění, že takřka u všech pacientů byly hodnoty výstupního vyšetření v SOT score, tedy v Equilibrium score nižší, tedy horší, než výsledky vstupní, BASELINE. Tuto skutečnost bohužel nemůžeme porovnat s jinou podobnou studií, avšak se domníváme, proč k tomu mohlo dojít. Napadají nás tři příčiny. Jednou může být kolísání stavu medicace a fluktuace nemoci, která se zrovna mohla více projevit. Dále se ukazuje jako možná příčina, pouze dedukce autora, rozrušení rigidního stereotypu udržování postury. To se projevilo vyššími

výchytkami CoP ve stojí i za změněných podmínek, což mohlo vést ke zdánlivě zhoršenému výkonu.

6.12 Shrnutí

Nová zkušenost s CBT autora velice nadchnula. Pacienti projevovali větší zájem a chuť do terapie. Výskyt freezingu byl u pacientů s CBT skupině minimální, téměř jsme ho nezaznamenali. Dokladem úspěšné terapie nebyla pouze pozitivita výsledků a zlepšení všech účastníků programu, ale tím nejpodstatnějším se stala motivace pacientů pro další terapii a chuť podílet se na pohybové aktivitě pro své zdraví.

6.13 Limity studie

Limity této studie představuje v první řadě velikost a charakteristika vyšetřovaného souboru. Vzhledem již v práci komentovaným potížím v získání většího počtu pacientů do studie, jsou naměřená data zatížena větší mírou chyby, a nemusí se tak dostatečně určitý trend parametru projevit. Abychom vycházeli z co možná nejkvalitnějších vstupních charakteristik souboru, zpracovali jsme rozsáhlou rešerši literatury s daty probandů jiných studií, a pokusili jsme se takto vycházet z podobných hodnot. Situace však byla složitější a nakonec jsme se díky nedostatku pacientů pro studii museli spokojit s ústupky z prvotních kritérií. Heterogenita skupin je více vyjádřena při jejich vzájemném srovnání (věk, BASELINE parametrů stability apod.), spíše než interskupinově. Domníváme se, že pro další výzkum by jistě bylo vhodné získat větší počet probandů. Myslíme si však, že vzhledem k postavení práce rovněž jako pilotního vstupu do této problematiky, postačuje i tento nevelký objem souboru.

Další nelehký úkol jsme museli řešit v retenci pacientů v rehabilitačním programu. Nejednalo se o jejich demotivaci či nespokojenost plnit nastavený režim. Vzhledem k fluktuaci choroby a možnému přechodnému oslabení, někteří pacienti neudrželi pravidelnost cvičení, a museli kvůli krátkodobému ochorení přerušit a po uzdravení navázat. Toto značně snižovalo získaný benefit z terapie. Ovlivnění těchto potíží je bohužel prakticky nemožné a potýkají se s tím veškeré studie zabývající se léčbou neurologických diagnóz, v případě PN to platí dvojnásob.

6.14 Závěry pro praxi a doporučení

Závěrečným shrnutím by se nabízelo zamyšlení nad klady, ale také zápory této nové metody, a rovněž srovnání s jinými, běžně používanými technikami.

Negativ terapie na herní konzoli Kinect Xbox360 příliš nespátřujeme. Vzhledem k okolnostem, že tato platforma není ve své podstatě vytvořena a navržena primárně pro zdravotnictví, natož cíleně pro terapii PN, nelze ji příliš kritizovat. Ano, jisté nedostatky nalézt samozřejmě lze. Jedná se však spíše možná o zbytečnou složitost v ovládání a zdlouhavost proklikávání se herními příběhy a intry. Toto například při terapii a nutnosti změny jiné hry velice zdržuje, a ubírá tak drahocenný čas pro terapii.

Klady a pozitiva jsou přítomny ve větším množství. Nejen, že tato CBT již nevyžaduje doplňkové komponenty pro přenos pohybu v reálném čase do herního prostředí, ale dovoluje hráčovi (pacientovi) naprostou volnost v pohybu a neomezuje ho povinným setrváváním na jednom místě. Dovoluje maximální kreativitu a neomezenost pohybu. Uplatňuje se multisenzorická stimulace CNS, tolik důležitá pro generaci „normální“ hybnosti. V neposlední řadě objevujeme velmi zásadní, dokonce možná nejdůležitější aspekt, pro který by Kinect Xbox360 mohl sloužit jako výborná pomůcka v rehabilitaci poruch stability u pacientů s PN, a tím je rovina emotivní. Hraní probouzí radost, vyplavuje „endorfiny“, rozbourává velmi rigidní a pokleslou náladu pacientů, vnáší do terapie jiný a tolik potřebný rozměr, a tím je emoce. Tímto spojovacím můstkem si můžeme dostat v terapii pacienta na svou stranu, zvládneme i tak překlenout těžká období stagnace a vzbudit v pacientovi novou motivaci a chuť.

U všech pacientů, kteří podstoupili terapii na herní platformě Kinect Xbox 360, došlo v průběhu rehabilitace ke zlepšení. Zprvu byla viditelná převaha rigidního držení trupu, freezingu, akineze, avšak již v průběhu 2. týdne terapie byly zaznamenatelné změny ve volnosti pohybu pacientů. Všichni potvrdovali motivaci a terapie je těšila. Několik z nich, již v čase studie, uvažovalo o pořízení si tohoto zařízení do domácího prostředí jako doplňku pro osobní terapii.

Domníváme se, že v mnohém se stává terapie pomocí VR efektivnější neurorehabilitační pomůckou, než jakou nabízejí standardní koncepty.

7 ZÁVĚR

Poruchy stability a pády představují u pacientů s PN svízelný problém. Velice ohrožují pacienty, zatěžují zdravotnický a sociální systém. Nejen, že pacienta bezprostředně limituje pád samotný a jeho následky v podobě fraktur, ale pacient je poté často velice restriktivní v provozování vlastních aktivit, omezuje pohyb, sociální kontakty, setrvává v izolaci, propadá do deprese. Tento začarovaný bludný kruh je nutné přerušit.

Tato diplomová práce si dala za úkol nejen představit čtenáři možnosti CBT, ale podala i důkazy z komparace s jinými účinnými technikami. CBT se v mnohém ukázala jako silný konkurent v praxi běžně zaběhlým standardům.

- Dokázali jsme si, že poruchy stability a pády mohou být u pacientů s PN účinně intervenovány formou CBT.
- RHB poruch stability u pacientů s PN může být doplněna o CBT pomocí herní konzole Kinect Xbox360.
- CBT pomocí herní konzole Kinect Xbox360 je přínosná a účinná pro povšechný rozvoj parametrů stability, s výraznějším ovlivněním stability dynamické.
- CBT může být vhodnou formou RHB poruch stability u pacientů s PN i jako samostatný prostředek léčby.
- Dokázali jsme, že 8 týdenní RHB program pro pacienty s PN, zaměřený na zvýšení kondice a balance má pozitivní vliv na zlepšení rovnovážných parametrů. (viz 1. SKUPINA)
- Rovněž se nám podařilo cvičením formou CBT zvýšit stabilitu u pacientů s PN. (viz 2. SKUPINA)
- CBT může dostatečně ovlivnit rizikové faktory pádů.

Závěrem lze konstatovat, že cíle naší práce byly splněny.

8 REFERENČNÍ SEZNAM

1. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription.: 7th Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2005, s. 133-73.
2. ADKIN, AL. et al Fear of falling and postural control in Parkinson's disease.: *Mov Disord.* 2003, roč. 18, č. 5, s. 496-502.
3. AGMON, M. et al A pilot study of Wii Fit exergames to improve balance in older adults.: *J GERIATR PHYS THER.* 2011, roč. 34, č. 4, s. 161-7.
4. ALLEN, N. E et al. Bradykinesia, muscle weakness and reduced muscle power in Parkinson's disease: *Movement Disorders.* 2009, roč. 24, (9), s. 1344-1351.
5. ALLEN, N. E. et al Recurrent Falls in Parkinson's Disease: A Systematic Review: *Parkinson's Disease.* 2013, s. 16. DOI: 10.1155/2013/906274.
6. ALLEN, N.E. Fall risk factors and exercise in Parkinson's disease. Thesis.: The University of Sydney. 2010, s. 16-22.
7. ANGOT, E. et al Are synucleinopathies prion-like disorders?: *The Lancet Neurology.* 2010, roč. 9, č. 11, 1128–1138.
8. BAINBRIDGE, E. et al The Effects of the Nintendo Wii Fit on Community-Dwelling Older Adults with Perceived Balance Deficits: A Pilot Study: *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics.*, 2011, roč. 29, č. 2, 126–135. DOI: 0.3109/02703181.2011.569053. Dostupné z: <http://www.udel.edu/PT/PT%20Clinical%20Services/journalclub/noajc/12-13/Oct/NOA%20JC%20WiiElderly1.pdf>
9. BAKER, K. et al The immediate effect of attentional, auditory, and a combined cue strategy on gait during single and dual tasks in Parkinson's disease: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2007, roč. 88, č. 12, s. 1593-1600.
10. BAREŠ, M. Diagnostika a klinické příznaky Parkinsonovy nemoci: *Neurologie pro praxi.* 2001, roč. 2, č. 1, s. 22-24.
11. BAREŠ, M. Současné trendy v léčbě Parkinsonovy nemoci: *Psychiatr. prax.* 2010, roč. 11, (2–3), 70–73.
12. BARTOLIČ, A. et al Postural stability of Parkinson's disease patients is improved by decreasing rigidity.: *Eur J Neurol.* 2005, roč. 12, č. 2, s. 156-9.
13. BATENI, H. Changes in balance in older adults based on use of physical therapy vs the Wii Fit gaming system: A preliminary study.: *Physiotherapy (United Kingdom).* 2012, č. 3, s. 211-216.
14. BECKLEY, D. J et al. Impaired scaling of long latency postural reflexes in patients with Parkinson's disease: *Electroencephalogr Clin Neurophysio Electromyogr Mot Cont.* 1993, roč. 89, 22–28.
15. BEHRMAN, A. L. et al Practice as an intervention to improve speeded motor performance and motor learning in Parkinson's disease.: *J Neurol Sci.* 2000, roč. 174, s. 127-136.
16. BERGEN, JL et al. Aerobic exercise intervention improves aerobic capacity and movement initiation in Parkinson's disease.: *NeuroRehabilitation.* 2000, roč. 17, 161-168. Dostupné z:

<http://www.ncpad.org/354/2044/Aerobic~Exercise~Intervention~Improves~Aerobic~Capacity~and~Movement~Initiation~in~Parkinson~s~Disease>

17. BERGER, J. et al Parkinsonova choroba. Praha: Maxdorf, 2000. ISBN 80-859-1213-9.
18. BŁASZCZYK, J.W. et al Assessment of postural instability in patients with Parkinson's disease: *Exp Brain Res.* 2007, roč. 183, č. 1, s. 107-14.
19. BLOEM, B. R. et al The "posture second" strategy: a review of wrong priorities in Parkinson's disease: *Journal of the Neurological Sciences.* 2006, roč. 248, 1-2, s. 196-204.
20. BLOEM, B. R. et al The multiple tasks test. Strategies in Parkinson's disease: *Experimental Brain Research.* 2001, roč. 137, 3-4, 478-486.
21. BLOEM, BR et al. Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena.: *Mov Disord.* 2004, roč. 19, 871-884.
22. BLOEM, BR et al. Influence of dopaminergic medication on automatic postural responses and balance impairment in Parkinson's disease.: *Movement Disorders.* 1996, roč. 11, s. 509-521.
23. BLOEM, BR et al. Postural reflexes in Parkinson's disease during "resist" and "yield" tasks.: *J Neurol Sci.* 1995, roč. 129, 109-119.
24. BLOEM, BR. Postural instability and falls in Parkinson's disease.: *Adv Neurol.* 2001, roč. 87, 209-2.
25. BOONSTRA, A. T. et al Gait disorders and balance disturbances in Parkinson's disease: clinical update and pathophysiology.: *Current Opinion in Neurology.* 2008, č. 21, s. 461-471.
26. BRIGEWATER, K.J. et al Aerobic Exercise and Early Parkinson's Disease.: *J Neuro Rehab.* 1996, roč. 10, s. 233-41.
27. BRUNDIN, P. et al Prion-like transmission of protein aggregates in neurodegenerative diseases: *Nature Reviews Molecular Cell Biology.* 2010, roč. 11, 301-307. DOI: 10.1038/nrm2873.
28. BURG, Van der J.C. et al Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson's disease.: *Parkinsonism Relat Disord.* 2006, roč. 12, č. 8, s. 492-8.
29. CAKIT, BD et al. The effects of incremental speed-dependent treadmill training on postural instability and fear of falling in Parkinson's disease.: *Clinical Rehabilitation.* 2007, roč. 21, č. 8, 698-705.
30. CANNING, C. G. et al The effect of directing attention during walking under dual-task conditions in Parkinson's disease: *Parkinsonism and Related Disorders.* 2005, roč. 11, č. 2, s. 95-99.
31. CANNING, C.G. Multiple-task walking training in people with mild to moderate Parkinson's disease: a pilot study: *Clinical Rehabilitation.* 2008, roč. 22, č. 3, s. 226-233.
32. CANNING, CG et al. Parkinson's disease: an investigation of exercise capacity, respiratory function, and gait.: *Arch Phys Med Rehabil.* 1997, roč. 78, č. 2, s. 199-207. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9041903>
33. CARPENTER, MG et al. Postural abnormalities to multidirectional stance perturbations in Parkinson's disease.: *J Neurol Neurosurg Psychiatry* in press. 2004.
34. COMBS, SA et al. Boxing training for patients with Parkinson disease: a case series.: *Phys Ther.* 2011, roč. 91, (1), 132-42.

35. DE BRUIN, ED. et al Use of virtual reality technique for the training of motor control in the elderly. Some theoretical considerations.: *Z Gerontol Geriatr.* 2010, roč. 43, č. 4, s. 229-34.
36. DENNISON, AC. et al Falling in Parkinson disease: identifying and prioritizing risk factors in recurrent fallers.: *Am J Phys Med Rehabil.* 2007, roč. 86, č. 8, s. 621-32. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17667192>
37. DIBBLE, LE. et al High intensity eccentric resistance training decreases bradykinesia and improves quality of life in persons with Parkinson's disease: A preliminary study.: *Parkinsonism and related disorders.* 2009, roč. 15, s. 752-757.
38. DIBBLE, LE. et al Highintensity resistance training amplifies muscle hypertrophy and functional gains in persons with Parkinson's disease.: *Mov Disord.* 2006, roč. 21, č. 9, s. 1444-52.
39. DIMITROVA, D. Abnormal force patterns for multidirectional postural responses in patients with Parkinson's disease.: *Exp Brain Res.* 2004, roč. 156, s. 183-195.
40. DUNCAN, R. P. et al Accuracy of Fall Prediction in Parkinson Disease: Six-Month and 12-Month Prospective Analyses: *Parkinson's Disease.* 2011. s. 7. DOI: 10.1155/2012/237673.
41. DURMUS, B. et al Lower extremity isokinetic muscle strength in patients with Parkinson's disease.: *Journal of Clinical Neuroscience.* 2010, roč. 17, s. 893-896.
42. DURSTINE, L.J. et al ACSM's Exercise Management for Persons with Chronic Diseases and Disabilities - 3rd Edition.: *American College of Sports Medicine.* 2009, s. 350-356.
43. EBERSBACH, G. et al Posturography reflects clinical imbalance in Parkinson's disease.: *Mov Disord.* 2011, roč. 26, č. 2, s. 241-6.
44. ESCULIER, J.-F. et al Home-based balance training program using the Wii and the Wii Fit for Parkinson's disease: *Movement Disorders. Conference: 15th International Congress of Parkinson's Disease and Movement Disorders Toronto, ON Canada.* 2011, roč. 26, s. 125-126.
45. FERTL, E. et al Physical activity and sports in patients suffering from Parkinson's disease in comparison with healthy seniors.: *J Neural Transm Park Dis Dement Sec.* 1993, č. 5, s. 157-161.
46. FLECK, SJ. et al *Designing Resistance Training Programs: 3rd Edition.* Champaign, IL: Human Kinetics. 2004.
47. FROST, B. a M.I. DIAMOND. Prion-like mechanisms in neurodegenerative diseases: *Nature Reviews Neuroscience.* 2010, roč. 11, s. 155-159. DOI: 10.1038/nrn2786.
48. FULLER, R. L. et al Dual task performance in Parkinson's disease: a sensitive predictor of impairment and disability.: *Parkinsonism Relat Disord.* roč. 19, č. 3, s. 325-8. DOI: 0.1016/j.parkreldis.2012.11.011.
49. GETTMAN, LR. et al Circuit weight training: a critical review of its physiological benefits.: *The Physician and Sports Medicine.* 1981, roč. 9, s. 44-60.
50. GIL-GÓMEZ, J. A. et al Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury: *J Neuroeng Rehabil.* 2011, roč. 23, 8:30.
51. GLENDINNING, DS. A rationale for strength training in patients with Parkinson's disease.: *Neurology Report.* 1997, roč. 21, s. 132-135.

52. GLOWACKI, SP. et al Effects of resistance, endurance, and concurrent exercise on training outcomes in men.: *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2004, roč. 36, č. 12, s. 2119-27.
53. GRIMBERGEN, Y. et al Postural instability in Parkinson's disease: the adrenergic hypothesis and the locus coeruleus.: *Expert Rev Neurother*. 2009, roč. 9, č. 2, s. 279-290.
54. GU, M. L. et al The Effects of a Home Based Virtual Reality Rehabilitation Program on Balance Among Individuals with Parkinson's Disease: University of Western Ontario - Electronic Thesis and Dissertation Repository. 2012, č. 798.
55. GU, Michelle L. The Effects of a Home Based Virtual Reality Rehabilitation Program on Balance Among Individuals with Parkinson's Disease: University of Western Ontario - Electronic Thesis and Dissertation Repository. 2012, č. 798.
56. HACKNEY, M. et al Effects of tango on functional mobility in Parkinson's disease: a preliminary study.: *Journal of Neurology and Physical Therapy*. 2007, roč. 31, č. 4, s. 173-179.
57. HACKNEY, ME. et al Tai Chi Improves Balance and Mobility in People with Parkinson Disease.: *Gait & Posture*. 2008, roč. 28, č. 3, s. 456-460.
58. HERZ, B.D. The Nintendo Wii and PD: PARKINSON Report. 2009.
59. HIRSCH, MA. et al The effects of balance training and high-intensity resistance training on persons with idiopathic Parkinson's disease.: *Arch Phys Med Rehabil*. 2003, roč. 84, s. 1109-17.
60. HORAK, F.B. a L.M. NASHNER. Central programming of postural movements: adaption to altered support surface configurations.: *J Neurophysiol*. 1986, roč. 55, 1369–1381.
61. HORAK, F. B. et al Postural inflexibility in parkinsonian subjects.: *J Neurol Sci*. 1992, roč. 111, č. 1, s. 46-58.
62. HORAK, F. B. et al Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders.: *Physical Therapy*. 1997, roč. 77, č. 5, s. 517-533.
63. HORAK, F.B. et al The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits.: *PHYS THER*. 2009, č. 89, s. 484-498.
64. HORAK, F. B. et al The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits.: *PHYS THER*. 2009, č. 89, s. 484-498.
65. HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?: *Age Ageing*. 2006, roč. 35.
66. HORLINGS, CG. et al A weak balance: the contribution of muscle weakness to postural instability and falls.: *Nat Clin Pract Neurol*. 2008, roč. 4, č. 9, s. 504-15.
67. HOSKOVCOVÁ, M. PARKINSON, časopis Společnosti Parkinson o.s.: Léčebná rehabilitace u Parkinsonovy nemoci. Praha: Calamarus, 2010, č. 32. ISSN ISSN1 1212-0189. Dostupné z: www.parkinson-cz.net
68. CHANG-YI, Y. et al Demand for Postural Control in People With Training on Sensory Organization and Attentional Effects of Virtual Reality-Augmented Balance Parkinson Disease: A Randomized Controlled Trial.: *PHYS THER*. 2011, roč. 91, s. 862-874. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/91/6/862>
69. JANKOVIC, J. et al Variable expression of Parkinson's disease: a base-line analysis of the DATATOP cohort. The Parkinson Study Group: *Neurology*. 1990, roč. 40, č. 10, s. 1529-34.

70. JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis.: J Neurol Neurosurg Psychiatry. 2008, roč. 79, č. 4, s. 368-76.
71. JOHNSON, L. et al Clinical and posturographic correlates of falling in Parkinson's disease: Mov Disord. 2013. DOI: 10.1002/mds.25449.
72. JONES, D. et al Everyday walking with Parkinson's disease: understanding personal challenges and strategies: Disability and Rehabilitation. 2008, roč. 30, č. 16, s. 1213-1221.
73. KAŇOVSKÝ, P. Poruchy chůze a pády ve stáří.: Neurologie pro praxi. 2003, č. 1, s. 21-25.
74. KELLY, V. E. et al A Review of Dual-Task Walking Deficits in People with Parkinson's Disease: Motor and Cognitive Contributions, Mechanisms, and Clinical Implications: Parkinson's Disease. 2012. DOI: 10.1155/2012/918719.
75. KEUS, SH. et al Evidence-based analysis of physical therapy in Parkinson's disease with recommendations for practice and research.: Mov Disord. 2007, roč. 22, č. 4, s. 451-60.
76. KING, L.A. et al Comparing the Mini-BESTest with the Berg Balance Scale to Evaluate Balance Disorders in Parkinson's Disease.: Hindawi Publishing Corporation, Parkinson's Disease., 2012, roč. 7.
77. KING, LA. Delaying Mobility Disability in People with Parkinson's disease using a sensorimotor agility exercise program.: Physical Therapy. 2009, roč. 89, č. 4, s. 1-10.
78. KNUVELDER, Gerard P. Handboek tot de geschiedenis der Nederlandse letterkunde. 4de druk. 's-Hertogenbosch: L.C.G. Malmberg, 1967. ISBN 1567-6137.
79. KOLÁŘ, Pavel et al. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
80. KRÁLÍČEK, Petr. Úvod do speciální neurofyzologie. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, 2011, 235 s. ISBN 978-807-2626-182.
81. LANGE et al. Development of an interactive game-based rehabilitation tool for dynamic balance training.: TOP. STROKE REHABIL. 2010, roč. 17, č. 5, s. 345-52.
82. LATT, MD. et al Clinical and physiological assessments for elucidating falls risk in Parkinson's disease.: Movement Disorders. 2009, roč. 24, s. 1280-1289.
83. LEDDY, A.L. et al Utility of the Mini-BESTest, BESTest, and BESTest Sections for Balance Assessments in Individuals with Parkinson Disease: J Neurol Phys Ther. 2011, roč. 35, č. 2, s. 90-97. DOI: 10.1097/NPT.0b013e31821a620c.
84. LI, F. et al Tai chi and postural stability in patients with Parkinson's disease.: N Engl J Med. 2012, roč. 366, č. 6, s. 511-9.
85. LOUREIRO, APC. et al Feasibility of virtual therapy in rehabilitation of Parkinson's disease patients: pilot study.: Fisioter. mov. 2012, roč. 25, č. 3, 10 - 14. Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0103-51502012000300021&script=sci_arttext
86. LUSARDI, M.M. Functional performance in community living older adults.: Journal of Geriatric Physical Therapy. 2004, roč. 26, s. 14-22.

87. LUSARDI, MM. Functional performance in community living older adults.: *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2004, roč. 26, s. 14-22.
88. MACALUSO, A. et al Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people.: *Eur J Appl Physiol*. 2004, roč. 91, č. 4, s. 450-72.
89. MÁČEK, M. a J. RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011, 245 s. ISBN ISBN 978-80-7262-695-3.
90. MAK, K.Y.M. et al Gait Difficulty, Postural Instability, and Muscle Weakness Are Associated with Fear of Falling in People with Parkinson's Disease.: *Hindawi Publishing Corporation Parkinson's Disease*. 2012, roč. 5. DOI: 10.1155/2012/901721.
91. MAK, M.K.Y. et al The Mini-BESTest can predict Parkinsonian recurrent fallers: A 6-month prospective study. 2013.
92. MAKI, B.E. et al The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The „Change-in-support“ Strategy.: *Phys Ther*. 1997, roč. 77, č. 5, s. 488-507.
93. MARSDEN, CD. et al Motor disorders in basal ganglia disease.: *Hum Neurobiol*. 1984, roč. 2, s. 245-250.
94. MARTINÍK, K. et al Posturografie – přehled diagnostiky vzpřímeného stoje člověka.: In: *Informační zprávy VLVDÚ*. Hradec Králové. 1981, roč. 22, 3-4, s. 107-165.
95. MASSION, J. et al Postural control system.: *Current Opinion in Neurobiology*. 1994, 877-887. 4. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7888772>.
96. MATINOLLI, M. et al Orthostatic hypotension, balance and falls in Parkinson's disease.: *Mov Disord*. 2009, roč. 24, č. 5, s. 745-751.
97. MATTAR, AGA. et al Motor Learning by Observing.: *Neuron*. 2005, č. 46, s. 153-160. Dostupné z: http://gribblelab.org/publications/2005_Neuron_mattar.pdf
98. MAY, M. a K. HERZING. Virtuelle Rehabilitation bei Parkinson. Einsatz einer Videospiele-Konsole in der physiotherapeutischen Behandlung: *Zeitschrift für Physiotherapeuten*. 2010, roč. 7, č. 62.
99. MCISAAC, TL. et al Impaired anticipatory control of grasp during obstacle crossing in Parkinson's disease.: *Neurosci Lett*. 2012, roč. 516, č. 2, s. 242-6.
100. MCKINLEY, ME. et al Effect of a community-based Argentine tango dance program on functional balance and confidence in older adults.: *J Aging Physical Act*. 2008, roč. 16, č. 4, s. 435-53.
101. MEHRHOLZ, J. et al Treadmill training for patients with Parkinson's disease.: *Cochrane Database Syst Rev*. 2010.
102. MENDES, F.A.d.S. et al Motor learning, retention and transfer after virtual-reality-based training in Parkinson's disease – effect of motor and cognitive demands of games: a longitudinal, controlled clinical study: *Physiotherapy*. 2012, roč. 98, 217–223.
103. MIRELMAN, A. Audio-Biofeedback training for posture and balance in Patients with Parkinson's disease.: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011, roč. 8, č. 35.

104. MIRELMAN, A. et al Virtual Reality for Gait Training: Can It Induce Motor Learning to Enhance Complex Walking and Reduce Fall Risk in Patients With Parkinson's Disease?: *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2011, 66A, (2), 234–240.
105. MIRELMAN, A. Virtual reality for gait training: can it induce motor learning to enhance complex walking and reduce fall risk in patients with Parkinson's disease?: *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2011, roč. 66, č. 2, s. 234-40. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/66A/2/234.full.pdf+html>
106. MIYAI, I. Long-term effect of body weight-supported treadmill training in Parkinson's disease: a randomized controlled trial.: *Arch Phys Med Rehabil.* 2002, roč. 83, č. 10, s. 1370-3.
107. MORRIS, M.E. et al Stride length regulation in Parkinson's disease: normalization strategies and underlying mechanisms: *Brain.* 1996, roč. 119, č. 2, s. 551-568.
108. MORRIS, ME. et al Falls and mobility in Parkinson's disease: protocol for a randomised controlled clinical trial.: *BMC Neurology.* 2011, roč. 11, č. 93.
109. NEVŠÍMALOVÁ, S., E. RŮŽIČKA a J. TICHÝ. *Neurologie.* 1. vyd. Praha: Galén, 2002, 367 s. 4. ISBN 80-7262-160-2.
110. NIEUWBOER, A. Cueing for freezing of gait in patients with Parkinson's disease: A rehabilitation perspective.: *Movement Disorders.* 2008, roč. 23, s. 475-481.
111. NIMWEGEN, Van M. et al Physical inactivity in Parkinson's disease.: *J Neurol.* 2011, č. 258, 2214–2221. Dostupné z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3225631/pdf/415_2011_Article_6097.pdf
112. OLANOW, C. et al An algorithm (decision tree) for the management of Parkinson's disease: Treatment Guidelines. *Neurology.* 2001, roč. 56, č. 11, s. 1-88.
113. PACCHETTI, C.MD. et al Active Music Therapy in Parkinson's Disease: An Integrative Method for Motor and Emotional Rehabilitation.: *Psychosomatic Medicine.* 2000, roč. 62, s. 386-393.
114. PAUL, S.S. et al Three simple clinical tests to accurately predict falls in people with Parkinson's disease: *Mov Disord.* 2013, roč. 28, č. 5, s. 655-62. DOI: 10.1002/mds.25404.
115. PICKERING, RM et al. Meta-analysis of six prospective studies of falling in Parkinson's disease.: *Mov Disord.* 2007, roč. 22, s. 1892-1900.
116. PIGFORT, T. a A.W. ANDREWS. Feasibility and Benefit of Using the Nintendo Wii Fit for Balance Rehabilitation in an Elderly Patient Experiencing Recurrent Falls.: *JOURNAL OF STUDENT PHYSICAL THERAPY RESEARCH.* 2010, roč. 2, č. 1. Dostupné z: http://www.jsptr.org/attachments/JSPTTR_Volume_2_Number_1_Article_2.pdf
117. PROTAS, J.E. et al Gait and step training to reduce falls in Parkinson's disease.: *Neurorehabilitation.* 2005, roč. 20, s. 183-190.
118. REKTOR, I. Léčba Parkinsonovi nemoci.: *Neurologia pre prax.* 2009, roč. 10, č. 6.
119. RESSNER, P. a D. ŠIGUTOVÁ. Léčebná rehabilitace u Parkinsonovy nemoci. *Neurologie pro praxi.* 2001, 31-35. 2, 1. ISBN 978-80-7262-657-1.
120. RESSNER, P., ŠIGUTOVÁ, D. Léčebná rehabilitace u P.

121. ROCHESTER, L. et al The effect of cueing therapy on single and dual-task gait in a drug naïve population of people with parkinson's disease in Northern Tanzania: *Movement Disorders*. 2010, roč. 25, č. 7, s. 906-911.
122. ROTH, J. ETIOPATOGENEZE, KLINICKÉ PROJEVY, DIF. DG. A TERAPIE PARKINSONOVY NEMOCI. In: [online]. *Neurologická klinika a Centrum klinických neurověd, 1.LFUK, Praha, 2012* [cit. 2013-05-28]. Dostupné z: http://www.neuro.lf1.cuni.cz/docs/predatest_kurz/JR_PN_2012.pdf
123. Royal Dutch Society for Physical Therapy (KNGF):. KNGF Guidelines for physical therapy in patients with Parkinson's disease. *Dutch Journal of Physiotherapy*, 2004, 114 s. 3. Dostupné z: http://fysio.dk/Upload/Fafo/PDF/Kliniske%20Retningslinjer/Neurologi/Kliniske_retningslinjer_parkinson_2011.pdf
124. RŮŽIČKA, E. et al *Parkinsonova nemoc a Parkinsonské syndromy. Extrapyramidová onemocnění*. 1. vyd. Praha: Galén, 2000, 293 s. ISBN 80-7262-048-7.
125. RŮŽIČKA, E. et al *Parkinsonova nemoc: doporučené postupy diagnostiky a léčby*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004. ISBN 80-726-2298-6.
126. SCANDALIS, TA. et al Resistance training and gait function in patients with Parkinson's disease.: *Am J Phys Med Rehabil*. 2001, roč. 80, č. 1, s. 38-43.
127. SCANDALIS, TA. et al Resistance training and gait function in patients with Parkinson's disease.: *Am J Phys Med Rehabil*. 2001, roč. 80, č. 1, s. 38-43.
128. SHUMWAY-COOK, A. a M.H. WOOLLACOTT. *Motor control: translating research into clinical practice*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, 2007, 612 s. ISBN 07-817-6691-5.
129. SCHENKMAN, M. *Physical therapy intervention for the ambulatory patient.: Physical Therapy Management of Parkinson's Disease*. New York, NY: Churchill Livingstone Inc. 1992, roč. 1, č. 47.
130. SCHIAVINATO, A.M. et al *Influência do Wii Fit no equilíbrio de paciente com disfunção cerebelar: estudo de caso* Influence of the Wii Fit on the balance of cerebellar dysfunction patient: case study: *Influência do Wii Fit no J Health Sci Inst*. 2010, roč. 28, (1), s. 50-2.
131. SCHIEPATTI, M. Subjective perception of body sway.: *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1999, č. 66, s. 313-322.
132. SCHILLING, BK. et al Impaired leg extensor strength in individuals with Parkinson's disease and relatedness to functional mobility.: *Parkinsonism and Related Disorders*. 2009, roč. 15, s. 776-780.
133. SCHOLZ, E. Medium and long latency EMG responses in leg muscles: Parkinson's disease.: *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1987, roč. 50, č. 1, s. 66-70.
134. SMANIA, N.E. et al Effect of Balance Training on Postural Instability in Patients With Idiopathic Parkinson's Disease.: *Neurorehabil Neural Repair*. 2010, roč. 24, s. 826. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/content/24/9/826>
135. SMITHSON, F. et al Performance on clinical tests of balance in Parkinson's disease physical therapy.: *Health module*. 1998, roč. 78, č. 6.
136. SPARRER, I et al. Vestibular rehabilitation using the Nintendo® Wii Balance Board -- a user-friendly alternative for central nervous compensation: *Acta Otolaryngol*. 2013, roč. 133, (3), s. 239-45.

137. SUGARMAN, H. et al Use of the Wii Fit system for the treatment of balance problems in the elderly: A feasibility study: Virtual Rehabilitation International Conference; Res. Center for the Health Professions. 2009, 111 - 116.
138. SVENNINGSSON, P. et al Cognitive impairment in patients with Parkinson's disease: diagnosis, biomarkers, and treatment: *Lancet Neurol.* 2012, roč. 11, č. 8, s. 697-707.
139. SZTURM, T. et al Effects of an Interactive Computer Game Exercise Regimen on Balance Impairment in Frail Community-Dwelling Older Adults: A Randomized Controlled Trial: *Physical Therapy.* 2011, roč. 91, č. 10, s. 1449.
140. TOOLE, T. et al The effects of a balance and strength training program on equilibrium in Parkinsonism: A preliminary study.: *NeuroRehabilitation.* 2000, roč. 14, s. 165-174.
141. TRACY, M. et al Relationship between balance confidence and dynamic computerized posturography: Department of Kinesiology, The University of Texas Arlington. Center for Healthy Living and Longevity, The University of Texas at Arlington. 2011. Dostupné z: <http://dspace.uta.edu/handle/10106/5895?show=full>
142. ULMANOVÁ, O. a E. RŮŽIČKA. Parkinsonova nemoc - Základy terapie a diferenciální diagnostiky: *Psychiatr. prax.* 2007, roč. 2, 56–58. Dostupné z: http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=2327
143. ULUSOY, A. et al Caudo- rostral Brain Spreading of α - Synuclein through Vagal Connections: *EMBO Mol Med.* 2013, roč. 5, 1–9. DOI: 10.1002/emmm.201302475.
144. VALKOVIČ, P. Diagnostická sila klinických testov a statickej posturografie v predikcii pádov u pacientov a parkinsonovou chorobou.: *Neurologie pro praxi.*, 2007, roč. 8, č. 6.
145. VALKOVIČ, P. et al Deteriorácia posturálnej stability v progresii Parkinsonovej choroby: posturografická štúdia.: *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie.* 2004, 67/100, č. 5, s. 347-353.
146. VALKOVIČ, P. Posturálna instabilita u Pacientov s Parkinsonovou chorobou a jej liečba.: *Neurologie pro praxi.* 2009, roč. 10, č. 6.
147. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2002a, 115-121.
148. VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření.: *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2002b, roč. 9, č. 4, s. 122-129.
149. VAŠKOVÁ, K. Rehabilitace pacientů s Parkinsonovou nemocí: testování a rozvoj rovnováhy.: Diplomová práce. Katedra fyzioterapie a rehabilitace Lékařské fakulty Masarykovy univerzity. Brno, 2010, 106 s. Vedoucí práce Mgr. et Mgr. Petr Pospíšil.
150. VÉLE, F. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.
151. WEILER, M. Aerobic capacity and level of activity in persons with Parkinson's disease.: *Parkinsonism & Related Disorders.* 2010, č. 16. Dostupné z: <http://www.deepdyve.com/lp/elsevier/213-aerobic-capacity-and-activity-level-in-persons-with-parkinson-dA0BAR6WIU>
152. WEISS, P.L. et al Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool.: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 2004. DOI: 10.1186/1743-0003-1-12. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/pdf/1743-0003-1-12.pdf>

153. WILLEMSEN, MD. et al Falling in Parkinson disease: more often due to postural instability than to environmental factors.: Ned Tijdschr Geneesk. 2000, roč. 25, 144(48), s. 2309-14.
154. WILLIAMS, B. et al The effect of nintendo wii on balance: A pilot study supporting the use of the wii in occupational therapy for the well elderly.: Occupational Therapy in Health Care. 2011, roč. 25, s. 131-139.
155. WINSER, S.J. A Case Study of Balance Rehabilitation in Parkinson's Disease: Global Journal of Health Science. 2011, roč. 3, č. 1.
156. WOOD, B. et al Incidence and prediction of falls in Parkinson's disease: a prospective multidisciplinary study.: Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry. 2002, roč. 72, č. 6, s. 721-725.
157. ZETTERGREN, K. et al THE EFFECTS OF NINTENDO WII FIT TRAINING ON GAIT SPEED, BALANCE, FUNCTIONAL MOBILITY AND DEPRESSION IN ONE PERSON WITH PARKINSON'S DISEASE.: Medical and Health Science Journal, 2011, č. 9, s. 1804-1884.

INTERNETOVÉ ZDROJE:

1. <http://www.kinect.cz/?p=poznejte>, [online], [cit. 2012 - 10 - 14].
2. <http://smartmania.cz/clanky/microsoft-kinect-ovladani-her-pohybem-vam-da-pekne-zabrat-recenze-164>, [online], [cit. 2012 - 10 - 14].
3. SENSORY ORGANIZATION TEST (SOT), [online]. 2012, [cit. 2012 - 8 - 12]. Dostupné na Internetu: <http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/sensoryImpairment/SOT.aspx>

ZDROJE OBRÁZKŮ:

1. **Obr. 1 Vztah jednotlivých komponent na zajištění posturální kontroly** (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, str. 158)
2. **Obr. 2 Typická postura osoby s Parkinsonovou nemocí** (zdroje: http://www.movementdisorders.org/james_parkinson/other.html)
3. **Obr. 3 Bloemův model bludného kruhu** (Hoskovcová, M., 2010, str. 5)
4. **Obr. 4 a 5 Nintendo Wii v terapeutické praxi 1 a 2** (zdroje: http://www.rehabilitacionblog.com/2010_02_01_archive.html)
5. **Obr. 6 a 7 Kinect Xbox360: ukázka videohry (videogaming) 1 a 2** (zdroje: <http://www.sos-sou.chrudim.cz/casopis/internet/2010/pohybovy-ovladac-kinect>; <http://www.xboxpassion.fr/515-images-et-trailer-pour-kinect-adventures.html>)
6. **Obr. 8 Herní konzole Kinect Xbox360** (zdroj: <http://svetmicrosoftu.cz/xbox-music-jiz-brzy/xbox-360-kinect-1300191794/>)
7. **Obr. 9 Kinect Xbox360: ukázka boxování** (zdroje: <http://www.playerattack.com/news/2011/01/16/play-kinect-boxing-get-investigated-by-police/>)
8. **Obr. 10 Kinect Xbox360: ukázka lyžování** (zdroje: <http://www.giantbomb.com/kinect-sports-season-two/3030-35531/>; <http://www.gamesradar.com/motionsports-review/>)
9. **Obr. 11 Kinect Xbox360: ukázka tenisu** (zdroje: <https://itunews.itu.int/en/1953-The-world-of-video-games.note.aspx>)
10. **Obr. 12 Kinect Xbox360: ukázka hry Wall breaker** (zdroje: <http://www.shrinkingsisters.com/reviews/your-shape-fitness-evolved-2012/>)

11. **Obr. 13 Kinect Xbox360: ukázka hry Stomp it** (zdroje: http://4.bp.blogspot.com/-dgQr-PdWrg0/TwZaLnoEy6I/AAAAAAAAABbk/CPxhu57AQU/s1600/YSFE_StompIt.jpg)
12. **Obr. 14 Kinect Xbox360: ukázka bowlingu** (zdroje: <http://www.gameexplain.com/article-179-1277081359-kinect-cant-detect-wrist-movement.html>)
13. **Obr. 15 Kinect Xbox360: ukázka hry Table tennis** (zdroje: <http://digital.digesttouch.com/in-pictures-rare-covers-kinect-sports/>)

ZDROJE TABULEK:

1. **Tab. 1 Přehled problematických oblastí v hybném a kardiorespiračním systému** (KNGF, 2004, str. 20-22)
2. **Tab. 2 Limitace v aktivitách** (KNGF, 2004, str. 23)
3. **Tab. 3 Přehled problematických oblastí v systému senzorických funkcí a problému bolesti** (KNGF, 2004, str. 20-21)
4. **Tab. 7 Modifikovaná stupnice stadií PN dle Hoehnové a Yahra** (modifikované Hoehn & Yahr skóre - Růžička, 2004, str. 272)
5. **Tab. 8 MiniBESTest** (volně podle Souhrnu všech položek BESTestu - Horak et al., 2009)

9 PŘÍLOHY

RYŠETŘOVACÍ PROTOKOLY

I. UKÁZKA DOTAZNÍKU FALL EFFICACY SCALE

+

FES-I: zkrácená verze Falls efficacy scale

Jméno pacienta: [REDACTED]

Základní instrukce:
Rádi bychom Vám položili několik otázek ohledně vaší obavy z pádů. Při odpovědi prosím uvažujte, jakým způsobem obvykle provádíte činnost zmíněnou v otázce a označte odpověď, která nejlépe odpovídá vašim obavám, že byste při provádění této činnosti mohli spadnout. Pokud v současné době některou z činností z nějakého důvodu neprovádíte, představte si, jaké byste měli obavy z pádu, pokud byste ji prováděli.

A. Při oblékání a vysvlékání oděvů bych

- 1. neměl vůbec žádnou obavu z pádu
- 2. se trochu obával pádu
- 3. se středně obával pádu
- 4. se velmi obával pádu

B. Při koupání ve vaně nebo sprchování bych

- 1. neměl vůbec žádnou obavu z pádu
- 2. se trochu obával pádu
- 3. se středně obával pádu
- 4. se velmi obával pádu

C. Při vstávání ze židle a sedání zpět bych

- 1. neměl vůbec žádnou obavu z pádu
- 2. se trochu obával pádu
- 3. se středně obával pádu
- 4. se velmi obával pádu

D. Při chůzi do a ze schodů bych

- 1. neměl vůbec žádnou obavu z pádu
- 2. se trochu obával pádu
- 3. se středně obával pádu
- 4. se velmi obával pádu



E. Při snaze dosáhnout na předmět nad úroveň hlavy nebo na podlaže bych

- 1. neměl vůbec žádnou obavu z pádu
- 2. se trochu obával pádu
- 3. se středně obával pádu
- 4. se velmi obával pádu

F. Při chůzi po nakloněné plošině (rampě) nahoru a dolů bych

- 1. neměl vůbec žádnou obavu z pádu
- 2. se trochu obával pádu
- 3. se středně obával pádu
- 4. se velmi obával pádu

G. Kdybych si vyšel do společnosti (např. na posezení s přáteli, rodinou, do klubu nebo na bohoslužbu)

- 1. neměl bych vůbec žádnou obavu z pádu
- 2. trochu bych se obával pádu
- 3. středně bych se obával pádu
- 4. velmi bych se obával pádu

II. MiniBESTest – ukázka vyšetření

Examiner: _____ Date: _____
 Subject: _____

MINI BESTest-of DYNAMIC BALANCE
 Balance Evaluation – Systems Test
 Copyright 2009

Subjects should be tested with flat-heeled shoes OR shoes and socks off.
 If subject must use an assistive device for an item, score that item one category lower. If subject requires physical assistance to perform an item, score the lowest category (0) for that item.

1. **SIT TO STAND**
 (2) Normal: Comes to stand without use of hands and stabilizes independently.
 (1) Moderate: Comes to stand WITH use of hands on first attempt.
 (0) Severe: Impossible to stand up from chair without assistance –OR– several attempts with use of hands.

2. **RISE TO TOES**
 (2) Normal: Stable for 3 sec with maximum height.
 (1) Moderate: Heels up, but not full range (smaller than when holding hands)-OR-noticeable instability for 3 s
 (0) Severe: ≤ 3 sec

3. **STAND ON ONE LEG**
 Left: Time in sec Trial 1: 6 Trial 2: 7.5
 Right: Time in sec Trial 1: 7.5 Trial 2: MS
 (2) Normal: 20 s
 (1) Moderate: 15-20 sec
 (0) Severe: Unable

4. **COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- FORWARD**
 (2) Normal: Recovers independently a single, large step (second realignment step is allowed)
 (1) Moderate: More than one step used to recover equilibrium
 (0) Severe: No step, OR would fall if not caught, OR falls spontaneously

5. **COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- BACKWARD**
 (2) Normal: Recovers independently a single, large step
 (1) Moderate: More than one step used to recover equilibrium
 (0) Severe: No step, OR would fall if not caught, OR falls spontaneously

6. **COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- LATERAL**
 Left: _____
 Right: _____
 (2) Normal: Recovers independently with 1 step (crossover or lateral OK)
 (1) Moderate: Several steps to recovers equilibrium
 (0) Severe: Falls, or cannot step

7. **EYES OPEN, FIRM SURFACE (FEET TOGETHER)**
 Time in sec: 30.5
 (2) Normal: 30s
 (1) Moderate: < 30s
 (0) Severe: Unable

8. **EYES CLOSED, FOAM SURFACE (FEET TOGETHER)**
 Time in Sec: 30
 (2) Normal: 30s
 (1) Moderate: < 30s
 (0) Severe: Unable

9. **INCLINE-EYES CLOSED**
 Time in sec: _____
 (2) Normal: Stands independently 30 sec and aligns with gravity
 (1) Moderate: Stands independently <30 SEC -OR- aligns with surface
 (0) Severe: Unable to stand >10 sec -OR- will not attempt independent stance

10. **CHANGE IN GAIT SPEED**
 (2) Normal: Significantly changes walking speed without imbalance
 (1) Moderate: Unable to change walking speed or imbalance
 (0) Severe: Unable to achieve significant change in speed AND signs of imbalance

11. **WALK WITH HEAD TURNS – HORIZONTAL**
 (2) Normal: performs head turns with no change in gait speed and good balance
 (1) Moderate: performs head turns with reduction in gait speed
 (0) Severe: performs head turns with imbalance

12. **WALK WITH PIVOT TURNS**
 (2) Normal: Turns with feet close, FAST (≤ 3 steps) with good balance 2 Walking
 (1) Moderate: Turns with feet close SLOW (≥ 4 steps) with good balance
 (0) Severe: Cannot turn with feet close at any speed without imbalance

13. **STEP OVER OBSTACLES**
 (2) Normal: able to step over box with minimal change of speed and with good balance
 (1) Moderate: steps over shoe boxes but touches box OR displays cautious behavior by slowing gait.
 (0) Severe: cannot step over shoe boxes OR hesitates OR steps around box

14. **TIMED UP & GO (TUG) WITH DUAL TASK** TUG: 1.44 sec; Dual Task TUG: 9.9 sec
 (2) Normal: No noticeable change between sitting & standing in backward counting & no change in gait speed for TUG.
 (1) Moderate: Dual task affects either counting OR walking.
 (0) Severe: Stops counting while walking OR stops walking while counting.

III. SOT – ukázka vyšetření

Neurologická klinika 1.LF UK a VFN
 Kateřinská 30, 128 28 Praha 2
 přednosta prof. MUDr. E. Ružička, DrSc.
 Centrum pro diagnostiku poruch chůze a stability

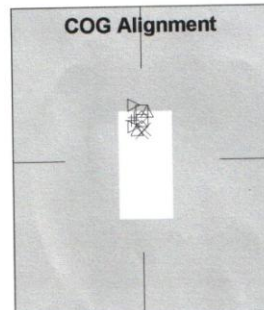
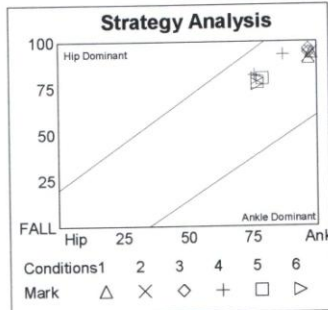
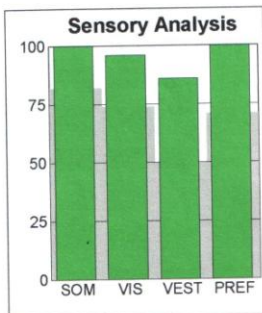
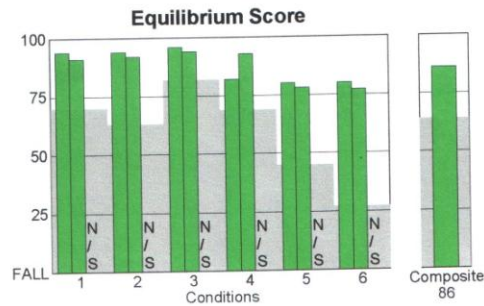
Name: ██████████
 ID: ██████████
 Date of Birth: █/█/████
 Height: 184 cm

Diagnosis: Parkinsonova nemoc
 Operator: Not Specified
 Referral Source: Not Specified

File: FD282.DRX
 Date: 5/11/2012
 Time: 15:26:30

Comments:

Sensory Organization Test (Sway Referenced Gain: 1,0)



Data Range Note: User Data Range: 70–79
 Post Test Comment:

Neurologická klinika 1.LF UK a VFN
 Kateřinská 30, 128 28 Praha 2
 přednosta prof. MUDr. E. Růžička, DrSc.
 Centrum pro diagnostiku poruch chůze a stability

Name: ██████████
 ID: ██████████
 Date of Birth: █/█/██████
 Height: 184 cm

Diagnosis: Parkinsonova nemoc
 Operator: Not Specified
 Referral Source: Not Specified

File: FD282.DRX

Comments:

Sensory Organization Test

Test Date: 5/11/2012
 Test Time: 15:26:30

Conditions	EQUILIBRIUM			STRATEGY			COG Alignment					
	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 1		Trial 2		Trial 3	
1	94	91	NS	98	97	NS	0,2	1,6	-0,2	1	NS	NS
2	94	92	NS	98	97	NS	0,1	1	0	0,9	NS	NS
3	96	94	NS	97	97	NS	0	1,1	0	1,4	NS	NS
4	82	93	NS	76	87	NS	-0,3	1,4	-0,4	1,3	NS	NS
5	80	78	NS	79	77	NS	0	1,6	0	1,3	NS	NS
6	80	77	NS	77	77	NS	-0,3	1,8	-0,3	1,1	NS	NS
Composite = 86												

IV. UPDRS III – ukázka vyšetření

Jméno: _____

Vyšetřující: _____

Datum: _____

United Parkinson's Disease Rating Scale

136

III. VYŠETŘENÍ MOTORIKY

18) Řeč

0 = normální

1 = nepatrná ztráta výrazovosti, výslovnosti a hlasitosti řeči

2 = monotónní, setřelá, ale srozumitelná řeč, středně porušena

3 = ztelně porušena, je obtížné porozumět

4 = nesrozumitelná

0

19) Mimika

0 = normální

1 = naznačená hypomimie, může být ještě v rámci normální „poker face“

2 = nepatrné, ale nepochybně abnormální ochuzení mimiky

3 = mírná hypomimie, rty jsou někdy pootvřené

4 = maskovitá tvář s těžkou (úplnou) ztrátou mimiky, rty trvale pootvřené

0

20) Klidový třes (zvlášť se hodnotí třes hlavy, horní a dolní končetiny, vpravo a vlevo)

0 = nepřítomen

1 = nepatrný a zřídka přítomný

2 = třes je stálý, malé amplitudy, nebo ještě větší amplitudy, ale pouze intermitentně

3 = větší amplitudy, přítomen po většinu času

4 = značné amplitudy, přítomen po většinu času

	H	
L 0		P 1
L 0		P 2

21) Akční nebo posturální třes rukou (zvlášť se hodnotí třes na pravé a levé končetině)

0 = nepřítomen

1 = nepatrný, přítomný jen za pohybu

2 = nevelké amplitudy, přítomný jen za pohybu

3 = nevelké amplitudy, přítomný při statické zátěži stejně jako za pohybu

4 = značné amplitudy, narušuje stravování

P 0
L 0

22) Rigidita (hodnotí se pasivní pohyb ve velkých kloubech, pacient uvolněně sedí; nebrat ohled na příznak ozubeného kola)

0 = nepřítomna

1 = nepatrná, zjištělná pouze při aktivaci pohybem druhostranné končetiny

2 = mírná až střední

3 = značná, ale je ještě zachován plný rozsah pohybu

4 = těžká, omezuje rozsah pohybu

	H	
L 1		P 1
L 4		P 2

23) Klepání prsty (pacient rychle opakovaně klepe palcem o špičku ukazováku s co největší amplitudou, každou rukou zvlášť)

0 = normální

1 = mírné zpomalení a/nebo snížení amplitudy

2 = středně těžce narušený pohyb, brzy se vyčerpává, mohou být příležitostné zárazy

3 = těžce narušený pohyb, časté váhání na začátku pohybu nebo zárazy během pohybu

4 = neschopen provést pohyb

P 1
L 1

Jméno: _____

24) Vyšetření rukou (pacient rychle opakovaně rozevívá a zavírá nataženými prsty a co největší amplitudou, každou rukou zvlášť)

- 0 = normální
1 = mírné zpomalení a/nebo snížení amplitudy
2 = středně těžce narušený pohyb, brzy se vyčerpá, mohou být příležitostné zárazy
3 = těžce narušený pohyb, časté váhání na začátku pohybu nebo zárazy během pohybu
4 = neschopen provést pohyb

P	0
L	0

25) Rychlé, alternující pohyby rukama (pacient provádí pronaci a supinaci v horizontální nebo vertikální poloze, s co možná největší amplitudou, oběma rukama zároveň)

- 0 = normální
1 = mírné zpomalení a/nebo snížení amplitudy
2 = středně těžce narušený pohyb, brzy se vyčerpává, mohou být příležitostné zárazy
3 = těžce narušený pohyb, časté váhání na začátku pohybu nebo zárazy během pohybu
4 = neschopen provést pohyb

P	1
L	1

26) Pohyby nohou (pacient rychle opakovaně poklepává špičkou nohy o zem, zvedá celou nohu, s co největší amplitudou)

- 0 = normální
1 = mírné zpomalení a/nebo snížení amplitudy
2 = středně těžce narušený pohyb, brzy se vyčerpává, mohou být příležitostné zárazy
3 = těžce narušený pohyb, časté váhání na začátku pohybu nebo zárazy během pohybu
4 = neschopen provést pohyb

P	0
L	0

27) Vstávání ze židle (pacient se pokouší vstát ze židle s rovným opěradlem, ruce má přitom zkřížené na prsou)

- 0 = normální
1 = pomalé nebo potřebuje více pokusů
2 = zvedá se s oporou o ruce
3 = tendence k pádu nazad, potřebuje více pokusů, ale vstane bez pomoci
4 = neschopen vstát bez pomoci

0

28) Držení postavy ve stoji

- 0 = normálně vzpřímený
1 = ne zcela vzpřímený, nepatrně nahnutý postoj (může být normální pro starší osoby)
2 = mírně nahnutý, bezpochyby abnormální postoj, může být nepatrně nakloněn
3 = těžce nahnutý s kyfózou, může být mírně nakloněn k jedné straně
4 = značné flekční držení, postoj je extrémně abnormální

0

29) Chůze

- 0 = normální
1 = chodí pomalu, může mít krátký šouravý krok, ale nemá festinace nebo propulze
2 = chodí s obtížemi, ale vyžaduje jen malou nebo žádnou oporu
3 = těžká porucha chůze vyžadující oporu
4 = nechodí vůbec, ani s oporou

0

30) Posturální stabilita (zkouška zvrácení trupu vstoje: odpověď na náhlé vychýlení vzad trhnutím za ramena, když pacient stojí s otevřenýma očima, nohy mírně rozkročené, je připraven, může mít několik cvičných pokusů)

- 0 = normální
1 = retropulze, ale vyrovná bez pomoci
2 = chybí posturální odpověď, mohl by upadnout, kdyby jej vyšetřující nezachytil
3 = velmi nestabilní, tendence ke spontánní ztrátě rovnováhy
4 = neschopen stát bez opory

1

31) Bradykineze a hypokineze těla (kombinace zpomalenosti, váhání na začátku pohybu, snížených souhybů, malé amplitudy a celkové chudosti pohybů)

0 = žádná

1 = minimální zpomalení, činí dojem uvážlivého pohybu, u některých osob ještě normálního, možné snížení amplitudy pohybů

2 = zpomalení a pohybová chudost mírného stupně, již nepochybně abnormální, případně snížení amplitudy pohybu

3 = středně těžké zpomalení a chudost či nízká amplituda pohybů

4 = značné zpomalení, chudost či nízká amplituda pohybů

1

Součet: 13 / 108

IV. KOMPLIKACE LÉČBY

A. Dyskineze

32) Trvání: Jak velkou část doby bdění jsou dyskineze přítomny?

0 = nejsou přítomny

1 = 1-25% dne

2 = 26-50% dne

3 = 51-75% dne

4 = 76-100% dne

33) Omezení: Do jaké míry vás dyskineze zneschopňují?

0 = nejsou zneschopňující

1 = mírně zneschopňující

2 = středně zneschopňující

3 = těžce zneschopňující

4 = zcela zneschopňující

34) Bolestivost: Do jaké míry jsou dyskineze bolestivé?

0 = nejsou bolestivé

1 = mírně bolestivé

2 = středně bolestivé

3 = silně bolestivé

4 = velmi silně bolestivé

35) Přítomnost časně ranní dystonie?

0 = ne

1 = ano

Součet: / 13

Přítomnost dyskinezi v době vyšetření?

0 = ne

1 = ano

SPDK LDK EXT 169N 29,45kg
FL 68N 6,9kg
PDR EXT 131,2N 13,25kg
FL 118,2N 22,25kg