

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ VLIVU REHABILITČNÍ TERAPIE S VYUŽITÍM INTERAKTIVNÍCH  
VIDEOHER U PACIENTŮ S CHRONICKÝMI BOLESTMI V DOLNÍ ČÁSTI ZAD  
POMOCÍ DOTAZNÍKŮ BOLESTI A BERGOVÉ BALANČNÍ ŠKÁLY**

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Jana Roglová, fyzioterapie  
Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.  
Olomouc, 2015

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Jana Roglová

**Název diplomové práce:** *Hodnocení vlivu terapie s využitím interaktivních videoher u pacientů s chronickými bolestmi v dolní části zad pomocí dotazníků bolesti a Bergové balanční škály*

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2015

**Abstrakt:**

Diplomová práce se zabývá zhodnocením vlivu rehabilitační terapie s využitím interaktivních videoher u pacientů s chronickými bolestmi dolní části zad. Teoretická část shrnuje anatomické a kineziologické poznámky o páteři, zabývá se posturální stabilitou, dále bolestí a jejím hodnocením, patogenezí, diagnostikou a terapií chronických bolestí v dolní části zad a popisuje virtuální realitu a její využití v terapii. Cílem bylo porovnat vliv rehabilitační terapie s využitím interaktivních videoher a klasické kinezioterapie. Výzkumu se zúčastnilo celkem 28 osob (ve věku 19-57 let) s chronickými bolestmi v oblasti dolní části zad. U všech bylo provedeno vstupní a kontrolní vyšetření skládající se z anamnézy, orientačních klinických vyšetření, Bergové balanční škály, dotazníků bolesti, somatognostických testů, vyšetření hlubokého stabilizačního systému a měření stoje na tenzometrické plošině. Výzkumná skupina podstoupila terapii pomocí videoher a kontrolní skupina pomocí kinezioterapie. Výsledky studie prokázaly statisticky významné rozdíly v subjektivním hodnocení bolesti, kdy došlo ke snížení výskytu i intenzity bolesti u výzkumné i kontrolní skupiny.

**Klíčová slova:** Rovnováha, poruchy stabilizace, hodnocení stability, bolest, hodnocení bolesti, virtuální realita.

Diplomová práce byla zpracována v rámci řešení výzkumného grantu studentské soutěže IGA 2012:014.

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.



**Author's first name and surname:** Bc. Jana Roglová

**Title of the master thesis:** Evaluation of the effects of rehabilitation with the use of interactive videogames in patients with chronic low back pain by use of pain questionnaires and Berg balance scale

**Site:** Department of Physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

**Year of presentation:** 2015

**Abstract:**

This diploma thesis evaluates the impact of rehabilitation therapy using interactive video games to patients with chronic low back pain. The theoretical part summarizes the anatomy and kinesiology notes about the spine, dealing with postural stability, pain and its evaluation, pathogenesis, diagnosis and therapy of chronic low back pain, and describes the virtual reality and its use in the therapy. The aim was to compare the effect of rehabilitation therapy using interactive video games and classic kinesiotherapy. A total of 28 people (aged 19-57 years) with chronic low back pain participated in the research. Initial and control examination, consisting of anamnesis, reference clinical examination, Berg balance scale, pain questionnaires, somatognostic tests, examination of deep stabilization system and measurement of standing on a tensometric platform, was done in all of them. The research group underwent a therapy using videogames and the control group underwent kinesiotherapy. The study results demonstrated statistically significant differences in the subjective evaluation of pain, when there was a reduction in the incidence and intensity of pain in both the research and the control group.

**Key words:** Balance, stabilization impairment, stability evaluation, pain, evaluation of pain, virtual reality.

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

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí Mgr. Marty Šlachtové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. dubna 2015

.....

Děkuji Mgr. Martině Šlachtové, Ph.D. za odborné vedení, trpělivost a přínosné rady, které mi poskytla během zpracování mé diplomové práce. Také děkuji za možnost řešit diplomovou práci v rámci výzkumného grantu soutěže IGA.

## OBSAH

1 ÚVOD .....	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ .....	11
2.1 ANATOMIE AKINEZILOGIE PÁTEŘE.....	11
2.1.1 Páteře jako celek.....	11
2.1.2 Obratle .....	12
2.1.3 Meziobratlová ploténka .....	12
2.1.4 Stabilizační systém páteře .....	14
2.1.4.1 Ligamenta páteře .....	14
2.1.4.2 Svalový systém páteře .....	16
2.1.4.3 Hluboký stabilizační systém páteř.....	18
2.1.4.4 Fascie.....	19
2.1.5 Kineziologie a biomechanika bederní páteře .....	20
2.2 POSTURÁLNÍ STABILITA .....	23
2.2.1 Posturální stabilita ve stoji .....	24
2.2.2 Posturální motorika .....	26
2.2.3 Zapojení svalů při stabilizaci .....	26
2.2.4 Dysfunkce svalů hlubokého stabilizačního systému páteře.....	27
2.2.5 Rovnováha a stabilita.....	28
2.2.5.1 Statická rovnováha (statická strategie).....	28
2.2.5.2 Dynamická rovnováha (dynamická strategie).....	29
2.2.6 Systémy podílející se na zajištění posturální stability .....	30
2.2.6.1 Zrak .....	30
2.2.6.2 Vestibulární aparát .....	30
2.2.6.3 Proprioceptivní systém.....	31
2.2.6.4 Osový orgán .....	31
2.2.6.5 Centrální nervový systém .....	32
2.2.7 Společná integrace systémů zajišťujících posturální stabilitu .....	33
2.2.8 Posturální stabilita u osob s vertebrogenními potížemi .....	34
2.2.9 Hodnocení stability .....	35
2.3 BOLESTI DOLNÍ ČÁSTI ZAD (LOW BACK PAIN) .....	37
2.3.1 Definice bolesti.....	37
2.3.2 Klasifikace bolesti .....	38
2.3.3 Psychologické aspekty bolesti .....	40
2.3.4 Definice a klasifikace bolestí dolní části zad.....	42
2.3.5 Etiopatogeneze LBP .....	44
2.3.6 Souvislost LBP s poruchou řízení pohybu a psychikou .....	46
2.3.7 Diagnostika LBP .....	47
2.3.8 Diferenciální diagnostika LBP .....	47
2.3.9 Hodnocení bolesti – dotazníky .....	48
2.3.9.1 Neverbální metody hodnocení bolesti .....	48
2.3.9.2 Verbální metody hodnocení bolesti .....	49
2.3.10 Terapie LBP .....	50

2.4 VIRTUÁLNÍ REALITA .....	52
2.4.1 Prostředí virtuálního světa .....	52
2.4.2 Princip biofeedbacku .....	54
2.4.3 Nintendo Wii .....	54
2.4.3.1 Hry Nintendo Wii .....	56
2.4.3.2 Využití konzole Nintendo Wii v rehabilitaci .....	56
2.4.4 Xbox Kinect 360 .....	58
2.4.4.1 Hry Xbox Kinect 360 .....	59
2.4.4.2 Využití konzole Xbox Kinect 360 v rehabilitaci .....	59
3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	61
3.1 Hlavní cíle .....	61
3.2 Dílčí cíle (Vedlejší cíle) .....	61
3.3 Výzkumné otázky .....	61
4 METODIKA .....	63
4.1 Charakteristika souboru .....	63
4.2 Techniky sběru dat .....	63
4.2.1 Vstupní vyšetření .....	64
4.2.1.1 Anamnéza .....	64
4.2.1.2 Kineziologický rozbor a funkční testy páteře .....	65
4.2.1.3 Neurologické vyšetření .....	65
4.2.1.4 Vyšetření hlubokého systému .....	66
4.2.1.5 Test somatognozie .....	67
4.2.1.6 Hodnocení rovnováhy – Berg balance scale .....	67
4.2.1.7 Dotazníky bolesti .....	68
4.2.1.8 Měření stoje na tenzometrických plošinách .....	68
4.2.2 Výstupní vyšetření .....	69
4.3 Terapie .....	69
4.3.1 Terapie u výzkumné skupiny .....	69
4.3.2 Terapie u kontrolní skupiny .....	72
4.4 Sledované parametry.....	73
4.5 Statistické zpracování výsledků .....	73
5 VÝSLEDKY .....	74
5.1 Popisné statistiky .....	75
5.1.1 Výsledky Bergové balanční škály .....	75
5.1.2 Výsledky získané z dotazníku DIBDA.....	76
5.1.3 Výsledky získané z dotazníku SF-MPQ-2 .....	77
5.1.4 Porovnání průměrné naměřené hodnoty testu somatognozie v horizontální a vertikální rovině oproti skutečné hodnotě rozměru ramen.....	81
5.1.5 Výsledky získané z dotazníku „spokojenosti s terapií“ .....	82
5.2 Odpovědi na výzkumné otázky .....	83
5.2.1 Odpovědi na výzkumné otázky V <sub>1</sub> , V <sub>2</sub> a V <sub>3</sub> .....	85
5.2.2 Odpovědi na výzkumné otázky V <sub>4</sub> , V <sub>5</sub> a V <sub>6</sub> .....	85
5.2.3 Odpovědi na výzkumné otázky V <sub>7</sub> , V <sub>8</sub> a V <sub>9</sub> .....	85
5.3 Návrh terapie pomocí interaktivních videoher u pacientů s LBP .....	86



5.3.1 Příprava před terapií .....	86
5.3.2 Průběh vlastní terapie .....	86
5.3.3 Terapie s využitím konkrétních prvků interaktivních videoher u pacientů s LBP .....	87
6 DISKUZE .....	89
7 ZÁVĚR .....	95
8 SOUHRN .....	96
9 SUMMARY .....	97
10 REFERENČNÍ SEZNAM .....	98
11 SEZNAM PŘÍLOH .....	105
12 PŘÍLOHY .....	106
Příloha 1. BBS	
Příloha 2. Dotazníky bolesti	
Příloha 3. Informovaný souhlas	
Příloha 4. Anamnestický dotazník	
Příloha 5. Jóga – jednotlivé pozice	
Příloha 6. Balanční hry	
Příloha 7. Tabulky základních statistických charakteristik	
Příloha 8. Tabulky absolutních a relativních četností	
Příloha 9. Tabulky korelací	
Příloha 10. Souhlas etické komise	

## 1 ÚVOD

S nějakým projevem bolesti v zádech, zejména pak v bederní oblasti, se během svého života setkalo více jak 80 % lidí (Freburger et al., 2009). Roční prevalence se pohybuje mezi 60-85 % a neustále celosvětově vzrůstá. Tento nepříznivý nárůst počtu nemocných je zaznamenán v řadě vyspělých zemí již od 50. let 20. století, což z bolesti dolní části zad (anglicky low back pain) činí závažný medicínský, ale i socioekonomický problém. Tento stav má totiž negativní vliv nejen na nemocné samotné, ale má závažné dopady i na jejich blízké, práci i celou společnost. Bolesti jsou často doprovázeny funkčními omezeními, hendikepem a disabilitou. I v současné době jsou vnímány jako choroba a asi 5-10 % osob se kvůli nim dostane do pracovní neschopnosti. Zhruba stejné procento pacientů pak vykazuje známky přechodu do chronicity (Vrba, 2008; Kolář, 2007).

Bolesti zad můžeme dělit na akutní a chronické a dále pak na specifické a nespecifické. Až 10 % pacientů trpí chronickou bolestí zad (tj. bolestí trvajících déle než tři měsíce) a pouze u 20 % z nich lze zjistit konkrétní příčinu obtíží (Forward & Wallace, 2008). Etiologie bolestí dolní části zad bývá často neznámá. Proto také nespecifické bolesti bez identifikovatelného zdroje představují až 85 % ze všech bolestí zad. Léčba těchto bolestí je velmi obtížná a zdlouhavá. U pacientů se často objevuje strach z recidivy bolestí, a proto omezují své zájmy i pracovní aktivity. Základním kamenem správné léčby a snahy o zmírnění tohoto celosvětového problému by se tedy měla stát především prevence; a to jak primární (omezení vzniku bolesti – aktivní životní styl, zdravá strava, pohyb, odpočinek), tak sekundární (omezení vzniku chronicity – cvičení, multidisciplinární léčebný přístup, pozitivní myšlení) (Vrba, 2010).

Standardním cílem konzervativní terapie bolestí dolní části zad je snížení intenzity bolesti, zlepšení aktivity a spolupráce pacienta, udržení jeho pracovní schopnosti a prevence vzniku různých dalších potíží. Terapie spočívá v multidisciplinárním přístupu, který se skládá z odborně vedené pohybové terapie, kognitivně-behaviorální terapie, přiměřené farmakoterapie a pozitivního ovlivnění chování pacienta (Vrba, 2008). Jako jedna z možných alternativ prevence, ale i samotné terapie bolestí bederní páteře se v posledních letech ukazuje terapie pomocí interaktivních videoher. S jejich pomocí lze u pacientů novou, atraktivní formou vzbudit zájem o specifickou pohybovou aktivitu, kterou tyto systémy nabízejí a tím je mimoděk motivovat k pohybu jako takovému. Účinek interaktivních videoher však není pouze psychologický, ale i fakticky prokazatelný prostřednictvím výsledků mnoha studií. Většina z nich zkoumala, zda dojde ke zlepšení rovnovážných dovedností u širokého spektra pacientů s nejrůznějšími diagnózami; od dětí po seniory, od osob s poruchou balančních schopností po pacienty s neurologickým deficitem. I tato diplomová práce se bude zabývat vlivem terapie pomocí interaktivních videoher, a to právě u pacientů s chronickými

nespecifickými bolestmi v dolní části zad. Protože se tyto bolesti často pojí s poruchami řízení motoriky a tím i se zhoršenými posturálními a rovnovážnými funkcemi, jeví se, vzhledem k dosavadním ohlasům, tento nový typ terapie jako potenciálně perspektivní. Práce se bude zabývat srovnáním efektu pohybové terapie pomocí videoherních systémů Nintendo Wii Fit Plus a Xbox 360 Kinect s efektem běžně využívaných postupů kinezioterapie u dvou skupin pacientů s bolestmi dolní části zad.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 ANATOMIE A KINEZIOLOGIE PÁTEŘE

#### 2.1.1 Páteř jako celek

Osový, neboli axiální, systém trupu je hlavní pohybovou bází, od které se odvíjí každý pohyb těla. Obecně lze říci, že neexistuje pohyb, který by neměl odezvu v axiálním systému, a současně neexistuje pohyb vlastního axiálního systému, který by neměl dopad na organismus. Díky této skutečnosti je tedy celý osový systém velmi zranitelný (Dylevský, 2003).

Základní složkou osového systému trupu je páteř. Tvoří ji sloupec 33-34 obratlů. Rozlišujeme 7 obratlů krčních, 12 obratlů hrudních, 5 obratlů bederních, 5 obratlů křížových a 4-5 obratlů kostrčních, kdy křížové splývají v kost křížovou a kostrční srůstají do kosti kostrční. Obratle mají svůj charakteristický tvar a velikost dané úsekem páteře, ve kterém se nacházejí. Jednotlivé obratle jsou mezi sebou spojeny intervertebrálními klouby, přemostujícími vazivovými strukturami a svaly. Obratlová těla jsou proložena meziobratlovými ploténkami. Horní konec páteře se pojí s lebkou, dolní konec je spojen s pánví prostřednictvím kosti křížové (Čihák, 2001; Calliet, 1995).

Základní funkční jednotkou páteře je pohybový segment. Anatomicky je pohybový segment tvořen sousedícími polovinami obratlových těl, párem meziobratlových kloubů, meziobratlovou ploténkou, fixačním vazivem a svaly. Páteř standardně obsahuje 24 pohybových segmentů. První najdeme mezi prvním a druhým krčním obratlem, poslední je mezi pátým bederním obratlem a kostí křížovou (Dylevský, 2009). Pohybový segment představuje nejmenší část páteře, která vykazuje srovnatelné biomechanické vlastnosti jako celá páteř (White & Panjabi, 1990). Pohyblivost segmentu je tedy odpovědná za pohyby celé páteře (Kapandji, 2008).

Dospělá lidská páteř je fyziologicky zakřivena v sagitální rovině, kde je charakteristické kraniokaudální střídání lordóz (krční a bederní) a kyfóz (hrudní a sakrální). Může být také mírně zakřivena i v rovině frontální. Esovitě zakřivení páteře je funkčně výhodné. Zvyšuje pružnost a pevnost páteře a tím snižuje její náchylnost k poškození. Bylo prokázáno, že dvakrát esovitě zakřivená páteř je sedmákrát pevnější, než kdyby byla tvořena jediným obloukem (Dylevský, 2009).

Délka celé páteře dospělého člověka tvoří dle Čiháka (2001) asi 35 % a dle Dylevského (2009) dokonce 40 % výšky těla, z čehož pětina až čtvrtina připadá na meziobratlové ploténky. Právě díky jejich klínovitému tvaru s vyšší přední a nižší zadní hranou v oblasti krční a bederní páteře vzniká krční a bederní lordóza.

### 2.1.2 Obratle

Jednotlivé obratle jsou tvořeny třemi základními částmi; každá z těchto částí má svou funkci. Tělo obratle, *corpus vertebrae*, je uloženo vpředu a funguje jako část nosná. Oblouk obratle, *arcus vertebrae*, je zezadu připojen k obratlovému tělu a má za úkol chránit míchu. Obratlové výběžky, *processus vertebrae*, jsou připojeny k oblouku a napomáhají pohyblivosti páteře. Řadíme mezi ně kloubní výběžky, *processi articulares*, sloužící ke spojení s dalšími obratli; příčné výběžky, *processi transversi*, odstupují od oblouku zevně a jsou párové; a trnové výběžky, *processi spinosi*, nepárové, odstupující od oblouku dozadu. Poslední dva typy výběžků slouží jako místa svalových úponů. Tahem svalů za tyto výběžky se obratle navzájem naklánějí a otáčejí (Čihák, 2001).

Bederní obratle jsou ze všech obratlů nejmohutnější. Celkově jsou jen o něco málo kratší než celá hrudní páteř, přestože je jich pouze pět. Tělo bederního obratle je vysoké, rozměrnější transversálně a jeho terminální plochy, *facies intervertebrales*, mají ledvinovitý tvar.

Tělo obratle L5 má specifický klínovitý tvar; vpředu je vyšší než vzadu. Proto přechod mezi L5 a kostí křížovou tvoří vpředu charakteristické zalomení, *promontorium*.

Oblouk bederního obratle, *arcus veterbrae*, je mohutný a ohraničuje trojúhelníkovité *foramen vertebrale*, kterým prochází mícha. Na jeho zadní straně se nacházejí trnové výběžky, *processi spinosi*, které mají tvar čtverhranných, ze stran oploštěných destiček. *Processi costales* (původem rudimentální žebra) pak zastupují u bederních obratlů příčné výběžky. Slouží opět především k úponu svalů (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Kapandji, 2008; Véle, 1995).

Z funkčního hlediska ještě stojí za zmínku obratel L3, konkrétně jeho obratlový oblouk, který je dle Kapandjiho (2008) lépe vyvinutý než u ostatních bederních obratlů. Upínají se na něj iliolumbální vlákna *m. latissimus dorzi* a ascendentní vlákna *m. spinalis*. Současně je však ze zadní strany tažen svalovými vlákny směřující od kosti křížové a kosti pánevní a to jej staví do role prvního pohyblivého lumbálního obratle. Rovněž Dylevský (2009) a Véle (1995) považují obratel L3 za důležitý přechodový segment, představující funkční předěl mezi účinkem svalů upínajících se na kostru hrudníku a svalů jdoucích k pánvi.

### 2.1.3 Meziobratlová ploténka

Meziobratlové ploténky, *disci intervertebrales* jsou vytvořeny v presakrálním (pohyblivém) úseku páteře a spojují sousedící plochy obratlových těl, s nimiž se tvarově shodují. Plotének je celkem 23, tj. o jednu méně než je pohybových segmentů páteře. První se nachází mezi C2 a C3, poslední je mezi L5 a S1. Výška plotének kraniokaudálně narůstá a jak již bylo výše zmíněno, ploténky se tedy velmi významně podílejí na délce presakrálního úseku páteře (Dylevský, 2009; Hamill, 2003).

Meziobratlové ploténky jsou primárně tvořeny vazivovou chrupavkou. Na povrchu plotének je dále tenká vrstvička hyalinní chrupavky sloužící jako zóna přechodu mezi obratlovým tělem a ploténkou. Každá ploténka se skládá z centrálně uloženého huspeninového jádra, *nucleus pulposus* a z okolního vazivového prstence, *anulus fibrosus*, tvořeného cirkulárně probíhajícími kolagenními vlákny. Vlákna sousedících lamel v prstenci se kraniokaudálně kříží pod různými úhly a tím zvyšují pevnost struktury (Čihák, 2001; Dylevský, 2009).

Uvnitř *anulus fibrosus*, lehce excentricky a spíše při zadním okraji disku, je uložen *nucleus pulposus* představující vodnaté řídké jádro kulovitého až diskovitého tvaru. Nestlačitelná tekutina tohoto jádra vytváří kulovitý útvar mezi sousedícími obratli a ploténka tak vlastně vytváří sférický kloub, kolem něhož se obratle při vzájemných pohybech naklánějí. Jeho poloha uvnitř prstence se tedy mění v závislosti na typu ohnutí páteře (Čihák, 2001; Hamill & Knutzen, 2003).

Hlavní funkcí plotének je zajištění axiální stability páteře. Současně také umožňují pohyb v jednotlivých segmentech ve všech rovinách. Dále ploténky fungují jako hydrodynamické tlumiče absorbující statické a dynamické zatížení páteře, kdy jsou pod neustálým vlivem nekonstantního axiálního zatížení způsobeného jak vnitřními, tak i vnějšími silami. Meziobratlová ploténka se totiž chová jako pumpa, kdy se střídají fáze zatížení a uvolnění. Ve fázi komprese dochází k vytlačování tekutiny z disku (přes den, ve stoji, působením gravitace); ve fázi uvolnění (v noci, vleže, s vyloučením gravitace) nasává disk tekutinu zpět. Proto je výška člověka a taktéž flexibilita páteře po ránu větší. Tato schopnost však s narůstajícím věkem klesá (Dylevský, 2009; Véle, 1995).

Z biomechanického hlediska je nutné rozlišovat statické a dynamické zatížení ploténky. Při statickém zatížení se prstence napínají a disk se oplošťuje rovnoměrně, zatímco při dynamickém zatížení se obratle naklánějí a ploténka je zatěžována nerovnoměrně. *Anulus fibrosus* je při tom na jedné straně stlačován a na opačné straně namáhán v tahu. Pevně uzavřené jádro uvnitř se jen nepatrně posunuje od stlačované strany ke straně natahované. K maximálnímu namáhání celého systému dochází při kombinaci svislého (axiálního) tlaku a rotace (smyku), kdy vznikají střížné síly, které lze přirovnat k vytlačování vody ze ždímaného prádla s přidáním axiálního stlačení (Dylevský, 2009; Kapandji, 2008).

#### 2.1.4 Stabilizační systém páteře

Úkolem stabilizačního systému páteře je zajišťovat stabilitu celého osového systému. Jedná se o schopnost fixovat tzv. klidovou konfiguraci páteře (danou tvarem obratlů a zakřivením páteře) jako celku a toto základní postavení udržet při fyziologické rozsahu pohybu. Pokud mluvíme o udržení klidové konfigurace, jde o statickou stabilitu. Jedná-li se o fixaci změn, ke kterým došlo následkem pohybu, mluvíme o stabilitě dynamické (Dylevský, 2009).

Dle Panjabiho (1992a) jsou za stabilitu páteře zodpovědné tři vzájemně se ovlivňující subsystémy. Prvním, **pasivním subsystémem**, jsou kostní struktury a ligamenta páteře, které slouží k omezení pohybu na konci jeho fyziologického rozsahu a zabezpečují tak statickou stabilitu. Dylevský (2009) i Kapandji (2008) dále detailněji popisují tento subsystém pomocí tří pilířů. Přední pilíř tvoří obratlová těla a meziobratlové ploténky; dva postranní pilíře, jsou pak tvořeny kloubními výběžky, pouzdry intervertebrálních kloubů a vazy sousedících obratlů.

Druhým, **aktivním subsystémem**, zabezpečujícím dynamickou stabilitu, je svalový systém. Podílí se na podpoře stability prostřednictvím intersegmentálních i povrchových svalů a zajišťuje přiměřenou tuhost jednotlivých segmentů páteře. S rostoucí tuhostí v každém segmentu roste i stabilita celé páteře (Dylevský, 2009; Panjabi, 1992a).

Třetím subsystémem je **centrální nervový systém** (dále CNS), jenž se stará o zpětnovazebnou kontrolu a koordinaci svalové aktivity během očekávaných i neočekávaných situací. Tento nervový subsystém propojuje pasivní a aktivní subsystém a rovněž zajišťuje přesnost pohybu a rychlost reakce na podnět (Dylevský, 2009; Panjabi, 1992a).

Tyto tři subsystémy jsou vzájemně provázané a každý z nich může kompenzovat deficit jiného. Pracují-li všechny tři subsystémy v rovnováze, zajišťují tak stabilitu a neutrální postavení páteře. Vznik instabilit je pak zapříčiněn poruchou jednoho ze subsystémů nebo kombinací poruch všech tří (Panjabi, 1992a).

#### 2.1.4.1 Ligamenta páteře

Ligamenta páteře mají velké množství často i protichůdných funkcí. Jednak umožňují páteři adekvátní fyziologický rozsah pohybu, ale současně rozsah jejích pohybů v rámci předem stanovených limitů omezují, čímž napomáhají k její ochraně a stabilizaci. Ve spolupráci se svaly poskytují páteři přiměřenou stabilitu tím, že fixují přesnou polohu obratlů v dané posturální situaci. V neposlední řadě jsou pak schopna absorbovat značné množství pohybové energie působící na páteř (White & Panjabi, 1990).

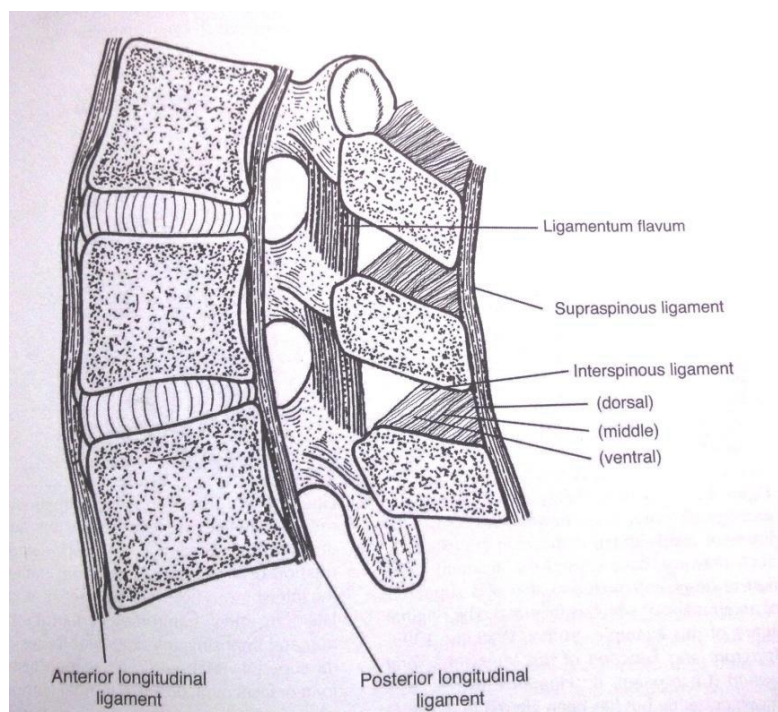
Ligamenta (Obrázek 1) se z anatomického hlediska dělí na dlouhé vazy, jež spojují obratlová těla po celé délce páteře a na krátké vazy, spojující oblouky a výběžky sousedících obratlů (Dylevský, 2009).

Mezi dlouhé vazy řadíme *ligamentum longitudinale anterius* běžící po přední straně obratlových těl od předního oblouku atlasu až po sacrum. Je pevněji fixováno k tělům obratlů než k ploténkám a zpevňuje celou páteř. Napíná se při záklonu a brání ventrálnímu vysunutí meziobratlové ploténky. *Ligamentum longitudinale posterius* se táhne po zadní straně obratlových těl od týlní kosti až na plochu kosti křížové, čímž tvoří přední stěnu páteřního kanálu. Rovněž

zpevňuje páteř, ale vytváří pevnější spoje s meziobratlovou ploténkou než s tělem obratle. Napíná se při předklonu a brání tím dorzálnímu vysunutí meziobratlové ploténky. V bederní oblasti však funguje tato zábrana nejhůře kvůli nápadnému zúžení vazů. Proto také právě zde nejčastěji dochází k výhřezu ploténky (Dylevský, 2009; Cailliet, 1995).

Do krátkých vazů patří *ligamenta flava* spojující obratlové oblouky. Obsahují velké množství elastických vláken, kterých kraniokaudálně přibývá. V bederní páteři jsou proto tato ligamenta nejsilnější. Stabilizují páteř při předklonu a jsou schopna ji vrátit do výchozího vzpřímeného postavení. *Ligamenta intertransverzaria* se rozprostírají mezi příčnými výběžky (paralelně se stejnojmennými krátkými svaly) a slouží k omezování jejich rozevírání. Mezi trnovými výběžky (opět souběžně se stejnojmennými svaly) se pak nachází *ligamenta interspinalia*, jejichž funkcí je omezovat předklon a úklon páteře (Dylevský, 2009; Cailliet, 1995). Dylevský (2009) označuje ligamenta interspinalia jako „posturální vazy“, které svým napětím napřimují jednotlivé pohybové segmenty celé páteře. Také podle McGilla (2007) mají tato ligamenta důležitou proprioceptivní funkci, neboť obsahují poměrně rozsáhlou síť nervových zakončení.

Spojení páteře s pánví je zabezpečeno prostřednictvím *ligamenta iliolumbalia* spojujícího příčné výběžky obratlů L4 a L5 s křtistou kostí pánevní (Véle, 1995).



Obrázek 1. Ligamenta páteře (McGill, 2007).



#### 2.1.4.2 Svalový systém páteře

Svaly představují aktivní složku pohybového aparátu, jejímž úkolem je kromě vlastního pohybu především stabilizace. Lze je rozdělit buď z pohledu anatomického na ve čtyřech vrstvách uspořádané svaly zad, svaly břicha, svaly pánevního dna a bránici; nebo z pohledu funkčního na flexory a extenzory páteře a svaly tvořící tzv. hluboký stabilizační systém páteře.

První a druhá vrstva **zádových svalů** jsou svaly spinohumerální, vedoucí od páteře na humerus nebo na lopatku. Do povrchové vrstvy spadají *m. trapezius* a *m. latissimus dorzi*. Druhá vrstva obsahuje *m. levator scapulae* a *mm. rhomboidei*. Třetí vrstvu představují svaly spinokostální, které se rozprostírají mezi páteří a žebry. Řadíme k nim *m. serratus posterior superior* a *m. serratus posterior inferior*. Tyto povrchové zádové svaly zajišťují stabilitu páteřních sektorů a ovládají tak velké páteřní celky až celý osový skelet (Čihák, 2011; Dylevský, 2009). Čtvrtá, hluboká, vrstva je tvořena složitým komplexem vlastních svalů zad, nazývaných autochtonní muskulatura, které propojují jednotlivé obratle mezi sebou. Tvoří ji dlouhé a krátké svaly, a dle svých začátků a úponů se dále člení do čtyř funkčních systémů: systému spinotransverzálního (*m. splenius*, *m. longissimus* a *m. iliocostalis*), spinospinálního (*m. spinalis*), transverzospinálního (*m. semispinalis*, *mm. multifidi* a *mm. rotatores*) a krátkých svalů hřbetních (*mm. transversospinales* a *mm. interspinales*). Svaly v těchto nejhlubších vrstvách funkčně ovlivňují vždy jen jeden hybný segment. Ten extendují, případně rotují, ale především kontrolují vzájemnou polohu obratlů mezi sebou. Důležitou funkcí těchto svalů je adjustace pohybu již při pouhé představě pohybu (Čihák, 2001; Cailliet, 1995).

**Břišní svaly** se dělí na ventrální, dorzální a laterální skupinu svalů. Ventrální skupinu reprezentuje *m. rectus abdominis* (dále m. RA) a *m. pyramidalis*. Do laterální skupiny patří *m. obliquus externus abdominis* (dále m. OEA), *m. obliquus internus abdominis* (dále m. OIA) a pro bederní páteř funkčně nejpodstatnější *m. transversus abdominis* (dále m. TA). Jedná se o svaly široké, ploché a překvapivě tenké, uspořádané do tří vrstev. Jejich svalová vlákna probíhají v každé vrstvě jiným směrem, což způsobuje značnou mechanickou pevnost stěny břišní a účinnost břišního lisu (Čihák, 2001). Véle (1995) k laterální skupině svalů přidává ještě obě části *m. iliopsoas*; *m. psoas major* i *m. iliacus*. Poslední zmíněný sval má výrazný vliv na funkci bederní páteře a akcentuje lordózu. Dorzální skupinu svalů zastupuje *m. quadratus lumborum* (dále m. QL) (Čihák, 2001). Dle Liebersona (2000) se m. QL významně podílí na laterální stabilizaci bederní páteře a zvyšuje její tuhost. Proto je jedním z klíčových svalů, na které se zaměřuje pozornost při terapii bederní stabilizace.

M. TA je důležitou součástí stabilizačního systému. Podle McGilla (2007) má dokonce více stabilizační funkci než pohybovou. Ohraničuje v podstatě celou břišní dutinu a aktivuje se dříve než ostatní břišní svaly. Jeho horní vlákna se upínají na dolní žebra a tím ovlivňují stabilizační funkci

hrudníku a fyzicky se podílejí na dýchání. Střední vlákna se upínají do thorakolumbální fascie a přes její napínání zvyšují intrabdominální tlak, čímž se opět podílejí na stabilizaci páteře. Dolní vlákna upínající se na pánvi se podílejí na kompresi pánve (Jalovcová & Pavlů, 2010). Ze studií Hodgese a Richardsona (1996 a 1998) vyplývá, že při pohybu jak horní, tak i dolní končetiny se jako první ze všech svalů aktivoval právě m. TA, z čehož autoři vyvozují, že se tento sval podílí již na anticipaci pohybu. Zpožděná kontrakce tohoto svalu je tedy výrazem jeho snížené stabilizační funkce, což vede k zvýšení biomechanických nároků na samotnou páteř (Suchomel, 2006). Jako celek pak m. TA podpírá orgány břišní dutiny, přitlačuje břišní stěnu k páteři, čímž zabraňuje jejímu přílišnému vyklenutí a hraje roli při kontrole nitrobřišního tlaku během dýchání, mluvy, vylučování atd. (Véle, 2006).

**Bránice**, *diaphragma*, je plochý, kruhový sval, který se kopulovitě vykluje do hrudníku (sahá až k 4. mezižebří) a odděluje tak hrudní dutinu od břišní. Odstupuje od bederní páteře, vnitřní plochy žeber a od mečovitého výběžku hrudní kosti. Uprostřed se nachází úponová šlacha bránice, *centrum tendineum*, ke kterému se paprscitě sbíhají svalové snopce ve třech oddílech – pars lumbalis, pars costalis a pars sternalis. Je to hlavní nádechový sval a podílí se také na vytváření břišního lisu. Při kontrakci dochází k oploštění bráničních kleneb a posunu šlašitého centra dolů. Při tom se zvětšují všechny tři rozměry hrudníku. Tímto inspiračním pístovým pohybem bránice se přenáší tlak na orgány břišní dutiny, na stěnu břišní dutiny a na svaly pánevního dna a dochází ke zvýšení nitrobřišního tlaku a rozšíření spodní části hrudníku a břišní dutiny. Pro toto zvýšení nitrobřišního tlaku ve spojení s dýcháním je pak zásadní správně fungující spolupráce mezi bránicí, břišními svaly a svaly pánevního dna. Břišní svaly při inspirační kontrakci excentricky ustupují, zatímco svaly pánevního dna svojí rezistencí naopak působí antagonisticky proti bránici a zabraňují přílišnému vyklenutí břišní stěny a vytlačování pánevního svalstva (Dylevský, 2009, Palaščíková Špringrová, 2012).

Z toho všeho vyplývá, že bránice hraje velice důležitou roli při stabilizaci páteře. Lewit (1996, 28) ji označuje jako „respirační sval s posturální funkcí“. Slouží jako opěrný bod pro páteř a její stabilizační funkce musí předcházet aktivaci vlastních břišních svalů. V případě porušení tohoto timingu dochází k nadměrné aktivaci paravertebrálních svalů (zejména v oblasti thorakolumbálního přechodu) a nedostatečné stabilizaci páteře (Palaščíková Špringrová, 2012).

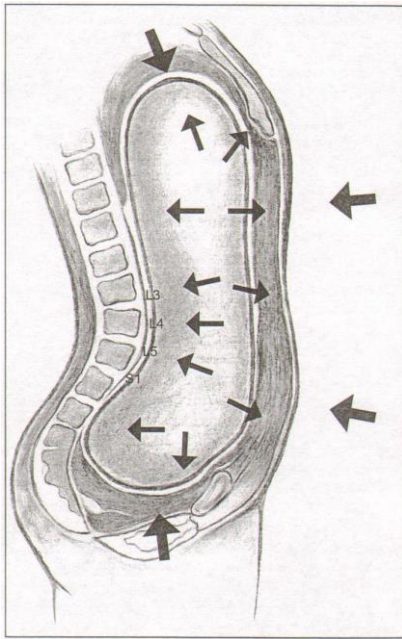
**Svaly pánevního dna** rozdělujeme do dvou skupin; *svaly diaphragmy pelvis a diaphragmy urogenitale*. Do svalů *diaphragmy pelvis* dle Čiháka (2001) patří *m. levator ani* a *m. coccygeus*. Véle (2006) k této skupině svalů přiřazuje ještě *m. sacrococcygeus ventralis et dorzalis* a zevní rotátory kyčelního kloubu – *mm. gemelli*, *mm. obturatorii*, *m. quadratus femoris* a *m. piriformis*, které s touto oblastí funkčně souvisejí (podílejí se na vzpřímeném držení těla a dalších posturálních

funkcích). Svaly diaphragmy urogenitale se posturálních funkcí přímo neúčastní. Jak již bylo zmíněno výše, svaly pánevního dna tvoří pružnou spodinu pánve a brání v prolapsu vnitřních orgánů. Mají zásadní význam jak pro posturální, tak pro dýchací funkci. Ve spolupráci s m. TA a bránicí přispívají regulaci nitrobřišního tlaku a jejich tonus působí na kosti pánevní a na vlastní postavení pánve, které také ovlivňuje konfiguraci osového orgánu (Palaščíková Špringrová, 2012).

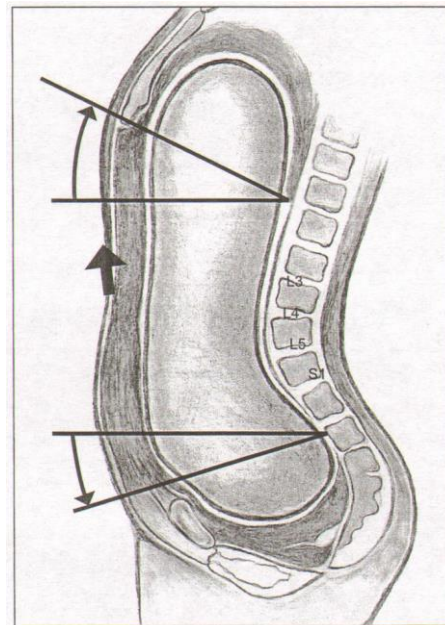
#### 2.1.4.3 Hluboký stabilizační systém páteře

Všechny tyto výše popsané svaly a svalové systémy jsou vzájemně funkčně propojené a dohromady vytváří určitý „komplexní systém“ souhrnně označovaný jako **hluboký stabilizační systém páteře** (dále HSSP). Obecně jsou jako svaly HSSP považovány svaly pánevního dna, bránice, m. TA, mm. multifidí a hluboké vrstvy extenzorů páteře. Názory na to, které další svaly patří do HSSP se různí autor od autora. Australští autoři Wohlfahrt, Jull a Richardson (in Lewit, 2001) navíc zmiňují zásadní roli hlubokých flexorů krku. Suchomel (2006) sem přiřazuje ještě m. psoas major (pouze jeho zadní část), m. serratus posterior inferior, kostovertebrální a iliovertebrální vlákna m. QL a taktéž hluboké flexory krku (konkrétně *m. longus colli et capitis*). Podle Lewita (2001) sem dokonce patří i adduktory kyčelního kloubu a (méně pravidelně) svaly pletence ramenního, žvýkací svaly, hamstringy a svaly chodidla.

Jak již z názvu vyplývá, jeho funkce spočívá v zabezpečování stabilizace, neboli zpevnění páteře během všech pohybů. Svaly HSSP se aktivují při jakémkoli statickém zatížení a doprovází každý cílený pohyb jak horních, tak i dolních končetin. Zapojení svalů do stabilizace probíhá automaticky. V důsledku svalového propojení se na stabilizaci vždy podílí celý svalový řetězec. Zapojená stabilizační souhra svalů (Obrázek 2 a 3) navíc eliminuje vnější svalové síly (komprese, střížné síly) působící na páteřní segmenty (Kolář & Lewit, 2005).



Obrázek 2. Svalová souhra mezi autochtonní muskulaturou, bránicí, svaly pánevního dna a břišními svaly za fyziologické situace (Kolář & Lewit, 2005, 273).



Obrázek 3. Svalová souhra mezi autochtonní muskulaturou, bránicí, svaly pánevního dna a břišními svaly za patologické situace (Kolář & Lewit, 2005, 273).

#### 2.1.4.4 Fascie zad

*Fascie*, povázka svalová, je vazivový obal, který obaluje nejen jednotlivé svaly, ale i celé skupiny svalů. Stavba a úprava vrstev fascie se na jednotlivých místech těla liší vzhledem ke konkrétním místním mechanickým vlivům (Čihák, 2001).

Na zádech se nacházejí dvě hlavní fascie. Povrchová fascie zádová, *fascia superficialis dorsi*, pokrývající povrch zad a hluboká *fascia thoracolumbalis* (*fascia lumbodorsalis*) (dále TLF), tvořená dvěma listy, mezi nimiž leží v bederní oblasti hluboké zádové svaly. *Lamina superficialis*, povrchový list TLF, odstupuje od trnů bederních obratlů, od dorzální plochy kosti křížové a od zadní části hřebene kosti kyčelní a tvoří aponeurotický začátek m. latissimus dorsi. *Lamina profunda*, hluboký list TLF, je tuhá aponeurotická blána rozpínající se mezi posledními žebry, processu costarii bederních obratlů a zadním okrajem hřebene kosti kyčelní. Vytváří tak frontálně postavenou přepážku mezi a m. QL a hlubokým svalstvem zad (m. erector spinae), zvanou též *aponeurosis lumbalis* (Čihák, 2001). Oba listy spolu splývají na laterálním okraji hlubokého zádového svalstva do *fascia thoracolumbalis* a tvoří jeho vazivový obal. Z jejich spojení pak začíná m. TA (Dylevský, 2009).

Dle Caillietta (1995) je však TLF složena ze tří listů. Povrchový list kryje bederní erektory páteře, ale nepřipojuje se k m. TA, střední list jde od m. TA k processu transversu a hluboký list obaluje m. QL.

Ať tak či tak, TLF představuje důležitou složku stability v bederní oblasti, neboť je to struktura, na níž se svalový systém uplatňuje a současně ji ovlivňuje. Zásadní roli zde hraje vzájemná komunikace mezi ligamenty svaly a TLF. Např. je známa komunikace mezi lamina superficialis TLF a m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus a částečně s m. OEA a m. trapezius. Rovněž je známé spojení TLF s m. TA a m. OIA, které vytváří tzv. „laterální šev“ (Suchomel, 2006).

V oblasti břicha nalezneme tři fascie. *Fascia abdominis subcutanea* je uložena v tukovém podkožním vazivu. *Fascia abdominis superficialis* kryje m. OEA. *Fascia transversalis* kryje zevnitř břicha m. TA a všechny další svaly přivrácené do dutiny břišní včetně bránice. Má tedy úsek brániční, lumbální, transversální a ilický. Kaudálně pak přechází ve *fascia diaphragmatis pelvis superior*, které vystýlá pánevní dno (Čihák, 2001).

#### 2.1.5 Kineziologie a biomechanika bederní páteře

Funkci páteře jako takové nejlépe vystihuje Gutmannův výrok: „Páteř musí být tak pohyblivá jak je možno a tak pevná, jak je nutno.“ Toho je dosaženo díky vzájemnému pružnému spojení pevných kostěných a měkkých částí, které se pravidelně střídají (Lewit, 1996).

Náhlovský et al. (2006) rozlišuje tři hlavní funkce páteře. **Ochrannou funkci**, která spočívá v mechanické ochraně míchy a odstupujících nervových kořenů v páteřním kanálu. **Funkci pohybovou** umožněnou aktivními prvky pohybového segmentu (meziobratlovými klouby, meziobratlovými ploténkami, páteřními vazy a svaly upínajícími se na páteř). A spolu úzce související **funkci statickou a stabilizační**. Podmínkou statiky je vzpřímené postavení těla a udržování rovnovážné polohy hlavy a trupu v sagitální rovině. Stabilita představuje schopnost páteře zachovat si tzv. *klidovou konfiguraci*, tj. takový stav mezi obratli, při kterém nedochází k poškození nebo dráždění nervových struktur v páteřním kanálu, a toto základní postavení udržet při fyziologické rozsahu pohybu (Dylevský, 2009).

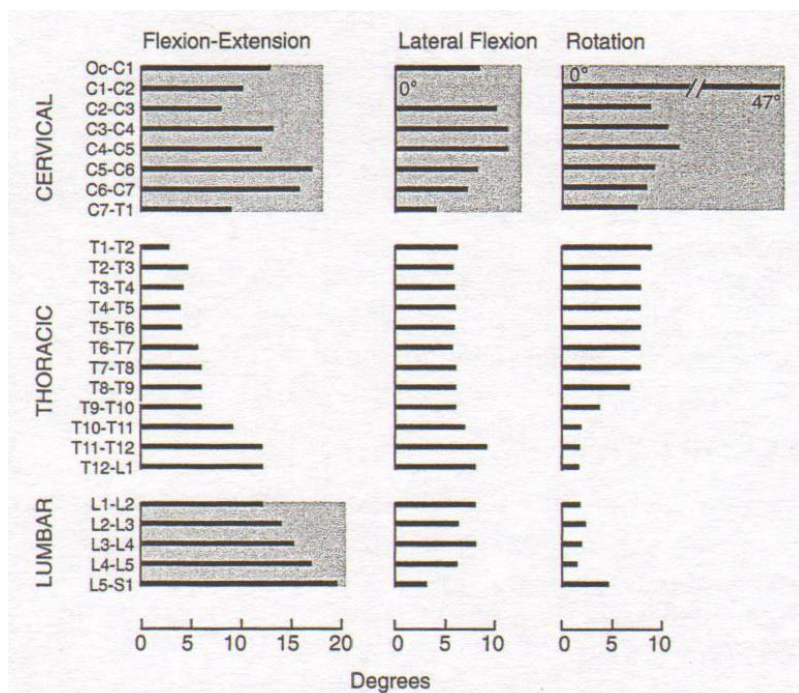
Páteř pracuje jako reflexně řízená funkční jednotka a všechny své funkce vykonává jako celek. Tyto její funkce jsou mezi sebou propojeny a mohou se vzájemně ovlivňovat, což platí i o jejich poruchách. Pokud nastane určitá změna polohy či funkce na jednom konci páteře, okamžitě se to projeví i na jejím druhém konci (Lewit, 1996).

Pohyblivost páteře je dána součty pohybů mezi jednotlivými obratli. Pohyby páteře se uskutečňují mezi obratlovými těly, kde jsou umožněny stlačováním meziobratlových plotének

kolem jejich vodnatého jádra a zároveň jsou usměrňovány meziobratlovými klouby. Pohyblivost je také přímo úměrně závislá na výšce a velikosti meziobratlové ploténky; s rostoucí výškou a zmenšující se plochou destičky se zvyšuje i stupeň pohyblivost páteře. Dále je rozsah pohybu ovlivněn tvarem a sklonem obratlových trnů, tvarem a sklonem kloubních ploch a ligamentózním aparátem páteře i pánve. Proto ne všechny úseky páteře jsou stejně pohyblivé (Čihák, 2001, Hamill, 2003).

Základními pohyby, které může páteř vykonávat jednotlivě i v kombinaci jsou předklony a záklony (flexe a extenze), úklony (lateroflexe), otáčení (rotace neboli torze) a pérovací pohyby (Obrázek 4) (Dylevský, 2009).

Předklony a záklony jsou největší v krční úseku páteře (obojí do 90°). V hrudní páteři jsou tyto pohyby velmi omezeny připojením žeber k hrudní kosti. V bederní páteři je záklon téměř stejný jako v krční části, ale předklon je o více než dvě třetiny menší (kolem 25°). Úklony jsou prakticky stejné v krční a bederní části páteře (25-30° na každou stranu). V krční části jsou úklony sdružené s rotacemi obratlů pro šikmé postavení kloubních plošek. V hrudní páteři je lateroflexe opět zcela minimální kvůli spojení žeber s páteří a hrudní kostí. Rotace páteře je nejrozsáhlejší v krční (60-70° na každou stranu; z toho 30-35° probíhá mezi atlasem a axis) a hrudní oblasti (25-35° na každou stranu). Rotace bederní páteře je jen minimální (do 5-10°), neboť kloubní plošky pravé a levé strany nemají stejné zakřivení (Dylevský, 2009; Kapandji, 2008). Pérovací pohyby mění zakřivení páteře a zvyšují její pružnost. Jsou umožněné esovitým zakřivením páteře a uplatňují se zejména při chůzi či doskoku (Kolář, 2009).



Obrázek 4. Rozsahy pohybu v jednotlivých úsecích páteře (Hamill & Knutzen, 2003, 243).

Společnou vlastností všech pohybů páteře je vznik kinetického fenoménu zvaného *spinal coupling*. Jde o asociování pohybu v jedné rovině se současným pohybem v druhé rovině (White & Panjabi, 1990).

S jednotlivými segmenty páteře, respektive s jednotlivými obratli, se pojí také výraz *neutrální zóna*. Jedná se o fyziologický rozsah pohybu jednoho obratle vůči druhému, kterému je kladen malý odpor. Je to zóna značné flexibility, kdy teprve v konečné fázi pohybu je jeho rozsah usměrňován pasivními strukturami. Neutrální zóna u nestabilního segmentu je proto větší než u stabilního. V případě ztráty pasivní podpory je nutná odpovídající kompenzace pomocí svalové stabilizace. Pokud se tak neděje, stává se daný úsek páteře zranitelným a může zde docházet k opakovaným mikrotraumatům jak v oblasti pevných, tak v oblasti měkkých tkání (Panjabi, 1992b).

Nejvíce mechanicky zatěžovaným úsekem páteře je bederní páteř. Nese značnou část hmotnosti těla; až dvě třetiny. Mechanické zatížení bederní páteře roste distálním směrem, čemuž odpovídají i tvary a masivnost obratlů. Nejzatíženějším segmentem celé páteře je tudíž segment L5-S1. Nedokonalá pohybová koordinace (např. při únavě nebo instabilitě) proto může značně zvětšit zátěž této oblasti a vést tak k jejímu přetížení (Dylevský, 2009; Kapandji, 2008).

Svou roli při zatížení bederní páteře ve stoji hraje i postavení pánve a naklopení křížové kosti. Správné naklopení os sacrum je asi pod úhlem 30° směrem dopředu a dolů. Jakékoliv výchylky v tomto naklopení pak mají vliv na správnou funkci posturálních svalů. Zatížení bederní páteře se mění vzhledem k poloze těla. Nejmenší zatížení je vleže na zádech a postupně narůstá při změně polohy do lehu na bok, do stoje, do sedu atd. K největšímu zatížení pak dochází při zvedání břemen v poloze vsedě (Cailliet, 1995; Hamill & Knutzen, 2003).

## 2.2 POSTURÁLNÍ STABILITA

Pojem **stabilita** se obecně používá pro technické vyjádření popisu chování pevných těles na podložce vzhledem k působení zevní síly. Protože však tělo nemá přesně definované tvarové vlastnosti, ale je tvaru proměnlivého, nemluvíme o stabilitě tvarové, nýbrž o aktivní stabilizaci polohy těla na pevné podložce, neboli o stabilizaci postury (Véle, 1995).

Termín **postura**, nebo také jinak vzpřímené držení, Vařeka (2002a) vysvětluje jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, z nichž má pro běžný život největší význam síla tíhová. Véle (1995) jako posturu označuje zaujatou polohu těla i jeho částí v klidu. Jedná se o proces udržování polohy těla vůči měnícím se podmínkám okolí. Postura je zajišťována vnitřními silami, z nichž hlavní roli hraje svalová aktivita řízená z CNS. Provedení optimálního pohybu je podmíněno zaujetím a udržením optimální postury, což vyžaduje zpevnění celého osového orgánu (trup, krk a hlava). Tento úkon je rozhodující součástí všech motorických programů. Žádný cílený pohyb nelze provést bez úponové stabilizace svalu, který daný pohyb vykonává. Obecně tedy lze říci, že postura je aktivní držení řízené CNS podle určitého programu a realizované anatomicky definovaným pohybovým systémem respektujícím biomechanické principy (Vařeka, 2002a).

Výrok Sheringtona z roku 1906: „Posture follows movement like a shadow.“ (Vařeka & Dvořák, 2001, 35) přesně vystihuje její podstatu. Postura totiž vlastní pohyb nejen předchází, ale také provází a zakončuje. Je jeho součástí i základní podmínkou. Posturální systém se snaží posturu udržet a proto brání její změně aktivací tonických svalů. Fázické svaly, které pohyb provádí, se však prosazují proti tomuto udržování polohy a během pohybu inhibují posturální systém. Jakmile je pohyb ukončen převáží opět funkce posturálních svalů, které nyní udržují nově dosaženou polohu. Posturální systém je stále aktivní. Udržování vzpřímeného držení vyžaduje přesnou souhru svalů, které se na něm podílejí. Klade tak vyšší nároky nejen na svalový systém, ale i na CNS. Posturální funkce zajišťující vzpřímené držení totiž probíhají v podvědomí, na subkortikální úrovni, a my ji vnímáme pouze jako pocit posturální jistoty (Véle, 1995).

**Posturální stabilitu** tedy chápeme jako schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny vnějších a vnitřních sil, tak aby nedošlo k nezamýšlenému, nebo nekoordinovanému pádu (Vařeka, 2002a). Také Kolář (2006) popisuje posturální stabilitu jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, které je řízené CNS. Tělo je ve vzpřímeném držení na dvou dolních končetinách již ze své biomechanické podstaty značně nestabilní, což je z velké části způsobeno tím, že při stoje má jen malou plochu základny a vysoko uložené těžiště. Pro zachování vzpřímeného stoje se musí těžiště vždy nacházet nad opěrnou bází. Systém zabezpečující vzpřímené držení těla je pak tvořen třemi hlavními složkami. Senzorickou (propriocepce, zrak a vestibulární



system), řídící (CNS – mozek i mícha) a výkonnou (pohybový systém). Jednotlivé složky budou popsány podrobněji v kapitole 2.2.6 Systémy zajišťující posturální stabilitu (Vařeka, 2002a).

Ačkoli se proces udržení nastavené výchozí postury může na první pohled jevit staticky, probíhá dynamicky. Posturální stabilizace je součástí všech pohybů, a to i pohybů končetin. Pro korektní provedení námi požadovaného pohybu je nutno zaujmout adekvátní výchozí polohu. Správné nastavení jednotlivých segmentů je podmínkou pro kvalitu prováděného pohybu. Špatné posturální zajištění, potažmo špatná výchozí poloha, vede k nepřesně a neefektivně provedenému pohybu, k přetížení pasivního subsystému a k možnému porušení jeho struktury (Véle, 2006; Kolář, 2006; Lewit, 1996).

Celý proces udržování posturální stability tedy Vařeka (2002b) jednoduše shrnul do těchto fází:

1. detekce konkrétní situace (zajištěno senzoryckým systémem)
2. vyhodnocení situace a volba vhodného programu (CNS)
3. aktivace příslušných svalových skupin (eference)
4. generace kontrakční svalové síly.

### 2.2.1 Posturální stabilita ve stoji

V souvislosti s posturální stabilitou stoje je nutné si osvětlit několik biomechanických pojmů. Patří mezi ně opěrná plocha, opěrná báze, těžiště, centre of gravity a centre of pressure (Obrázek 5).

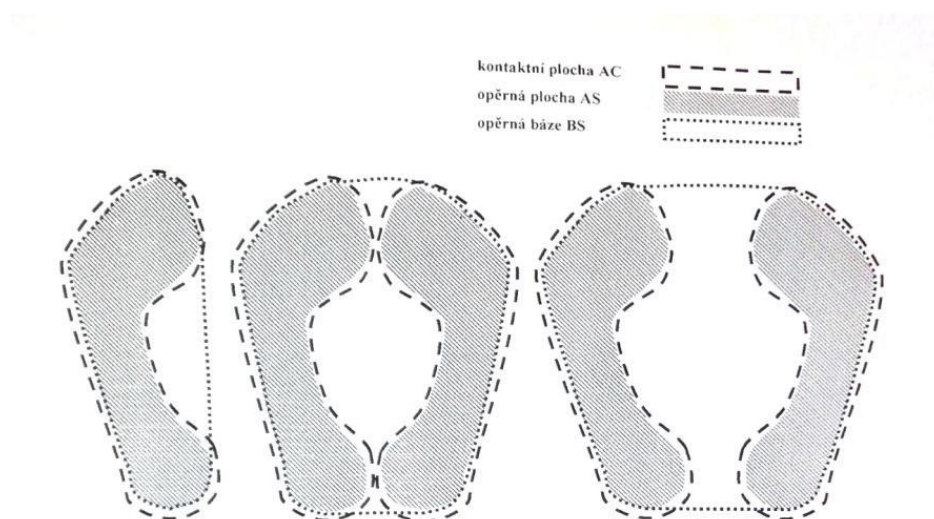
*Opěrná plocha* (area of support, AS) je část plochy kontaktu (area of contact, AC), která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze a slouží tak k aktivní opoře a kontrole posturální stability (Vařeka, 2002a; Jacobson, Newman, & Kartush, 1997).

*Opěrná báze* je (base of support, BS) je oblast vymezená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy. Tvoří ji hlavičky metatarsů, laterální okraje nohou a pata. Změny opěrné báze mají vliv na řízení posturální stability prostřednictvím exterocepce a propiocepce, což se odráží v chování celého posturálního systému (Vařeka, 2002a; Véle, 2006).

*Těžiště* (centre of mass, COM) je imaginární „hmotný bod“, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla. Z biomechanického hlediska lze těžiště stanovit pro každý segment těla zvlášť, ale z kineziologického pohledu lze hovořit o společném těžišti těla pouze při zaujetí postury (Vařeka, 2002a). V základním anatomickém postavení se u člověka nachází těžiště v malé pánvi v úrovni druhého nebo třetího křížového obratle. U mužů je posunutější asi o 1-2 % výše než u žen. Těžiště lidského těla je ale proměnlivé, a protože je závislé na vzájemné poloze segmentů, mohou nastat situace, při nichž se ocitne mimo tělo (Janura, 2003; Jacobson, Newman, & Kartush, 1997).

*Centre of gravity* (COG) je průmětem společného těžiště těla do roviny opěrné báze. Ve statické poloze (stoj, sed) se vždy nachází uvnitř opěrné báze (Vařeka, 2002a).

*Centre of pressure* (COP) je působiště vektoru reakční síly podložky, jehož polohu lze vypočítat z hodnot reakční síly naměřené v rozích silové plošiny nebo jako vážený průměr ze všech tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy (Vařeka, 2002a).



Obrázek 5. Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002a, 117).

Jak již bylo řečeno, vzpřímené držení těla je proces dynamický, který udržuje tělo ve vertikále. Toto držení těla probíhá ve dvou variantách. První je *pohotovostní* (stand by), neboli přípravná poloha před provedením pohybu a druhá je *orientovaná* poloha (atituda), která představuje výchozí polohu zaměřenou na určitou činnost, či jinak zaujetí postoje k této činnosti (Véle, 1995; Véle, 2006).

Vařeka (2002a) vysvětluje stoj jako „*kvazistatickou činnost*“, kdy žádná aktivně držená poloha není dokonale nehybná a neustále dochází k menším či větším pohybům segmentů. Mění se tedy jak poloha jejich společného těžiště, tak i poloha COG a COP, které se musí neustále nacházet uvnitř opěrné báze. Změny polohy COP v klidném stoji jsou brány jako projev neustálé řídicí činnosti CNS. Vzpřímená poloha těla také lehce kolísá díky dynamickému udržování stability a dýchacím pohybům, které mění profil postury (Véle, 2006).

Stoj je tedy pro své postavení na dvou dolních končetinách představitelem zvláštního typu statické rovnováhy. To s sebou nese značné výhody (lepší orientace, psychologická výhoda vyšší výšky, uvolněné ruce pro úchop), ale i nevýhody (vyšší těžiště, snížená stabilita, obtížnější řízení polohy segmentů i celého těla). Udržení vzpřímeného stoje je primárně závislé na svalové aktivitě, ale také na fyzikálních parametrech (gravitace, hmotnost, výška těla, velikost opěrné plochy).

Udržení stability stoje je tím náročnější, čím více se COP přibližuje okrajům opěrné báze (Vařeka, 2002a; Véle, 2006).

Posturální stabilita ve stoji se nejčastěji měří pomocí silových, tj. tenzometrických plošin např. typu Kistler, které sledují pohyb COP (Vařeka, 2002a).

### 2.2.2 Posturální motorika

Posturální motorika a lokomoce zajišťuje pohyb tak, aby probíhal bezpečně. Kloubní plochy jsou rovnoměrně zatěžovány v celé ploše, aby nedocházelo k jejich přetěžování a tím k předčasnému opotřebením. Dochází při ní k udržování nastavené polohy segmentů neustálým vyvažováním zaujaté polohy, stálou svalovou aktivitou a spoluprací agonistů a antagonistů. Tímto je zajišťována pohotovost pro rychlý přechod z klidu do pohybu a naopak. Tato pohotovost pomáhá chránit tělo před poškozením. Udržování postury je naprogramováno a jak již bylo zmíněno, probíhá podvědomě. Při neočekávané změně situace se ale dokáže okamžitě přizpůsobit novým podmínkám a vstupuje tak do vědomí. Posturální motoriku zajišťují zejména tonické svaly, ale při náhlé změně se do pohybu zapojí i svaly fázické, které zabraňují destabilizaci či pádu. Na řízení motoriky se podílejí všechny složky CNS (Vařeka, 2002a; Véle, 2006).

### 2.2.3 Zapojení svalů při stabilizaci

Jak již bylo uvedeno výše, za stabilizaci osového orgánu jsou primárně zodpovědné svaly hlubokého stabilizačního systému, k nimž se ve svalové souhře připojují i další, povrchněji uložené svaly trupu a končetin. Stabilizační svaly lze rovněž dělit na *lokální stabilizátory*, což jsou krátké, hluboké, tonické svaly a *globální stabilizátory*, neboli dlouhé, povrchní, fázické svaly. Hluboké svaly přímo souvisí se segmentální stabilitou a slouží k udržení polohy v kloubu. Nacházejí nejblíže kloubu a svým tahem působí v ose pohybového segmentu. Jsou zdrojem významné proprioceptivní aferentace, neboť se v nich nachází až sedmkrát více svalových větének než ve svalech dlouhých. Povrchní svaly naopak plní spíše funkci pohybovou než posturální. Jsou hlavním zdrojem síly pro pohyb nebo korekci polohy a účastní se spíše pohybů silových, rychlých a méně přesných. Často přesahují více kloubů a působí tak kolměji k ose pohyblivého segmentu. Některé z nich jsou organizovány ve formě svalových smyček či řetězců. Oba dva tyto svalové systémy se vzájemně ovlivňují a doplňují a v zájmu zachování stability není možné jejich funkce od sebe striktně oddělovat (Suchomel, 2006; Véle, 2006).

Během stabilizaci páteře se vždy zapojují extenzory páteře. Nejprve se zapojí hluboké (lokální) extenzory a při větších silových nárocích se přidávají i svaly povrchní (globální) (Kolář, 2007). Také Suchomel (2006) říká, že pro vyšší kvalitu funkcí pohybového systému musí nejprve

správně fungovat lokální, hluboký systém, který tímto podporuje ekonomickou práci „velkých“ globálních svalů. Jejich aktivitu vyvažuje flekční synergie, kterou obstarávají hluboké flexory krku a souhra břišních svalů, bránice a svalů pánevního dna. Tato flekční synergie je aktivována při jakémkoliv statickém zatížení a doprovází každý cílený pohyb horních i dolních končetin (Kolář, 2007; Suchomel, 2006).

Pro bederní páteř má rozhodující význam souhra extenzorů bederní a dolní hrudní páteře s flexory tvořenými právě funkční souhrou bránice, břišních svalů a pánevního dna. Při potřebě zpevnění páteře se kontrahuje bránice a její kontura se oploští (nezávisle na dýchání). Oploštění bránice tlačí na obsah dutiny břišní, v důsledku čehož se zvyšuje nitrobřišní tlak. Dolní apertura hrudníku a břišní dutina se rozšiřují a hrudník je v kaudálním postavení. Pro zachování tohoto optimálního postavení hrudníku během aktivace musí být vyvážená aktivita mezi břišními svaly a mm. pectorales, mm. scaleni a mm. sternocleidomastoidei. Současně dochází k aktivaci svalů pánevního dna, které se tím podílejí na adjustaci intraabdominálního tlaku. Břišní svaly se vlivem působení zevních sil chovají jako dolní fixátory hrudníku a vytváří punctum fixum, které umožňuje kontrakci bránice. Svou koncentrickou nebo izometrickou kontrakcí pak pomáhají břišní svaly zvýšit nitrobřišní tlak, tj. stabilizační moment. Naopak při zvýšeném tonickém napětí během dýchání břišní svaly excentricky ustupují inspirační kontrakci bránice (Kolář, 2007).

#### 2.2.4 Dysfunkce svalů hlubokého stabilizačního systému páteře

Podle Koláře a Lewita (2005) je HSSP jedním z nejvýznamnějších funkčních etiopatogenetických faktorů, které způsobují vertebrogenní obtíže. Současně ale plní zásadní kompenzační úlohu. I zde proto musíme mít na paměti, že kineziologický vzor posturální stabilizace páteře je integrován do všech našich pohybů a jeho nedostatečnost se promítá do všech složek pohybového systému.

S tímto tvrzením souhlasí i Suchomel (2006), který říká, že v případě oslabení funkce HSSP je jeho aktivita kompenzována globálními stabilizátory. Tyto svaly převezmou stabilizační funkci lokálních stabilizátorů, tím že se zkrátí a zvýší svoje svalové napětí, což má za následek vznik spoušťových bodů (trigger points) v těchto svalech a omezení pohyblivosti v segmentu. V důsledku převahy globálních stabilizátorů a atrofie lokálních stabilizátorů dochází ke zvyšování vnitřních sil působících na segmenty, zvětšuje se instabilita těchto segmentů a tím se mohou rozvíjet degenerativní změny páteře (Lewit & Lepšíková, 2008).

Podle Koláře (2007) hraje důležitou roli i timing mezi kontrakcí bránice a břišních svalů. Za patologické situace předbíhá aktivitu bránice koncentrická aktivita horní části m. RA a m. OEA, kterou tím nahrazuje. Aktivita m. OIA, m. TA a dolní části m. RA je pak nedostatečná.

Vařeka a Dvořák (2001) zase tvrdí, že často bývá zranitelným článkem hlubokého stabilizačního systému pánevní dno. Ve své funkci může být oslabeno různými faktory (věkem, porody, operacemi, celkovou hypokinezií). To pak způsobuje neoptimální řízení nitrobřišního tlaku a nedostatečné zpevnění břišní dutiny, která pak nemůže plnit svou ochrannou funkci vůči páteři.

Všechny tyto patologické mechanismy znemožňují optimální zpevnění a napřímení osového orgánu, zvyšují biomechanické nároky na páteř a její pasivní struktury a mohou tak zapříčinit vznik degenerativních změn na páteři. Pokud je narušena pasivní struktura, dochází ke změně funkce svalů, která tím dále ovlivňuje provádění běžných aktivit. Narušení vyváženého zapojení svalů do stabilizace ovlivňuje optimální nastavení výchozí polohy a tím pak i vlastní tvorbu optimálního pohybu.

### 2.2.5 Rovnováha a stabilita

Pokud je těleso v klidu a všechny síly na něj působící jsou vyrovnány, můžeme o něm říci, že je ve *stavu rovnováhy* (Véle, 1995). Podle definice Volpeho et al. (2006) je rovnováha proces kontroly těžiště, které se neustále promítá do opěrné báze. Vařeka (2002a) popisuje rovnováhu jako komplex statických a dynamických strategií nutných pro zajištění posturální stability.

Termínem *stabilita* pak označujeme míru úsilí potřebnou k dosažení změny polohy tělesa z jeho klidové rovnovážné polohy (Véle, Čumpelík, & Pavlů, 2001). Čím větší je vynaložené úsilí k porušení této rovnováhy, tím je těleso stabilnější (Véle, 1995). K tomu, aby rovnováha mohla být udržována, je nutná komplexní interakce mezi vnitřními a vnějšími faktory. Do vnitřních faktorů řadíme zrakovou, vestibulární a propioceptivní složku a funkční propojení motorické a neurální komponenty. Mezi vnější faktory patří působení gravitace, velikost, tvar a sklon opěrné plochy, úhel mezi dolními končetinami a opěrnou plochou, atd. (Kejonen, 2002). „Schopnost udržovat rovnováhu v nestabilních podmínkách patří k základním pohybovým dovednostem. Tato dovednost se vytváří většinou podvědomě, ale lze ji zdokonalit i vědomým učením.“ (Véle, 1995, 76).

Rozlišujeme dva typy rovnováhy; statickou a dynamickou, kdy pro zvládnutí udržení každé z nich je třeba využít jiné strategie (Obrázek 6) (Jacobson, Newman, & Kartush, 1997).

#### 2.2.5.1 Statická rovnováha (statické strategie)

Podle Jacobsona, Newmana a Kartushe (1997) se jedná o zachování určité, pozice s minimálními výchylkami. Vařeka (2002b) mezi statické strategie zařazuje např. rovnovážné reakce (balanční mechanismy), kterými se řídicí systém snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné plochy kontaktu. V mnoha různých terapeutických systémech jsou tyto reakce podstatou jejich terapeutických technik.

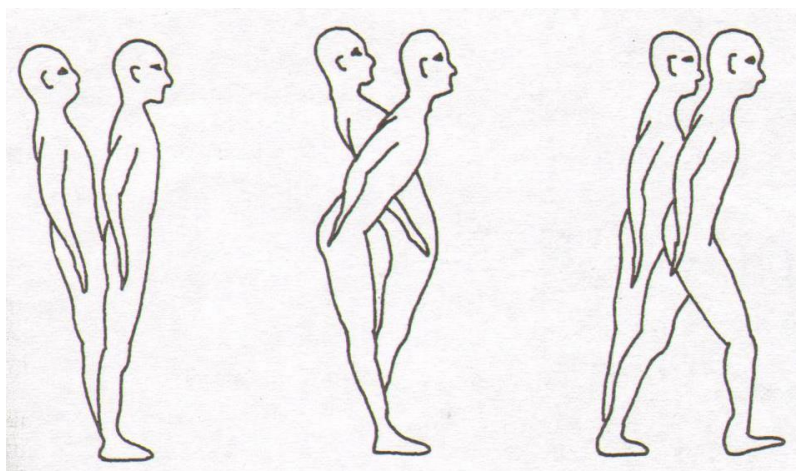
Statické strategie využívají „hlezenní“ a „kyčelní“ mechanismus. **Hlezenní mechanismus** se uplatňuje v předozadním směru, kde je stabilita udržována především aktivitou plantárních a částečně i dorzálních flexorů hlezenního kloubu. Podvědomě se uplatňuje již při malém šťouchnutí nebo tlaku (Vařeka, 2002b; Jacobson, Newman, & Kartush, 1997).

**Kyčelní mechanismus** je využíván ve směru laterolaterálním, kde se přenáší svalová aktivita distálně od hýžd'ových svalů a svalů trupu. Přenášení hmotnosti z jedné končetiny na druhou je mechanismem kontroly COP, na kterém se významně podílejí svaly kyčelního kloubu. Proto název „kyčelní“ mechanismus. Využívá se v situacích (působení větších zevních sil), v nichž už na zajištění posturální stability nestačí hlezenní mechanismus (Vařeka, 2002b; Jacobson, Newman, & Kartush, 1997).

Pro oba statické mechanismy je důležitý rozsah pohybu v kloubu, svalová síla příslušných svalových skupin a rychlost reakce těla na měnící se posturální podmínky (Vařeka, 2002b).

#### 2.2.5.2 Dynamická rovnováha (dynamická strategie)

Jacobson, Newman a Kartush (1997) ji popisují jako schopnost zachovávat si požadovanou pozici během plynulých změn polohy těla a místních přesunů. Dynamické strategie využívají **krokový mechanismus**, uchopení pevné opory či jiné způsoby zvětšení opěrné báze. Tyto strategie se uplatňují v případě, že je u nestabilní polohy překročena hranice bezpečného udržení COP uvnitř opěrné báze. Při dynamické stabilizaci tak poměrně často dochází k přemístění plochy kontaktu. Pokud posturální situaci nelze udržet pomocí statické strategie nebo znovu obnovit pomocí dynamické strategie, uplatňuje se program řízeného pádu (Vařeka, 2002b).



Obrázek 6. Pohybové strategie pro řízení rovnováhy – kotníkový, kyčelní a krokový mechanismus (Jacobson, Newman, & Kartush, 1997, 271).

Stranová stabilita stoje je výrazně lepší než stabilita předozadní, což je dáno anatomicky definovanou volností pohybu dolních končetin, která je do stran podstatně více omezena než ve směru předozadním. Také kvůli omezené ploše chodidel je účinnost hlezenních svalů podstatně menší, než účinnost svalů kyčle (Vařeka, 2002b).

Při zhoršené stabilitě můžeme pozorovat tzv. „hru šlach“, kterou způsobuje zvýšená aktivita bérceových a lýtkových svalů. V horším případě se zapojují i svaly stehenní a trupové. Obecně platí, že čím méně stabilní poloha je, tím větší je potřeba síly k udržení její stability. Proto zapojení většího počtu svalových skupin nemusí vždy být nutně patologické (Véle & Pavlů, 2012).

#### 2.2.6 Systémy zajišťující posturální stabilitu

Z informací uvedených v kapitole 2.2 Posturální stabilita již víme, že systém vzpřímeného držení těla se skládá ze tří složek: senzorycké, řídicí a výkonné. Senzoryckou složku představují smysly; zrak, vestibulární aparát a propiocepce. Tyto složky mají za úkol detekovat chybu, která upozorňuje na odchylku v tělesné orientaci. Zraková složka udává postavení hlavy vůči okolí, vestibulární složka sleduje odchylku hlavy vůči gravitaci a propioceptivní složka detekuje polohu nohou vůči opěrné ploše. Přestože někteří autoři vyzdvihují význam některé složky nad ostatní, všechny tři složky jsou stejně důležité, a pokud dojde k vyřazení kterékoliv z nich, má to ve svém důsledku na stabilitu stejně velký dopad. Pokud se informace přijaté z různých receptorů liší, stávají se zdrojem pohybové nejistoty až závratě (Vařeka, 2002b; Kejonen, 2002; Peterka, 2002).

##### 2.2.6.1 Zrak

Zrak výrazně ovlivňuje stabilizační proces, neboť nám jako jeden z „distančních receptorů“ podává informace o okolním prostoru. Prostřednictvím těchto informací si uvědomujeme postavení vlastní osoby v prostoru i postavení ve vztahu k okolí. Zrak tak významně pomáhá při kontrole polohy a postavení hlavy a má zásadní úlohu při anticipaci změn působení zevních sil a při pohybu. Posturální systém je značně závislý na visuálních informacích. Očima fixujeme pevné body v zevním prostředí a tím získáváme posturální jistotu. Zrak je také důležitou složkou řízení stability postury a jeho účinnost závisí na zrakové ostrosti a kontrastu, vzdálenosti pozorovaného předmětu a osvětlení místa. Přestože se jedná o důležitou složku řízení, lze jej částečně kompenzovat ostatními systémy řídicími rovnováhy (Vařeka, 2002b; Véle, 1995; Peterka, 2002).

##### 2.2.6.2 Vestibulární aparát

Vestibulární aparát nás informuje o směru gravitace a uplatňuje se při rotačních pohybech a při jiných rychlých změnách polohy hlavy. Vestibulární aparát (statokinetické čidlo) anatomicky

představují tři *polokruhovit*é kanálky a *otolity* (krystalky uhličitanu vápenatého) uložené ve dvou váčcích; *sacculu* a *utriculu*. Polokruhovit

é kanálky reagují citlivě na změnu rychlosti a uplatňují se zejména na začátku a konci pohybu. Otolity ze *sacculu* a *utriculu* podávají informaci o lineárním zrychlení. Informace získané z těchto struktur jdou cestou vestibulospinálních drah do vestibulárních jader v mozgovém kmeni, v němž se integrují s informacemi přicházejícími z dalších sensorických receptorů (zejména z krční páteře, plosek nohou a klíčových kloubů). Pokud se informace z jednotlivých receptorů liší, opět to vede ke vzniku nejistoty až závratě. Tytéž informace jdou (cestou vestibulocerebelárních drah) také do vestibulární části mozečku, která je zodpovědná za vzpřímenou polohu těla. Při její poruše dochází k poruchám rovnováhy (Vařeka, 2002b; Véle, 1995; Peterka, 2002).

#### 2.2.6.3 *Proprioceptivní systém*

Propriocepce má rozhodující podíl na udržení posturální stability v klidném stoji. Její vyřazení má na stabilizaci stejný dopad, jako kdyby došlo k současnému vyřazení zraku i vestibulárního aparátu. Proprioceptivní receptory se nacházejí ve svalech, šlachách, kloubech a ligamentech odkud informují o tahu, tlaku a změně napětí v tkáních. Informace z nich získané mají zpětnovazebný charakter a jsou podkladem pro řízení stabilizace polohy i korekce pohybu. Nejvýznamnější receptory jsou *svalová vřeténka*, která jsou nejvíce aktivní při protahování svalu a *Golgiho šlachová tělíska*, která se aktivují nejvíce při kontrakci svalu. Golgiho šlachová tělíska mají vyšší práh dráždivosti než svalová vřeténka a informují nás o přetížení segmentu. (Vařeka, 2002b; Véle, 2006; Kejonen, 2002; Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991). Svalová vřeténka jsou podle Koláře (2009) inervována autonomním nervovým systémem, z čehož vyplývá, že zvýšený tonus sympatiku má vliv na kvalitu kinestezie a motorické kontroly. Zásadním zdrojem proprioceptivních informací jsou chodidla, na nichž se nachází velké množství těchto receptorů. Informace z proprioceptivních receptorů jdou cestou aferentních drah do CNS (Kejonen, 2002).

Další informace o poloze těla poskytují exteroceptivní receptory. Tepelné receptory, Ruffiniho a Maisnerova tělíska, jsou uložena v ligamentózních a kapsulárních tkáních. Slouží k identifikaci míst s různým zatížením a jsou také důležité pro kontrolu tření (Vařeka, 2002b; Kejonen, 2002).

#### 2.2.6.4 *Osový systém*

O poloze těla nás samozřejmě informuje také osový orgán. Právě kosterní svalstvo zde hraje velmi důležitou roli, neboť leží na pomyslné křižovatce mezi systémem výkonným a řídícím, ale také sensorickým kvůli proprioceptci. Svaly musí být neustále v mírném protažení a předpětí, aby



mohly optimálně vzdorovat gravitaci. Důležitým prvkem pro stabilizaci jsou dechové pohyby. Dechové pohyby se rytmicky opakují, přičemž nádech podporuje extenzi a tím i posturálně výhodné vzpřímení těla, výdech zase podporuje flexi těla a tím i nevýhodné flekční držení těla. Bránice stabilizuje bederní páteř pomocí své souhry s břišními svaly a vytvořením nitrobřišního tlaku. Tak vznikne opora pro bederní páteř a tzv. přední stabilizace. Aktivace bránice je tedy podmínkou každého pohybu. (Vařeka, 2002a; Kolář, 2009; Peterka, 2002; Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991).

#### 2.2.6.5 Centrální nervový systém

Zásadní roli v řízení postury, stabilizaci páteře a umožnění vlastního pohybu má centrální nervový systém tvořený mozkem a míchou. Jeho úkolem je aktivace „správných svalů ve správný čas“ tak, aby byla páteř chráněná před zraněním a zároveň byl umožněn požadovaný pohyb. V případě, že je svalová souhra porušena a tím dochází ke „špatnému“ zapojení svalů do stabilizačních funkcí, objevuje se nebezpečí vzniku vertebrogenních potíží (Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991; Kolář & Lewit, 2005).

Základní funkční jednotkou nervové soustavy je *reflex*, který je odpovědí organismu na podnět (podráždění) vycházející z vnějšího nebo vnitřního prostředí. Reflexní oblouk se pak skládá z receptoru, aferentní dráhy, centra, eferentní dráhy a efektoru. Míšní reflexy dělíme na propioceptivní (napínací) reflexy a exteroceptivní (extenzorové a flexorové) reflexy (Dylevský, 2009; Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991).

*Retikulární formace* řídí posturální motoriku a napomáhá regulaci svalového tonu. Impulzy přicházejí do jader retikulární formace z receptorů šijových svalů, z vestibulárních jader mozečku, z bazálních ganglií a z mozkové kůry (Dylevský, 2009; Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991).

*Mozeček* představuje jakýsi komparátor, který určuje optimální varianty pro provedení pohybu. Účastní se všech základních složek motoriky; řízení svalového napětí, udržování vzpřímené polohy těla i koordinace úmyslných pohybů. Mozeček dostává informace jak z aferentních, tak i z eferentních vstupů, porovnává je s optimálními hodnotami a průběžně tak provádí opravy motorických programů. Funkčně se dělí na tři části. *Vestibulární mozeček* přijímá informace ze statokinetického čidla a je tudíž nutný pro udržování vzpřímené polohy těla. *Spinální mozeček* zpracovává informace z propioceptorů, exteroceptorů a interoceptorů. Působí tlumivě na antigravitační svaly a tak reguluje svalový tonus. *Cerebelární mozeček* dostává informace z primárních motorických oblastí mozkové kůry a přes retikulární formaci i z interoceptorů a kožních exteroceptorů. Zajišťuje pohybovou koordinaci (Dylevský, 2009; Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991).

Dále se na řízení posturální motoriky podílejí *bazální ganglia*. Jejich úkolem je koordinace neúmyslné (reflexní) pohybové aktivity s úmyslnými (korově řízenými) pohyby. Dále mají tlumivý (inhibiční) vliv na korové i podkorové motorické funkce a rovněž zabezpečují převod plánu pohybu do pohybového programu – vytvářejí vzorce pro řízení směru, rychlosti a síly pohybu (Dylevský, 2009; Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991).

Nejvyšším řídicím a intergračním centrem CNS u člověka je *mozková kůra*. Řídí motoriku, autonomní funkce a analyzuje některé senzitivní funkce. Funkčně rozlišujeme tři motorické oblasti mozkové kůry. *Primární motorická oblast* zodpovídá za kontrakce svalů na druhostranné polovině těla. Reprezentační okrsky pro jednotlivé svalové skupiny jsou uspořádány do tzv. homunkula, kdy svaly vykonávající jemné pohyby (svaly mluvidel, svaly ruky) jsou zastoupeny většími korovými okrsky než svaly trupu a svaly dolní končetiny. *Premotorická oblast* generuje hrubé a méně přesné pohyby. Drážděním *doplňkové motorické oblasti* pak lze vyvolat složité bilaterální pohyby. Hlavní funkcí motorické mozkové kůry je programování a plánování cílených pohybů a řízení jemných pohybů. Tyto pohyby jsou tedy vždy výsledkem souhry pyramidového a mimopyramidového systému a jejich spolupráce s mozečkem a bazálními ganglii (Dylevský, 2009; Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1991).

*Pyramidový motorický systém* má na starosti řízení volních, chtěných a cílených pohybů. Impulzy pro pohyb vycházejí ze všech tří motorických oblastí kůry a jdou prostřednictvím tzv. *pyramidové dráhy (tractus corticospinalis)* do jednotlivých segmentů hřbetní míchy, kde jsou jejich vlákna zakončena u alfa-motoneuronů nebo u míšních interneuronů. Neurony pyramidové dráhy mají excitační vliv na motoneurony flexorů a současně inhibiční vliv na motoneurony extenzorů. *Mimopyramidový (extrakortikospinální) motorický systém* je tvořen drahami *tractus corticoretikularis, corticorubralis a corticotectalis*. Tyto dráhy začínají buď společně s pyramidovou drahou, nebo ve zrakové oblasti kůry a končí (podle svého názvu) u jader retikulární formace, u jader ncl. ruber nebo u jader tekta. Mimopyramidový systém se stará o regulaci svalového napětí a motoriku hlavy. Zjednodušeně lze tedy shrnout, že pyramidový systém realizuje volní rychlé, přesné a spíše fáziké pohyby, zatímco mimopyramidový systém zabezpečuje pomalé, hrubé a spíše tonické pohyby (Dylevský, 2009; Kejonen, 2002).

### 2.2.7 Společná integrace systémů zajišťujících posturální stabilitu

Neustálé udržování a kontrola rovnováhy je základní předpokladem pro vykonávání všech specifických pohybů i aktivit běžného života. Systém zajišťující posturální stabilitu a rovnovážné reakce je fylogeneticky starý. Funguje relativně nezávisle cestou míšních a kmenových reflexů a ve spolupráci s výše uloženými nervovými strukturami. Řízení postury a rovnováhy je tedy propojeno

s řízením vlastního pohybu více, než se předpokládalo. Pro správné řízení postury musí být sensorické vjemy ze zrakového, vestibulárního a propioceptivního systému integrovány v CNS, aby mohl vzniknout odpovídající motorický výstup. Aferentní impulzy spouští na úrovni míchy stretch reflexy, zatímco na vyšších úrovních CNS zprostředkovávají neurální spoje složitější motorické odpovědi. Takto získané vstupní informace o poloze a pohybu těla v prostoru jsou konstantně porovnávány a přehodnocovány, až z nich efekторы vyberou adekvátní odpovědi na konkrétní posturální situace. Tak vznikají potřebné svalové kontrakce, které kontrolují posturu a udržují rovnováhu v běžných situacích. Tyto odpovědi jsou založeny na předešlých zkušenostech (Volpe et al., 2005; Kejonen, 2002).

#### 2.2.8 Posturální stabilita u osob s vertebrogenními potížemi

Zkoumání posturální stability, potažmo instability páteře, je předmětem bádání mnoha autorů a tématem mnoha studií. Instabilita páteře je obecný pojem a zatím neexistuje jednotný názor na přesnou formulaci její definice. Palašáková Špringrová (2012) vnímá instabilitu jako nefyziologické zapojení se do stabilizační funkce osového orgánu. White a Panjabi (1990) definovali instabilitu jako ztrátu schopnosti páteře odolávat fyziologické zátěži, přičemž nejsou přítomny neurologické potíže, větší deformity páteře nebo bolesti omezující její pohyblivost (in Panjabi, 2003). McGill (2007) pak považuje instabilitu za ztrátu funkce kloubního spojení a vazivového aparátu následkem poranění nebo mechanického opotřebení vazivově kloubních struktur.

Instabilita je považována za jednu z hlavních příčin vzniku bolestí dolní části zad neboli *low back pain* (dále LBP). Vzniká jako důsledek dysfunkce jednoho nebo více subsystémů, které zajišťují stabilitu páteře (viz. kapitola 2.1.4 Stabilizační systém páteře). Nejnáchylnějšími segmenty pro vznik nestabilit jsou segmenty L4/L5 a L5/S1. V důsledku přetěžování okolních měkkých tkání bederní páteř a pánev neplní svou funkci regulátoru a přenašeče zátěže a páteř ztrácí svou pružnost. Nejprve se objevuje akutní bolest při pohybu a vyšší zátěži, která může později přejít do bolesti chronické (Panjabi, 2003).

Lidé s instabilitou v bederní páteři mají zhoršenou propiocepci z této oblasti a snížené psychomotorické tempo. Kvůli tomu dochází k opožděné a programově zhoršené posturální reakci na náhlou destabilizaci postury v sedě i ve stoje. Při vyrazení zraku se tento deficit ještě zvyšuje. Toto zhoršení je zapříčiněno vlivem opakovaných mikrotraumat, dysfunkce stabilizačních svalů a změnou citlivosti receptorů ve svalech v důsledku chronického přetěžování. Proto při nečekaných úkonech, které vyžadují rychlou reakci na vzniklou situaci je odpověď u skupiny pacientů s LBP pomalejší a menší než u skupiny zdravých jedinců (Hodges & Moseley, 2003).

Taktéž snížená propiocepce z dolních končetin ovlivňuje kontrolu rovnováhy u pacientů s LBP syndromem. Volpe et al. (2005) se ve své studii zabývají tématem změn v posturální kontrole u pacientů s LBP, které jsou však způsobeny spíše změnami posturální strategie vlivem dysfunkcí periferní propiocepce či poruchy centrálního zpracování propioceptivní informace, než vlastní bolestí beder. Výsledky studie opět dokazují, že pacienti s LBP mají ve stoji zhoršenou schopnost posturální stability, která se ještě více projevuje při vyřazení zraku.

Totéž potvrzuje i studie Brumagne (2004), která rovněž zkoumala roli propioceptivních výstupů ze svalů dolních končetin a trupu při udržování posturální stability. Studie se účastnila skupina lidí s LBP a skupina zdravých jedinců, kterým byly mechanicky drážděny svaly dolních končetin a trupu. Po ukončení dráždění zdraví jedinci nabyli stabilitu zpět rychleji než lidé s LBP. Studie ve svých výsledcích také uvádí, že změněná propiocepce může být příčinou opakovaných remisí bolesti.

U posturálních poruch je snížená schopnost funkční plasticity mozku při zvýšení statické a dynamické zátěži. To vede k chronickému přetěžování, které se projevuje zrychleným nástupem únavy svalů a vznikem zátěžové a po zátěžové nocicepce. V důsledku chronické bolesti, jednostranné zátěže či dlouhodobého používání chybného pohybového stereotypu dochází k naučení a fixaci chybného pohybového programu, ze kterého dále vzniká automatismus. Náprava takového pohybového programu je pak velmi náročná. K přeučení chybných návyků dochází vlivem dlouhodobého tréninku za neustálé kontroly a korekce daného stereotypu. Úlohou terapeuta je od začátku terapie vytvářet co nejlepší pohybové stereotypy v rámci možností konkrétního jedince (Janda, 1984).

### 2.2.9 Hodnocení stability

Hodnocení stability, rovnováhy či posturální kontroly v klinice je poměrně obtížnou záležitostí, vezmeme-li v potaz, že je ovlivňována obrovským množstvím nejrůznějších faktorů. Jako nejzásadnější můžeme uvést somatosenzorický feedback, vizuální a vestibulární feedback, prostorově-vizuální feedback, centrální řídicí mechanismy, svalový tonus, koordinaci, vnímání těla obecně, psychickou rovnováhu, svalovou sílu a vytrvalost a mnohé další. Za účelem ohodnocení stability lze v klinice využít řadu postupů a testů, které jsou odlišné pro posouzení statické a dynamické rovnováhy. Mezi nejpoužívanější metody řadíme posturografii, komplexní neurologické vyšetření a množství speciálních testů (některých již i standardizovaných) zaměřených na zjištění konkrétního balančního problému. Velmi užitečná je i prostá vizuální analýza či videoanalýza pohybu (Véle & Pavlů, 2012).

Porovnáním spolehlivosti několika běžně prováděných testů hodnotících posturální stabilitu se zabývá výzkum Weira et al. (2010). 40 mužských dobrovolníků provedlo v šesti opakováních šest standardně používaných klinický testů posturální stability, během čehož byli sledováni šesti pozorovateli (4 sportovní lékaři a 2 sportovní fyzioterapeuti), kteří posuzovali a hodnotili jejich výkony na čtyřbodové vizuální škále (slabý, přijatelný, dobrý a skvělý). Mezi testy byly zařazeny tyto úkony: Unilateral Squat (dřep na jedné noze), Lateral Step-Down (dřep na jedné noze dolů ze schůdku), Frontal Plane Testing (test doteku ramene o zeď ve frontální rovině při stoji na jedné noze), Sagittal Plane Testing (test doteku hlavy o zeď v sagitální rovině při stoji na jedné noze), Transverse Plane Testing (test doteku jednoho a pak druhého ramene o zeď v sagitální rovině při stoji na jedné noze) a Bridge (udržení se ve vzporu o předloktí v horizontální rovině po dobu 10s). Z výsledků vyplynulo, že více jak polovina účastníků dosáhla výsledků dobrý a skvělý, avšak co se týče spolehlivosti vybraných testů, bylo by podle autorů vhodnější příště vybrat více specifické hodnotící metody, než pouhé pozorování.

Studie švédských autorů Conradssona et al. (2007) posuzovala spolehlivost jiné metody; souboru funkčních úkolů Berg Balance Scale (dále BBS) (Příloha 1). Testováno bylo 45 starších lidí (průměrný věk 82,3 roku) závislých na asistenci při běžných denních aktivitách, kteří žijí v domech s pečovatelskou službou. Probandi byli hodnoceni BBS dvakrát v rozmezí 3-4 dnů. Výsledky ukázaly, že průměrný rozdíl mezi prvním a druhým testem dosahoval 7,7 bodu, což značí, že takto výrazná změna odkrývá možný potenciál pro změnu funkčních schopností a zlepšení samostatnosti starších lidí. Toto je velmi důležitý poznatek pro další klinické studie na toto téma.

Pro účely této práce bylo zvoleno hodnocení stability prostřednictvím stoje na tenzometrických plošinách (posturografie) a funkční škály podle Bergové. Metodikou měření stoje na tenzometrických plošinách a hodnocením takto získaných dat se zabývá diplomová práce kolegyně Moniky Pírkové Hodnocení efektu rehabilitační léčby s využitím interaktivních videoher u osob s chronickými bolestmi v dolní části zad pomocí měření stoje na tenzometrické plošině. Tato diplomová práce se zabývá hodnocením rovnovážných funkcí z dat získaných z BBS.

## 2.3 BOLEST BEDERNÍ PÁTEŘE (LOW BACK PAIN)

Tato kapitola bude nejprve popisovat charakteristiku bolesti jako takové, její klasifikaci podle různých kritérií, psychologické aspekty bolesti a možnosti jejího hodnocení. Dále se bude zabývat charakteristikou, základním dělením, diagnostikou, diferenciální diagnostikou a konvenční terapií bolesti v bederní oblasti páteře.

### 2.3.1 Definice pojmu „bolest“

Mezinárodní společnost pro studium bolesti (IASP) definuje **bolest** jako „nepříjemný smyslový a emoční zážitek (prožitek, zkušenost) spojený se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně, nebo popisovaný výrazy pro takové poškození“ (Opavský, 2011, 18). Kompendium klinické medicíny ji charakterizuje jako složitý subjektivní fenomén, který zahrnuje jednak vjemy signalizující hrozící nebo skutečné poškození tkáně, ale také aferentní odpovědi na tyto vjemy (in Kálal, Kozák, & Horáček, 2006). Sherrington popsal bolest pouze jako subjektivní psychický doprovod obranného reflexu. Takováto definice je však dnes již zcela neadekvátní (Opavský, 2011).

Bolest je **vždy subjektivní** a individuální. Zahrnuje tři základní komponenty – *smyslovou* (senzorickou), *emoční* (afektivní) a *vyhodnocovací* (evaluační). Má také různé kvality, které úzce korelují s místem svého vzniku. Bolest může být vyvolána rozličnými podněty a může vznikat v různých částech těla (Horák & Tomsová, 2010).

Bolest je komplexní zážitek, který se projevuje v oblasti **biologické, psychologické** i **sociální** a všechny tyto faktory také bolest zpětně ovlivňují. Pro každého jedince je bolest ryze osobní zkušenost, jejíž jedinečná, nepříjemná a afektivní kvalita ji jasně odlišuje od ostatních smyslových zážitků. Vnímání bolesti a její emocionální zpracování od sebe nelze oddělit (Janáčková, 2007).

V souvislosti s bolestí je třeba také zmínit pojem *nocicepce*, který s bolestí přímo souvisí. Strouhalová a Honzák (in Rokyta, 2006) popisují nocicepci jako neurologickou reakci a reflexní odpověď organismu způsobenou poškozením nebo možným poškozením tkáně. Nocicepce je tedy biologickým základem bolestivého vjemu a shrnuje veškeré procesy vyvolané aktivací nocisenzorů (receptory citlivé zejména na podněty poškozující tkáň nebo na podněty, které by k poškození tkání mohly vést). Nocicepce, na rozdíl od bolesti, není subjektivní.

### 2.3.2 Klasifikace bolesti

Etiologie bolesti je velice široká. Bolest může být vyvolána chemickými, biologickými nebo fyzikálními noxami, ale také různými psychickými poruchami na úrovni vnímání bolesti (psychogenní bolest). Význam bolesti je buďto *signální*, který nám oznamuje, že je něco špatně, že je tkáň poškozena anebo hrozí její další poškození. Vyskytuje se u akutní bolesti. Nebo má význam *patogenní* (chorobný), který nalzáme u bolesti chronické (Rokyta, 2006).

Bolest lze klasifikovat podle různých kritérií. Z hlediska patogeneze ji podle Lindbloma (in Opavský, 2011) dělíme na bolest **nociceptorovou** (nocicepční, nociceptivní – začíná na nocisenzorech), **periferní neurogenní** (neuropatickou – vzniká na úrovni periferního nervového systému), **centrální neurogenní** (vzniká na úrovni centrálního nervového systému), **s dysfunkcí sympatiku** (dysautonomní – sympatikus zvyšuje vnímání bolesti), **psychogenní** (nemá organický původ, vzniká na úrovni limbického systému) a **nespecifikovanou** (Kálal, Kozák, & Horáček, 2006).

Podle délky trvání pak většina autorů dělí bolest na akutní, subakutní a chronickou (Vrba, 2010; Forward & Wallace, 2008; Janáčková, 2007; Rokyta, 2006). Opavský (2011) navíc uvádí ještě bolest subchronickou.

**Akutní bolest** trvá od několika sekund až po dobu 3-6 týdnů; bývá tedy krátká a přechodná. Ve většině případů je považována za symptom, který má biologicky významnou úlohu pro organismus a často bývá spojena s dalšími příznaky (projevy aktivity sympatiku – tachykardie, tachypnoe, hypertenze, sudace, mydriáza, atd.). Akutní bolest je vyvolána konkrétně identifikovatelnými podněty a vzniká bezprostředně po ataku vyvolávající příčiny. Je přesně ohraničená a oblast jejího výskytu odpovídá oblasti její příčiny. Intenzita bolesti přímo úměrná intenzitě podráždění a přestává v době, kdy dochází ke zhojení poraněné tkáně. Při vyšší intenzitě představuje akutní bolest psychickou zátěž, avšak jen krátkodobou; emočně je pak spjata se strachem a obavami. Terapie akutní bolesti je kauzální a často spojená se symptomatickou analgetickou terapií. Pro správný účinek musí být léčba zahájena včas, aby se vyloučilo riziko chronifikace bolesti (Opavský, 2011; Neradilek in Rokyta, 2006).

Doba trvání **subakutní bolesti** je na spodní hranici dána 3-6 týdny, na horní hranici pak časově končí definicí chronické bolesti; tj. trvá 6-12 týdnů (Opavský, 2011).

**Chronická bolest** je definována více způsoby podle různých autorů. Dnes jsou nejpoužívanější tři z nich. Podle první trvá chronická bolest déle než 3 měsíce, podle druhé déle než 6 měsíců a třetí charakterizuje chronickou bolest jako bolest trvající i po procesu zhojení (Opavský, 2011). Také pravidelně se opakující či epizodicky se vracející bolest během 6 měsíců je považována za chronickou (Vrba, 2008). Tato bolest je komplexnější a má často hlubší dopad na jedince, jak

v oblasti somatické, tak i v oblasti emoční, kognitivní i behaviorální. Vyvolávající příčiny chronické bolesti nejsou vždy spolehlivě identifikovatelné a její intenzita je vždy neúměrně vyšší k intenzitě dráždění. Spolu s bolestí se objevují i příznaky vegetativní dysbalance (snadná únavnost, poruchy spánku, nechutenství, úbytek hmotnosti, ztráta libida, obstipace, atd.). Bývá taktéž doprovázena psychologickými fenomény a silně ovlivňuje kvalitu života (Neradilek, 2006). Chronická bolest je nemocí „sama o sobě“ (sui genesis) a při delším trvání je dokonce považována za svébytnou chorobnou jednotku, která se „chová“ nezávisle na původním základním onemocnění. Chronická bolest se tak stala předmětem vlastní lékařské disciplíny – algeziologie (Strouhalová & Honzák, 2009). Chronickou bolest lze dále dělit na nádorovou a nenádorovou (Opavský, 2011; Hakl, 2011).

Trvá-li bolest příliš dlouho, ztrácí svůj biologický signální význam. Zatímco akutní bolest napomáhá přežití, chronická bolest má většinou destruktivní charakter. Případná chronifikace bolesti vzniká ze základního onemocnění, které je provázeno akutní bolestí. Přesná doba proměny jedné bolesti ve druhou se však nedá jednoznačně stanovit. Signální informací o hrozbě této proměny je trvání bolesti, zvyšující se spotřeba léků či naléhání na pokračování v léčbě v době, kdy už by vzhledem k objektivnímu nálezu a odpovídající léčbě měl přijít léčebný efekt (Janáčková, 2007).

<b>bolest</b>	
<b>akutní</b>	<b>chronická</b>
<b>&lt; 3–6 měsíců</b>	<b>&gt; 3–6 měsíců</b>
+ frekvence srdeční	nespavost
+ tepový objem	nechutenství
+ tlak krevní	intolerance bolesti
+ frekvence dechu	obstipace
+ šířka zornic	psychomotorická retardace
potivost dlaní	podrážděnost
neklid	bolestivé chování
úniková reakce	sociální izolace
<b>ANXIOZITA</b>	<b>DEPRESE</b>

Obrázek 7. Vzorce změn u akutní a chronické bolesti (Neradilek, 2006, 22).

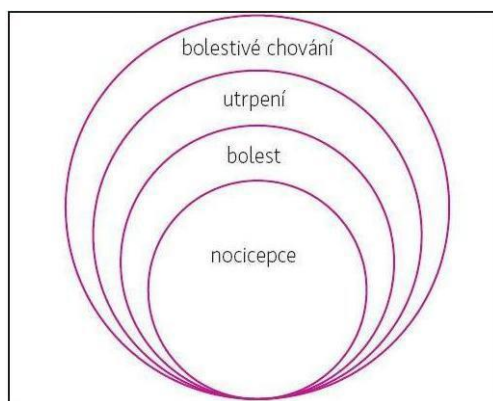
Potenciální rizikové faktory, které ovlivňují rozvoj chronicity lze rozdělit do čtyř skupin: pracovní, socioekonomické, zdravotně-právní a psychologické, přičemž rozvoj chronicity daleko více závisí na faktorech psychologických, sociálních a pracovních, než na faktorech zdravotních. Taktéž faktory psychosociální hrají velice důležitou roli v rozvoji již zmiňovaného procesu chronifikace (Valat, 2004).



### 2.3.3 Psychologické aspekty bolesti

Bolest má neoddělitelnou spojitost s vlivem na psychický stav člověka. Mnoho studií potvrzuje negativní dopad chronické bolesti na emoční ladění a tím i na kvalitu života. Opakované výzkumy potvrzují, že pro algický syndrom je typické negativní emoční prožívání. Bolestivé situace jsou často doprovázeny stresem, který má následně dopad na stav a funkci mnoha systémů orgánů. Proces zpracování bolestivých signálů u chronické bolesti zasahuje do kognitivních, emočních i behaviorálních funkcí projevů. Takovýto pacient pak z kognitivního hlediska rozdílně vnímá bolestivé a nebolestivé podněty a vjemy, odlišně zpracovává a vyhodnocuje informace a prožitky („jinak myslí“), má jiné emoční ladění a reaktivitu a má tudíž odlišné projevy chování. Tyto rozdíly lze zaregistrovat ve srovnání s lidmi bez bolesti. Chronická bolest je tedy destruktivním faktorem tělesným, psychickým i sociálním (Opavský, 2011; Janáčková, 2007).

Dlouhodobě působící bolest pak dále vyvolává strach, úzkost až depresi. Pacient prožívá bezmocnost, mění své chování, omezuje sociální kontakty a uzavírá se do sebe. Je však nutné na toto spojení pohlížet obousměrně. Vznik a udržování chronické bolesti nejlépe objasňuje Loeserův konceptuální model (Obrázek 8). Ten v sobě integruje 4 základní složky bolestivého prožitku: *nocicepci* jako somatickou složku, *bolest* jako senzorický vjem, *utrpení* představuje psychickou reakci a *bolestivé chování* je složka behaviorální. Nocicepce je podkladem senzorického vjemu (bolesti). Nocicepce však nemusí nutně vyvolat bolest a naopak i bolest může být přítomna bez aktivace nocisenzorů. Vyvolaná bolest vede k utrpení a negativní emoční reakci. Utrpení většinou vyúsťuje do bolestivého chování. To je vysvětlováno jako objektivně pozorovatelný a kvantifikovatelný projev bolesti (bolestivé grimasy, vzdychání, pláč, kulhání, úlevové polohy, návštěvy lékařů, nákupy léků, atd.). Konceptuální model je kaskáda, ve které je průtok mezi některými stupni (bolest – utrpení) možný oběma směry. Bolest totiž většinou vede k utrpení, ale i utrpení skrz somatizaci může vytvářet bolest (Neradilek, 2006; Raudenská, Javůrková, & Kozák, 2013).



Obrázek 8. Konceptuální schéma bolesti (Opavský, 2011, 31).

Neradilek (2006) říká, že prostý strach z bolesti je jedním z faktorů, které přispívají ke vzniku chronické bolesti a s ní spojenou disabilitou. Existuje model, který zobrazuje proces, v němž je vysvětleno, proč některá poranění muskuloskeletálního aparátu mohou vést ke vzniku chronické bolesti, depresi a disabilitě. V tomto modelu obava z pohybu/zranění představuje reakci na bolest, která je ovlivněna pesimistickým myšlením.

Toto tvrzení podporují výsledky studie Pflingstena et al. (2001). Pacientům v experimentální skupině bylo navozeno očekávání bolesti. Tito pacienti následně během testování projevovali větší strach, jejich výkony v pohybových testech byly výrazně nižší a pociťovaná bolest byla intenzivnější než u pacientů v kontrolní skupině, kterým byl poskytnut pouze prostý popis průběhu testování. Byla tedy potvrzena domněnka, že anticipace bolesti, strach z předpokládané bolesti a záměrné vyhýbání se zážitkům asociovaným s bolestí významně ovlivňují chování pacientů s bolestí zad.

Rokyta (2006) ve své knize prezentuje výsledky velké evropské telefonické studie, které se účastnilo na 13 tisíc respondentů. Tato obsáhlá studie ukázala, že střední či těžkou bolestí trpí 18 % dotazovaných, přičemž nejvíce byly zastoupeny bolesti způsobené degenerativními kloubními onemocněními a bolestí zad. U 20 % lidí s chronickou bolestí byla diagnostikována deprese jako následek dlouhodobé bolesti. Studie dále uvádí, že 50-60 % respondentů není schopno kvůli bolesti cvičit, normálně spát, vykonávat běžné denní aktivity, řídit auto nebo mít sexuální vztah. 25 % dotazovaných uvádí narušení či úplné přerušování vztahů s rodinou a přáteli, 33 % má sníženou schopnost až neschopnost udržovat nezávislý život, 17 % lidí se cítí natolik špatně, že si v některé dny dokonce přejí zemřít a 39 % má pocit, že jejich bolest není adekvátně řešena.

Opavský (2011) ve své knize uvádí jinou mezinárodní studii, které se účastnilo 15 evropských zemí (vyjma ČR) a Izrael. Výsledky studie říkají, že prevalence chronické bolesti trvající nejméně 6 měsíců u osob starších 18 let (46 394) byla 19 %. Průměrný věk pacienta s chronickou bolestí byl 49,9 let. Nejčastější příčinou chronických bolestí představovala osteoartróza a artritidy (34 %), dále diskopatie (15 %), následky úrazů (12 %), revmatoidní artritida (8 %) a migréna (7 %). Jako nejčastější lokalizace bolesti byly udávány: záda celkově (24 %), dolní část zad (18 %), koleno (16 %), hlava (15 %), celá dolní končetina (14 %) a klouby bez bližšího upřesnění (10 %). Dopad bolesti na kvalitu života se projevil poruchami spánku (56 % respondentů), omezením pohybových aktivit a chůze a omezením společenských aktivit (34-50 %).

#### 2.3.4 Definice a klasifikace bolestí dolní části zad

Bolesti dolní části zad jsou v naší odborné literatuře označovány mnoha termíny. Většinou se jedná o pojmy jako bolesti v bedrech, bolesti v kříži, lumbago nebo lumbalgie. Nyní k nám však stále častěji proniká i termín z anglosaské literatury – low back pain (nespecifická bolest dolní části zad).

Bolest v dolní oblasti zad (LBP) je definována bolestí, svalovým napětím a ztuhlostí. Tyto klinické projevy jsou lokalizovány v oblasti mezi dolním okrajem žeber a gluteálními rýhami. Může se k nim připojit i bolest s propagací do dolních končetin (Vrba, 2008). Bolest se však může projevat i v oblasti křížové kosti, kyčlích a stehnech (Forward & Wallace, 2008).

LBP patří mezi nejčastější zdravotní obtíže, kvůli kterým pacienti vyhledávají lékaře. Nepříznivý nárůst počtu těchto pacientů je zaznamenán v řadě vyspělých zemí již od druhé poloviny minulého století a stále pokračuje. Trvalá roční prevalence LBP činí 60-85 %, což z ní dělá nejen závažný medicínský, ale i sociálně ekonomický problém. LBP je doprovázena vznikem funkčních omezení, hendikepů a neschopností. To vede k distresu, změnám v chování pacienta, ke zhoršení jeho pracovních schopností a k závislosti na pomoci ostatních. Na zhoršování tohoto stavu má vliv mnoho různých faktorů, včetně rostoucího stárnutí populace, obezity, sedavého životního stylu a nedostatku pohybu (Opavský, 2011; Vrba, 2010).

Udává se, že až 80 % dospělých osob postihne se v průběhu jejich života LBP (Freburger et al., 2009). Wipf a Deyo (in Opavský, 2011) toto číslo dokonce zvyšují na 90 % osob. Podle Freburgera et al. (2009) je 10 % z nich je chronických a pouze u 20 % LBP lze určit konkrétní příčinu. Dobrou zprávou však je, že 60-70 % z nich se i při nespecifické léčbě uzdraví do 5 nebo 6 týdnů a 80-90 % pacientů do 12 týdnů (Opavský, 2011). Kasík (2002) píše, že k přetěžování páteře začíná docházet již během 13. až 19. roku s vyvrcholením kolem 40. roku života. Příčinou jsou špatné pohybové stereotypy zvedání těžkých řemen a ohýbání, nekoordinované pohyby a nezvyklé polohy.

Z dlouhodobého hlediska je zajímavá telefonická studie Freburgera et al. (2009), která porovnává výskyt LBP v roce 1992 a v roce 2006. Prevalence LBP z 3,9 % v roce 1992 vzrostla na 10,2 % v roce 2006. Tento nárůst by pozorován u všech dospělých osob bez rozdílu pohlaví či rasy. Počet pacientů, kteří pro své potíže vyhledali lékařskou pomoc, stoupl ze 73,1 % na 84 %.

Existuje mnoho způsobů, jak je možné dělit bolesti zad. Základním dělením, i když ne zdaleka nejdůležitějším, je již výše uvedené dělení časové; tj. na bolest *akutní*, *subakutní* a *chronickou*. Akutní a chronická bolest se od sebe diametrálně liší v diagnostickém i v terapeutickém přístupu (Vrba, 2008).

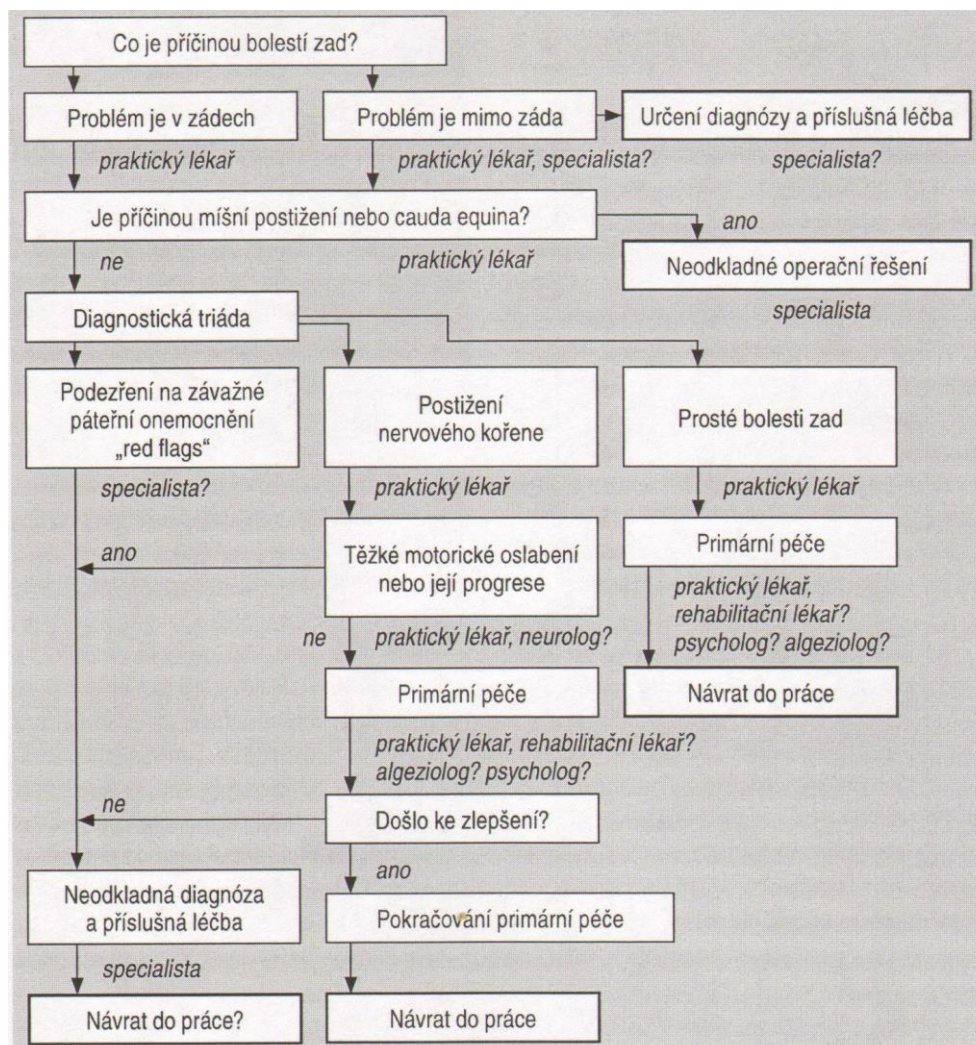
Další možností dělení bolesti zad je na bolesti *páteřní etiologie* a *nepáteřní etiologie* (*přenesené bolesti*), které jsou vnímány v oblasti inervované jinými nervy, než je oblast skutečného zdroje bolesti. Přenesené bolesti se dále dělí na *viscerální*, přenesenou do oblasti bederní nebo sakrální z orgánů malé pánve a břicha a *somatickou*, projevující se v gluteální oblasti a stehnech, ale na rozdíl od radikulární bolesti (se kterou bývá často zaměňována) je její lokalizace neurčitá, přesahuje do sousedních dermatomů a postrádá typickou neurologickou symptomatiku (Bednařík & Kadaňka in Rokyta, 2006).

Rokyta (2006) a Hakl (2011) dělí bolesti zad podle etiologie do jiných dvou skupin. První skupinou jsou *vertebrogenní syndromy*, které jsou sice malé rozsahem, ale významné svojí závažností. Jejich příčiny jsou jasně definovaná organická onemocnění specifické nedegenerativní povahy (infekční a neinfekční záněty, nádory, osteoporóza, traumata, vývojové anomálie). Druhou podstatně větší skupinou jsou *vertebrogenní onemocnění* provázená organickým postižením páteře nespecifické degenerativní povahy (obecně označované jako „spondylóza“) různého stupně, typu a lokalizace.

Dělení podle van Tuldera (in Opavský, 2011) rozděluje bolesti zad do tří skupin podle charakteru obtíží a zejména podle rozdílů v diagnostickém a léčebném postupu. Jsou to *nespecifické bolesti zad* (tj. bez jednoznačně prokázaného patologického substrátu), *kořenové bolesti* a *bolesti zad se závažným postižením páteře* (např. zánětlivé procesy, traumata, nádory atd.).

V postatě velmi podobné dělení představuje i tzv. *diagnostická triáda* podle Waddella (in Vrba, 2008). Ta rozlišuje *prosté bolesti zad* (charakterizované mechanickými bolestmi muskuloskeletálního původu), *kořenové (neurogenní) bolesti* a *bolesti vyvolané závažným onemocněním páteře*. Tyto nejzávažnější stavy bolestí označujeme jako tzv. „**red flags**“ (červené varovné praporky) a je nutné na ně brát zřetel při diagnostickém postupu. Za red flags je třeba považovat: věk pod 20 a nad 55 let, násilné poranění páteře, bolest hrudní páteře, jinak nevysvětlitelné bolesti břicha, zhoršení bolesti v klidu, v noci a při položení. Bolest je převážně nezávislá na pohybu, je stálá a progresivní.

Diagnostická triáda tvoří základ pro rozdělení odpovědnosti za nemocné s LBP mezi praktické lékaře a specialisty (Obrázek 9). Předpokladem pro úspěšnou terapii je pak samozřejmě vzájemná mezioborová spolupráce mezi praktickými lékaři, odborníky a fyzioterapeuty (Vrba, 2008).



Obrázek 9. Základní diagnostický přístup k bolestem zad (Vrba, 2008, 211).

Kolář (2009) pak dělí bolesti zad podle etiologie takto. První skupinu představují bolesti zad způsobené strukturální příčinou (postižení meziobratlové ploténky, degenerace intervertebrálních kloubů, spinální stenóza, abnormity páteřního kanálu, spondylolistéza, osteoporóza, ankylozující spondylitida, záněty, nádory atd.), druhou skupinu tvoří bolesti zad z funkčních příčin, kam spadá porucha řídicí funkce CNS, porucha ve zpracování nocicepce či porucha psychiky.

### 2.3.5 Etiopatogeneze LBP

Bederní páteř je nejvíce zatěžovaným úsekem páteře. V ní a ve strukturách kolem ní se nachází velké množství nervových zakončení a proto je tato, oblast oproti ostatním úsekům páteře, postižena bolestí nejčastěji v poměru 4:2:1 (bederní, krční a hrudní páteř) (Bednařík, 2010).

Bolest je výsledkem multifaktoriálního komplexního procesu, na němž se podílejí anatomické, patofyziologické a psychosociální faktory. Zjistit přesný zdroj bolesti je často velmi

obtížné, někdy dokonce nemožné, protože bolest může vycházet z poškozených struktur páteře, z ostatních tkání v okolí anebo i ze vzdálenějších struktur. Klinické obrazy se navíc často překrývají a anatomické uspořádání inervace v oblasti páteře, skládání nociceptivních vzruchů na míšní úrovni a jejich oboustranné propojení vede ke stranovým i výškovým diskrepitacím (Vrba, 2008).

Existuje spousta možných příčin vzniku LBP. Podle Kasíka (2002) jsou to především mechanické poruchy a degenerativní změny pohybového segmentu. Mechanické poruchy vznikají kvůli přetěžování páteře, svalů, ligament a dalších segmentů. U degenerativních změn se jedná o degeneraci discu, facetových kloubů, spondylolýzy, spondylolýstézy a spinální stenózy, které bývají doprovázené neurologickými příznaky z útlaku míšního kořene.

Opavský (2011) rozlišuje příčiny LBP na kongenitální, zánětlivé, degenerativní, traumatické, nádorové a jiné, nespecifické příčiny. Rokyta (2006) považuje za příčiny chronických bolestí zad poškození meziobratlových plotének, různé poruchy struktury či tvarů obratle a páteře, poruchy oporného systému páteře a dokonce i stavy po operacích páteře a psychosociální faktory.

Podle Koláře (2007) jsou jedním z hlavních etiopatogenetických faktorů LBP poruchy funkce stabilizačních svalů páteře. Tato porucha funkce je buďto získaná nebo vzniká při poruchách posturální ontogeneze. Dochází k porušení náboru svalů páteře a trupu při jejich reakcích na vnější podněty a tím k jejich nepřiměřenému zatěžování. Hypofunkce/hyperfunkce některého svalů není nikdy izolovaná, ale vždy se promítá do celého komplexu a do všech pohybů. Z tohoto důvodu se tyto svaly zapínají prakticky trvale jako celek, což podmiňuje přetížení způsobené stereotypním opakováním působících sil. Vždy je tak narušena statika i dynamika páteře.

Faktory, které se podílejí na vzniku bolestí zad lze obecně rozdělit na biologické, psychologické a sociální. Při celkovém posuzování stavu (zejména u chronických bolestí) je nutné se podrobněji zaměřit i na faktory psychické a sociální, neboť se ukazuje, že mnohdy hrají větší roli než faktory biologické. Tyto vlivy jsou důležité zejména pro udržování bolesti. Proto byl vytvořen systém „**yellow flags**“ (žluté upozorňující praporky), k němuž řadíme psychosociální rizikové faktory. Např. nesprávné postoje a pověry pacienta kolem nemoci zad, neúspěšné diagnostické a léčebné výsledky, problémy v chování, emocích, v rodině a v práci, katastrofizace a deprese, pasivní vyrovnávání se s bolestí, omezení až vyloučení fyzické a sociální aktivity, zvýšená svalová tenze a ochranné chování. Z tohoto důvodu je opravdu nutné pohlížet na bolesti zad komplexně, v kontextu všech možných ovlivňujících faktorů (Vrba, 2008).

Podle Bednaříka a Kadaňky (2006) patří k nejčastějším rizikovým faktorům bolestí zad v dospělém věku dřívější bolesti zad, namáhavá fyzická práce, kouření, kardiovaskulární a respirační onemocnění, psychosociální stres, nespokojenost v práci a rovněž socioekonomický

status jedince (příjem a vzdělání). Vrba (2010) navíc přidává ještě sedavý způsob života, obezitu, nevhodnou fyzickou zátěž a nesprávné pracovní stereotypy.

Souhrn Forwarda a Wallace (2008) uvádí, že u 70 % pacientů je příčina bolesti neznámá a bývá označována jako mechanická bolest zad. 10 % osob má poškozenou meziobratlovou ploténku nebo facetový kloub, 4 % postihuje prolaps ploténky, který dráždí nervy, 3 % mají zúžený páteřní kanál a u zbylých pacientů se jedná o přenesenou bolest, psychogenní bolest či kombinaci více příčin dohromady.

### 2.3.6 Souvislost LBP s poruchou řízení pohybu a psychikou

Jak již bylo dříve několikrát řečeno, nespecifické LBP mohou být jednou z příčin, které způsobují narušení jemné koordinace řízení posturálních funkcí, tedy zajištění stability vůči gravitaci. Porušená propiocepce v důsledku LBP představuje možný mechanismus, který je příčinou této poruchy. Nociceptivní informace je zpracována na řídicích úrovních CNS, který aktivuje kompenzační mechanismy, čímž dochází ke změně řízení postury a pohybového systému (Horák & Tomsová, 2010). Tuto domněnku potvrzuje několik studií na toto téma.

Panjabi (1992a) říká, že u pacientů s LBP, kteří dostali za úkol pouze stát na nestabilní plošině se zavřenýma očima, byly zaznamenány větší výkyvy těla než u zdravých jedinců.

Studie Hodgese a Richardsona (1996) se zaměřovala na roli m. TA (a hlubokých svalů trupu) při stabilizaci a řízení polohy trupu. Pacienti měli za úkol provést rychlý pohyb horními končetinami a výzkumníci při tom měřili aktivitu m. TA. U skupiny pacientů s LBP došlo ke zpožděné aktivaci m. TA i mm. multifidí oproti skupině pacientů bez bolesti a tím pádem i ke snížení stabilizační funkce.

Taktéž studie těch samých autorů, která tentokrát zkoumala aktivaci m. TA při pohybu dolní končetinou, dospěla ke stejným výsledkům (Hodgese & Richardson, 1998).

Jak již víme, svalový tonus reaguje a mění se nejen v souvislosti se změnami zatížení pohybové soustavy, ale také v souvislosti se změnami psychického stavu. Při zvýšené psychické tenzi dochází i ke zvýšení tonu ve svalech, který představuje výchozí napětí pro následnou svalovou kontrakci. Nejvíce se tyto účinky zvýšeného psychického napětí projevují oboustrannými potížemi ve svalech krční a bederní páteře. Je potřeba si uvědomit, že chronické vertebrogenní potíže vždy souvisí s životním příběhem pacienta. Dnes je již prokázáno, že myšlenky a emoce ovlivňují fyziologické procesy v mozku a tím pádem i v celém těle. Podle nedávných neuropsychologických výzkumů bylo zjištěno, že centrum pro tělesnou i psychickou bolest leží ve stejném regionu mozkové kůry. Proto potlačením emocionální složky bolesti jsou odvedeny příslušné vzruchy do oblastí zodpovědných za tělesné vnímání bolesti (Poněšický, 2009).

### 2.3.7 Diagnostika LBP

Základním kamenem adekvátně zvolené terapie je dokonale odebraná anamnéza. Dotazy se týkají vzniku a vývoje bolestí, jejich lokalizace, intenzity a kvality. Je třeba zjistit, jak bolest vznikla, co jí předcházelo, zda vznikla náhle nebo se objevovala postupně, zda je vázána na konkrétní pohyb či polohu, nebo je i klidová, jestli se objevuje v noci a budí ze spánku. Důležité je zjistit jestli nejsou přítomny recentní neurologické poruchy ve smyslu senzitivního a motorického deficitu. Při propagaci bolesti je třeba odlišit kořenové dráždění od pseudoradikulárního. Rovněž bychom se měli pokusit zhodnotit i stránku psychickou a její možný podíl na potížích (Horák & Tomsová, 2010). Lokalizaci bolestí zad můžeme zjišťovat pomocí mapy bolesti, její intenzitu pomocí vizuální analogové škály a její kvality pomocí speciálních dotazníků bolesti (Opavský, 2011). Podrobněji se této diagnostické oblasti bude věnovat kapitola 2.3.9 Hodnocení bolesti.

Kineziologické vyšetření by mělo zahrnovat aspekční a palpační vyšetření páteře ve stoji, které hodnotí postavení pánve, křivky páteře v rovině sagitální a frontální, symetrii a napětí paravertebrálních valů zejména v bederní oblasti. Následuje vyšetření dynamické, tj. funkční zkoušky páteře (Thomayerova a Schoberova vzdálenost, Trendelenburgova zkouška, Patrickův test) a test stoje na dvou vahách pro zhodnocení rozložení zatížení na DKK. Užitečné je i zařazení základního neurologického vyšetření pro vyloučení neurologické etiologie potíží (kořenové dráždění atd.). Vyšetřujeme napínací manévry (Lasèguova, Mennelova a Bonnetova zkouška), testy na zvýšení nitrobřišního tlaku, reflexy a taktilní cití. Nezbytnou součástí je i vyšetření HSSP a zhodnocení chůze a jejích modifikací. Všímáme si též verbálních a nonverbálních projevů bolesti (Opavský, 2011; Kolář, 2009).

Ze zobrazovacích diagnostických metod lze využít radiologické vyšetření, počítačovou tomografii, magnetickou rezonanci nebo elektromyografické vyšetření. Výsledky těchto vyšetření však nemusí vždy odpovídat klinickému nálezu (Opavský, 2011).

### 2.3.8 Diferenciální diagnostika LBP

Diferenciální diagnostika slouží k vyloučení závažných důvodů vzniku nespecifických LBP. Tyto důvody zahrnují strukturální postižení nebo poškození páteře, primární tumory páteře a míchy, metastázy, infekční onemocnění, zánětlivé a traumatické stavy osového orgánu, ale i různá onemocnění viscerálních orgánů (ledvin, močových cest) nebo gynekologické problémy (Opavský, 2011).

Vertebrogenní onemocnění se většinou projevují bolestí zad už od počátečních stádií. Lokalizovaná bolest pociťovaná ve střední čáře etiologicky značí onemocnění osového orgánu (degenerace meziobratlové ploténky, záněty obratlů, zlomeniny či tumory). Bolesti vyskytující se



laterálně od střední čáry mohou znamenat onemocnění stejnostranné ledviny. U kořenové bolesti nejčastěji uvažujeme nad výhřezem meziobratlové ploténky, avšak identickou symptomatologií může mít benigní či maligní tumor páteře, foraminostenóza, stenóza páteřního kanálu nebo pseudoradikulární syndrom (Helcl, 2008).

### 2.3.9 Hodnocení bolesti – dotazníkové metody

Posuzování bolestivého stavu u pacientů s bolestmi zad je kromě důkladného odebrání anamnézy formou řízeného rozhovoru vhodné doplnit o vyšetření pomocí cíleně zvolených dotazníků bolesti, které mají svoji specifickou vypovídající hodnotu. Napomáhají rozšířit zjišťování potřebných údajů, přispívají k systematickému sběru informací a posléze i ke zhodnocení efektu terapie. Existuje mnoho dotazníků (Příloha 2), které se používají verbální i neverbální metody hodnocení bolesti.

#### 2.3.9.1 Neverbální metody hodnocení bolesti

Nejčastěji využívaným postupem je **vizuální analogová škála (VAS)**, které podává základní informace o intenzitě popisované bolesti. Existuje v různých modifikacích, nejběžněji se však zobrazuje jako horizontální úsečka, jejíž krajní body znázorňují vlevo stav zcela bez bolesti a vpravo nejvyšší představitelnou bolest pro daného jedince. Z praktického hlediska je nutné vymezit časové období, za které má vyšetřovaná osoba bolest zachytit (např. v posledních 24 hodinách, v posledním týdnu/měsíci/půlroce, atd.) (Opavský, 2011).

U malých dětí, které ještě nedovedou svou bolest popsat, se k jejímu zachycení používá **škála obličejů bolesti (Face Pain Scale)**, ve které jsou znázorněny výrazy obličejů od stavu pohody až po nejvyšší utrpení. Dítě si vybere, která z předloh nejlépe zachycuje jeho stav ovlivněný bolestí (Opavský, 2006).

Dalším způsobem nonverbálního hodnocení bolesti je **numerická škála**. Na levém okraji úsečky je vyznačen číselnou hodnotou nula stav bez bolesti a na pravém okraji je desítkou označena maximální možná intenzita bolesti. Využívá se spíše při dlouhodobém posuzování vývoje bolestivého stavu (Opavský, 2011).

Doplňujícím způsobem jsou **mapy bolesti**, které mají za úkol registrovat i několik typů bolesti na různých místech těla. Mohou se mezi sebou lišit způsobem vyznačení algických zón pomocí smluvených grafických znaků pro určitou intenzitu nebo kvalitu bolesti nebo barevného rozlišení (Opavský, 2006).

### 2.3.5.2 Verbální metody hodnocení bolesti

Tyto metody umožňují zachycovat nejen intenzitu, ale i kvalitu bolesti a mezi nejčastěji využívané se řadí tyto:

**Dotazník McGillovy Univerzity** (McGill Pain Questionnaire – **MPQ**) podává informace o intenzitě a kvalitě bolesti a o zastoupení složek sensoricko-diskriminační, emoční a vyhodnocovací. Jeho součástí je vizuální analogová škála a verbální posouzení současně prožívané bolesti (PPI). Deskriptory bolesti jsou rozděleny do 20 tříd, z nichž byly vytvořené 4 skupiny označované jako „sensorické“, „afektivní“, „vyhodnocovací“ a „různé“. Tento dotazník se stal nejvíce využívaným a překládaným dotazníkem tohoto typu (Opavský, 2006).

Pro náročnost při vyplňování samotný autor (Melzack) vytvořil **krátkou verzi** (Short-form McGill Pain Questionnaire – **SF-MPQ**), které se rovněž velmi rychle rozšířila. Do češtiny byla přeložena Opavským a Krčem již roku 1988. Tato verze zahrnuje 15 deskriptorů bolesti, kdy součet prvních 11 deskriptorů zachycuje sensorickou komponentu bolesti (PRI-S) a součet bodů z položek 2 až 15 určuje afektivní dimenzi (PRI-A). Celkový index bolesti (PRI-T) vzniká součtem PRI-S a PRI-A. Členění do těchto dvou dimenzí se ukázalo jako velmi přínosné pro vyšetřujícího, protože zatřetí vyššího počtu deskriptorů z afektivní dimenze nás upozorňuje na riziko hlubšího dopadu algického stavu na psychiku nemocného (Opavský, 2006).

Dalším pro pacienty snadno pochopitelným a srozumitelným dotazníkem je **Dotazník interference bolesti s denními aktivitami (DIBDA)**, který zachycuje, jakou měrou bolest ovlivňuje provádění běžných denních činností (Opavský, 2006).

Pro účely této práce byly k hodnocení bolesti zvoleny dotazníky Short-Form McGill Pain Questionnaire-2, Dotazník interference intenzity bolesti s denními aktivitami doplněné o mapu bolesti.

Je třeba také zmínit další často užívané dotazníky bolesti, které jsou podrobnější a specificky zaměřené na určité druhy bolesti a hodnotí tak souvislost bolesti s vybranou diagnózou. U bolesti dolní části zad se používají *Roland-Morris Disability Questionnaire (RDQ)*, který je vhodnější u pacientů s nižší intenzitou obtíží a disabilitou a *Oswestry Disability Questionnaire (ODI)*, který se lépe hodí pro pacienty s dlouhotrvajícími intenzivními obtížemi. Pro bolesti v krčním úseku páteře se užívají *The Neck Pain Disability Index* a *The Northwick Park Neck Pain Questionnaire* (Opavský, 2006).

Pro multidimenzionální hodnocení bolesti pak slouží dotazníky *Dotazník SCL-90*, *Dotazník názorů bolesti a percepce bolesti (PBPI)*, *Dotazník copingu (zvládnání) bolesti (DCB)* nebo *Dotazník sociálního copingu bolesti (DSCCB)*. Tyto dotazníky mají za úkol zjistit, jaké jsou pacientovy názory na bolest (Opavský, 2006).

### 2.3.10 Terapie LBP

Základním předpokladem správně zvoleného terapeutického postupu je správně stanovená diagnóza. Logicky budeme postupovat odlišně u bolestí akutních, subakutních a chronických. Dále posuzujeme, zda se jedná o bolest nocicepční nebo neuropatickou, či jestli jsou příčinou obtíží nespecifické bolesti zad nebo strukturální organické změny (Opavský, 2011).

Akutní bolest zad má většinou příznivou prognózu a po vyloučení red flags ji lze zvládnout bez použití speciálních vyšetřovacích postupů a stanovení přesné diagnózy. V léčbě akutní bolesti byl jako účinný prokázán klidový režim po nezbytně nutnou dobu (2-4 dny) v individuální úlevové poloze a užití nesteroidních antiflogistik a myorelaxancií. Poté se opatrně začíná se zařazováním pohybové aktivity, s vynecháním všech cviků, které provokují nebo zhoršují bolest (Vrba, 2008; Helcl, 2008).

Naproti tomu při managementu chronických bolestí je třeba použít speciálních vyšetřovacích metod i léčebných postupů. Klidovému režimu je v těchto případech lepší se zcela vyhnout. Efektivní léčbou je pak cílené cvičení, pro obnovu normálních funkcí, ovlivnění chování a multidisciplinární léčebný přístup. I u léčby chronické bolesti se využívají farmakoterapie v podobě nejnižší možné, ale již účinné dávce analgetik. Až při nedostatečném efektu je jejich dávka zvyšována či kombinována s jinými látkami. Pro domácí úlevu lze pacientům doporučit aplikaci suchého tepla v podobě Lavatermu nebo Soluxu (Vrba, 2008; Helcl, 2008; Horák & Tomsová, 2010).

Jak již bylo několikrát uvedeno, bolesti dolní části zad bývají nejčastěji způsobeny dysfunkcí mezi ventrální a dorzální muskulaturou, která vede k tlaku a nepřiměřené zátěži na klouby a ligamenta. Ve fyzioterapii máme k dispozici širokou škálu metodik zaměřených na centrální ovlivnění komplexního posturálního programu. V terapii lze využít koncepty založené na neurofyziologických principech a posturální ontogenezi. Mezi tyto koncepty řadíme proprioceptivní neuromuskulární facilitaci, Vojtovu reflexní lokomoci, senzomotorickou stimulaci podle Brunkow, koncept McKenzie či spirální dynamiku (Horák & Tomsová, 2010). Opavský (2011) k nim ještě přidává koncept podle Brüggera, dynamickou stabilizaci bederní páteře nebo postupy ovlivňující reflexní a senzomotorické mechanismy. Kolář (2007) ve své práci upozorňuje, že svaly nelze cvičit podle jejich anatomické topografie. Primárním cílem je ovlivnit sval v jeho konkrétní funkci. U těchto trupových svalů se jedná o stabilizační funkci, během níž se zpevňují segmenty a svaly se zapojují v koaktivační souhře.

Léčebný postup	USA (1994) <sup>1</sup>	Holandsko (1996) <sup>2</sup>	Velká Británie (1999) <sup>3</sup>	Švédsko (2000) <sup>4</sup>
Poučení pacienta	Uklidnění, dobrá prognóza, postupné zvyšování aktivity	Dobrá prognóza, nejde o závažné onemocnění, zůstat aktivní, postupné zvyšování aktivity	Zůstat aktivní, postupné zvyšování aktivity, rychlý návrat do práce	Jde o běžné a obvykle nezávažné onemocnění, zůstat aktivní
Farmakoterapie	Doporučeno: paracetamol, NSA; Volba: myorelaxancia, opioidy	Po omezenou dobu: paracetamol, NSA	Po omezenou dobu: paracetamol, NSA, paracetamol + opioidy, myorelaxancia	Po omezenou dobu: paracetamol, NSA, paracetamol + slabé opioidy, myorelaxancia
Cvičení	Volba: aerobní cvičení o malé zátěži	Ne do 6 týdnů, poté užitečné v rámci aktivního přístupu	Užitečné po 6 týdnech	Po 6 týdnech: reaktivace či rehabilitace, postupně zvyšovat intenzitu
Manipulace	Užitečná během prvního měsíce	< 6 týdnů: není užitečná > 6 týdnů: zvážit v rámci aktivního přístupu	Zvážit u těch, kteří potřebují další úlevu bolesti či nezvládají návrat k normální aktivitě	< 6 týdnů: zvážit u těch, kteří potřebují další úlevu bolesti či nezvládají návrat k normální aktivitě
Klid na lůžku	U těžkých případů, ale ne > 2–4 dny	Jen pokud nezbytné; ne > 2 dny	Nepodporovat	Nedoporučuje se u prostých bolestí zad
Odeslání ke specialistovi	„Red flags“, kořenový syndrom nereagující na běžnou konzervativní léčbu	„Red flags“, přetrvávající nemožnost (disabilita)	„Red flags“, urgentně u podezření na syndrom kaudy equiny	„Red flags“

Obrázek 10. Přehled nejvýznamnějších národních doporučení věnovaných léčbě bolestí v lumbosakrální oblasti v primární péči (Bednařík & Kadaňka, 2006, 502).

## 2.4 VIRTUÁLNÍ REALITA

V posledních letech byl zaznamenán rostoucí zájem o využití umělého prostředí k nácviku různých typů motorických úkonů u pacientů s rozmanitými diagnózami, ale stejně tak i u zdravých jedinců. Od roku 2000 se výzkumy zabývající se možnostmi využití nejrůznějších interaktivních videoherních systémů v rehabilitaci posunuly od fáze vývoje podmínek technického a systémového zázemí, přes pilotní zkoumání užitečnosti a potenciálu těchto her v terapii (prostřednictvím terapeutů i klientů) až k dnešnímu rozmachu jejich používání jako velmi užitečného terapeutického doplňku a v některých případech i hlavního prostředku v léčbě poměrně širokého spektra onemocnění napříč věkovými kategoriemi (Lange, Flynn, & Rizzo, 2009; Mlíka, Janura, & Mayer, 2005).

### 2.4.1 Prostředí virtuální reality

**Virtuální realita** (dále VR) je uměle generované prostředí, které prostřednictvím počítačové grafiky simuluje reálný svět. Tento umělý svět není stálý, ale reaguje na vstupy uživatele a tím umožňuje vzájemnou interakci mezi počítačem a uživatelem, která je zprostředkována několika smyslovými kanály (zrak, sluch, hmat; někdy i čich a chuť). Tento způsob „dialogu“ mezi člověkem a počítačem se nazývá interface neboli rozhraní. Kvalita tohoto rozhraní pak určuje jak jednoduché (či složité) bude ovládání daného přístroje (Burdea & Coiffet, 2003; Mlíka, Janura, & Mayer, 2005).

Virtuální prostředí lze chápat jako virtuální prostor uvnitř počítače, v němž jsou vytvářeny objekty, které by měl jedinec vidět a být s nimi v interaktivním vztahu. Společným cílem virtuálních systémů je pak zásobit lidský sensorický systém signály, které svou „reálností“ mohou konkurovat podnětům ze skutečného prostředí. Na kvalitě těchto signálů záleží potenciální úspěch či neúspěch systémů pracujících s VR (Mlíka, Janura, & Mayer, 2005).

Velký boom zaznamenala VR na poli medicíny a rehabilitace, kde slouží jako účinný nástroj pro výuku, terapii i diagnostiku. Má schopnost nabídnout „přirozené a opravdové“ prostředí, které umožňuje uživatelům odpoutat se od okolí a plně se soustředit na simulovanou situaci. Simulace ve virtuální rehabilitaci se liší v závislosti na cíli terapie. Rozlišujeme tzv. *učení pomocí příkladů* (pacient „kopíruje“ trajektorie pohybu terapeuta) a tzv. *terapii videohrou* (pacient sám pohyb provádí). Taková terapie jedince baví, díky čemuž jsou motivováni k léčbě i k jejímu pokračování v domácím prostředí (Halton, 2008). Studie Changa, Chena a Huanga (2011) potvrzuje zvýšení motivace pacientů k rehabilitaci a následné projevení zájmu pokračovat ve cvičení i po ukončení intervence. Spolu s *telerahabilitací* (poskytování rehabilitace na dálku pomocí techniky) nabízí

virtuální rehabilitace alternativní cestu, jak představit pacientům novou formu terapie a také jim umožnit rehabilitaci v domácím prostředí (Halton, 2008).

Sestava pro využití VR se skládá ze tří základních komponent: tzv. sledovače pohybu, silové zpětné vazby a stereografického displeje. *Sledovač (Motion Tracker)* zachycuje pohyb uživatele, a tak umožňuje vytvořit přesnou kopii pohybu. Ideálně by sledovač měl mít nekonečný rozsah, být bezchybný a nemít žádné zpoždění při přesunu dat. *Silová zpětná vazba (Force Feedback Device)* poskytuje uživateli podobné informace jako při kontaktu s reálným předmětem (např. virtuální ruka). *Stereografický displej* a stereografické zobrazení, které zprostředkovává je jednou z nejdůležitějších součástí celého systému. Displej vysílá do každého oka rozdílný obraz generovaný z jiného úhlu pohledu a tak se podílí na 3-D vjemu. V podstatě je to obdoba reálné situace. Pokud je zmíněný displej připevněn na hlavu uživatele, jedná se o tzv. Head-Mounted Display (Mlíka, Janura, & Mayer, 2005).

Virtuální svět poskytuje řadu výhod v porovnání s rehabilitací v reálném světě. Jsou jimi především bezpečnost, nižší nároky na prostor a vybavení (univerzální hardware, který je využitelný pro různé typy pacientů/diagnóz), úspora času i pracovního vyčerpání terapeuta (práce s více pacienty najednou) a s tím spojené snížení nákladů, možnost dokumentace (hodnocení všech možných parametrů; někdy i zpětně), široká a rozmanitá nabídka her a již zmíněná motivace pacienta k terapii (Mlíka, Janura, & Mayer, 2005).

Samozřejmě však i u tohoto systému nalezneme jisté nežádoucí vlivy. Umělé prostředí může u citlivých jedinců způsobovat různé obtíže. Zejména vizuální systém je pod největším tlakem. Působení světla, které vychází z displeje přístroje, může při delší aplikaci nadměrně stimulovat buňky fotoreceptorů, v důsledku čehož dochází k nepříjemnému pálení v oblasti rohovky a sítnice. Za nejvíce problematický je považován tzv. *cybersickness*, což je stav, který je popisován jako variabilní forma „pohybové nevolnosti“. Může vzniknout jako důsledek proniknutí do virtuálního prostředí. Hlavní příznaky jsou bolesti očí, dezorientace, posturální nejistota, pocení, bledost, sucho v ústech, nauzea a někdy až zvracení. S tímto druhem nevolnosti úzce souvisí tzv. *senzorický konflikt*, který vzniká, když informace z několika senzorických kanálů poskytují CNS odlišné či dokonce protichůdné informace. Rovněž bývá uváděn i jakýsi *pocit „ztracenosti“* ve virtuálním prostředí, kdy uživatel může po určité době reagovat bezmyšlenkovitě či dezorientovaně. Dalšími negativy „profesionální“ VR jsou vysoká cena speciálních přístrojů a potřeba technické odbornosti k obsluze. Z tohoto důvodu výzkumníci vytvořili komerční a více cenově i technicky dostupné technologie pro využívání virtuální reality v terapii i domácím prostředí. Jedná se o nejrůznější videoherní konzole, např. Microsoft Xbox nebo Sony Playstation (Mlíka, Janura, & Mayer, 2005; Halton, 2008).

#### 2.4.1 Princip biofeedbacku

Všechny systémy, které pracují s VR fungují na principu biofeedbacku. Biofeedback neboli biologická zpětná vazba využívá senzorní informace pro kontrolu činnosti a následné získání dovednosti. Může být pozitivní nebo negativní, subjektivní či objektivní. Pacientovi může poskytnout motivaci a současně i informaci o tom, v čem se může zdokonalit. Tak získá pacient představu o svém pohybu a návod, jak příště provést stejný pohyb lépe. Biofeedback tedy slouží pacientům se senzomotorickou poruchou k uvědomění si a posouzení fyziologických reakcí a k tomu, aby se naučili tyto reakce řídit. Také pomáhá ke zlepšení řízení pohybu pomocí zrakové a sluchové zpětné vazby. U chronických LBP je biofeedback využíván pro učení se vhodných svalových aktivit a posturálního řízení za dynamických podmínek (Basmajian, 1979; Carr & Shepherd, 1998).

V současné době lze na trhu s video-herními systémy nalézt nepřeberné množství nejrůznějších druhů, typů a značek těchto zařízení. V této práci byly používány systémy Nintendo Wii a Microsoft Xbox 360 Kinect.

#### 2.4.2 Nintendo Wii

První společnost Nintendo, Yamauchi Nintendo&Co., byla založena již v roce 1933 v Japonsku a zabývala se vývojem nového systému her. Předchůdcem Nintendo Wii bylo Nintendo GameCube, které vzniklo v roce 2001 a jako poslední z řady Nintendo pracovalo s pomocí drátového ovladače. V listopadu 2006 pak bylo na trh uvedeno *Nintendo Wii* v podobě v jaké ho známe dnes (Anonymous, 2011).

Nintendo Wii pracuje na principu snímání pohybů těla na obrazovku prostřednictvím bezdrátového ovladače, kterým se spouští příslušné hry. Na obrazovce vidíme náš pohyb v reálném čase, který tak můžeme během hry korigovat. Základní vybavení Nintendo tvoří *herní konzole Wii* a *bezdrátový ovladač Wii Remote* (Obrázek 11), který s konzolí komunikuje pomocí Bluetooth. Uvnitř ovladače se nachází tři akcelerometry snímající pohyb ve všech osách a minikamera, která dopočítává vzdálenost ovladače od *přijímací lišty (Sensor Bar)*, která je umístěna v blízkosti obrazovky, na níž se obraz promítá. Spolu tak zajišťují zaměření a určení polohy a pohybu hráče. Lišta snímá pouze ovladač svíraný v ruce a odvozuje od něj pohyby ruky, případně celého těla. Hry se většinou ovládají pohybem celé paže nebo jen mírnými pohyby zápěstí. Ovladač je vybaven i bezpečnostním řemínkem, který během hry zabraňuje jeho vypadnutí z ruky (Tesař, 2011; Anonymous, 2011).



Obrázek 11. Herní konzole Wii, bezdrátový ovladač Wii Remote, Nunchuck Controller a přijímací lišta Sensor Bar (Anonymous, 2014)

Mezi další příslušenství, které lze připojit k základnímu vybavení patří Nunchuk Controller, díky kterému je možné při hře použít obě ruce, balanční podložka (Wii Balance Board), puška (Wii Zapper), volant (Wii Wheel) a mnoho dalších (Anonymous, 2011).

Právě *balanční podložka Wii Balance Board* (Obrázek 12) je hlavním ovládacím prvkem sady her Nintendo Wii Fit, která byla využívána v této diplomové práci. Jedná se o stabilimetrickou plošinu, které má v sobě zabudované čtyři tlakové snímače (tenzometry) pomocí nichž měří rozložení hmotnosti na plošině a snímá COP. Opět je s herní konzolí v kontaktu pomocí Bluetooth. Uprostřed plošiny se nachází kříž, který ji rozděluje na pravo-levou a předo-zadní část a na stranách jsou vyznačeny obdélníky pro pravou a levou nohu. Díky plošině je možné hrát balanční hry (Tesař, 2011; Anonymous, 2011).



Obrázek 12. Wii Balance Board (Anonymous, 2014).



#### 2.4.3.1 Hry Nintendo Wii

Série her Nintendo Wii Fit obsahuje desítky různých aktivit rozdělených do čtyř základních kategorií: *jóga*, *posilovací cvičení*, *aerobní cvičení* a *balanční hry*. Prvním krokem je založení si svého profilu a výběr vlastní virtuální postavy (Mii). Hráč zadá svůj věk a výšku a absolvuje několika rychlých orientačních testů (hodnocení BMI a Wii Fit Age – bilanční test rovnováhy). Tato výchozí data v systému zůstávají až do konce terapie a hráč má tak možnost kontrolovat svůj vývoj a pokrok. Hry jsou totiž obvykle bodově či jinak hodnoceny a proto může hráč sledovat a zlepšovat svůj výkon. Pro všechny cviky z kategorie jóga a balanční hry je třeba balanční plošina. Mezi pozice z jógy (Příloha 5) patří např. pozice hluboké dýchání, pŕlměsíc, válečník, strom, stojící koleno, palma či pozdrav slunci. Posilovací cvičení obsahují cviky pro posílení jednotlivých svalových partií těla např. kliky, vzpory, kroucení boky, výpady, atd. Aerobní cvičení zahrnuje např. točení obručí kolem pasu, jogging či boxování. Těmito kategoriemi provází hráče virtuální asistentka či asistent, kteří mu předcvičují, kontrolují průběh cviku a případně radí, jak cvik provést co nejlépe. Mezi balanční hry patří svíčka, chůze po laně, slalom na lyžích nebo na snowboardu, balanční bublina či nakloněná rovina (Příloha 6).

#### 2.4.3.2 Využití konzole Nintendo Wii v rehabilitaci

Nintendo Wii nachází uplatnění v terapii širokého spektra nejrůznějších diagnóz. Nejčastěji se studie věnují terapii rovnováhy u starších pacientů, u pacientů po cévní mozkové příhodě případně u pacientů po úrazech mozku. Studie autorů z washingtonské univerzity potvrdila zlepšení rovnováhy u sedmi seniorů ve věku 84 let s porušenými rovnovážnými schopnostmi. Jejich pohybové schopnosti byly posuzovány pomocí BBS a Timed 4-Meter Walk Test (jak rychle jsou schopni ujít 4 metry). Navíc byli ještě požádáni, aby si v průběhu terapie zaznamenávali své pocity z ní. Pacienti absolvovali terapii pomocí systému Nintendo Wii Fit ve 30-ti minutových cvičebních jednotkách třikrát týdně po dobu tří měsíců. Každé cvičení obsahovalo nejméně tři opakování čtyř balančních her Basic Step, Ski Slalom, Soccer Heading a Table Tilt (základní krok, slalom na lyžích, hlavičkování a nakloněná rovin). Po ukončení terapie u těchto pacientů došlo ke zlepšení rovnovážných schopností (nárůst BBS ze 49 na 53 bodů) i ke zrychlení jejich chůze. Pacienti také uvedli, že je terapie tímto způsobem velmi bavila a motivovala k dosahování stále lepších výsledků ve vybraných hrách (Agmon, Perry, Phelan, Demiris, & Nguyen, 2011).

Také výzkum autorů Bieryla a Dolda (2013) prokázal zlepšení rovnováhy u seniorů rozdělených do dvou skupin, z nichž první podstoupila terapii pomocí balančních her Nintendo Wii Fit a druhá pomocí běžné rehabilitace. Výsledky byly porovnávány pomocí čtyř balančních testů (BBS, Fullerton Advance Balance, Functional Reach a Time Up and Go). Před intervencí nebyly

naměřeny žádné signifikantní rozdíly v žádném testu mezi skupinami, zatímco po ní došlo k signifikantnímu zlepšení ve výsledcích BBS u výzkumné skupiny. V ostatních testech ke zlepšení mezi skupinami nedošlo.

Terapie pomocí Nintendo Wii se rovněž ukázala jako velmi přínosná v prevenci pádu u starších osob. První pokroky v balančním testu Wii Fit Age byly vidět u výzkumné skupiny již po 4 týdnech, výrazněji se pak projeví po 12 týdnech, zatímco u kontrolní skupiny, která pouze dále pokračovala v zavedeném režimu své pohybové aktivity k žádnému pokroku nedošlo (Williams, Soiza, Jenkinson, & Stewart, 2010).

Všechny tyto výsledky tedy jasně ukazují, že terapie pomocí balančních videoher může být velmi užitečným a zajímavým doplňkem k běžné rehabilitaci i u starších pacientů. Úspěch v podobě zlepšení rovnováhy a posílení svalů dolních končetin však byl zaznamenán i u lidí bez jakýchkoliv zdravotních obtíží, což potvrdila studie se skupinou deseti žen v rozmezí 30-58 let, které taktéž absolvovaly terapii za použití Nintendo Wii Fit (Nitz, Kuys, Isles, & Fu, 2010).

Pozitivních výsledků se použití virtuální reality dočkalo i na poli neurorehabilitace. Pacienti po úrazu mozku prostřednictvím Nintendo Wii Balance Board trénovali rovnováhu ve stoji. Statická rovnováha ve stoji byla opět signifikantně lepší u pacientů používajících balanční plošinu než u pacientů podstupujících konvenční terapii. Dynamická rovnováha se také zlepšila v obou skupinách, ale neprojevily se žádné významné rozdíly mezi skupinami (Gil-Goméz, Lloréns, Alcaniz, & Colomer, 2011).

Obdobné výsledky zaznamenaly i studie zabývající se zlepšením dynamické rovnováhy u pacientů po cévní mozkové příhodě (Lange, Flynn, Proffitt, Chang, & Rizzo, 2010) i u pacientů s Alzheimerovou nemocí (Padala, et al., 2012). Pacienti v obou výzkumech uvedli, že terapie pomocí herních systémů byla velmi zábavná, příjemnější, ale i náročná, srovnatelně s běžnou rehabilitací.

Své místo si využití virtuální reality našlo samozřejmě i mezi dětskými pacienty. Studie nizozemských pracovníků zkoumala rozdíly v balančních dovednostech mezi skupinou dětí s pravděpodobnou vývojovou poruchou koordinace a balančními problémy a skupinou dětí s normálním motorickým vývojem koordinace. Děti ve věku 6-12 let byly rozděleny do dvou skupin na základě výsledků, kterých dosáhly v úvodní sérii několika testů (Movement Assessment Battery for Children, 3 subtesty z Bruininks Oseretsky Test a Wii Fit Ski Slalom). Děti s celkovým výsledkem pod nastavenou hranicí (percentil z balančních testů nižší jak 16) tvořily skupinu „s balančními problémy“ (balance problem – BP, 28 dětí), děti s výsledkem nad touto hranicí patřily do skupiny „normálního vývoje balančních dovedností“ (typical development – TD, 20 dětí). Obě skupiny podstoupily třikrát týdně 30 minut trvající terapii za použití balančních her Nintendo

Wii Fit po dobu šesti týdnů. Během této doby byly ještě děti třikrát požádány (na konci prvního, třetího a šestého týdne), aby na Face Scale (obličejové škále) vybraly obličej odpovídající jejich potěšení ze hry. Na konci intervence byly opět provedeny balanční testy a výsledky ukázaly, že zlepšení bylo u obou skupin signifikantně vyšší po terapii než před ní. Studie také ukázala, že děti s balančními problémy jsou celkově ve hrách vyžadujících dynamickou rovnováhu méně zdatné oproti dětem s normálními motorickými schopnostmi (Jelsma, Geuze, Mombarg, & Smith-Engelsman, 2013).

#### 2.4.4 Xbox 360 Kinect

Video herní konzole Xbox, která je předchůdcem Xboxu 360, byla vyvinuta skupinou inženýrů americké firmy Microsoft v roce 1998 jako konkurenční produkt jiné herní konzole Sony Playstation. Na konci roku 2010 byl pak na trhu představen pohybový ovladač Kinect jako nové příslušenství k Xboxu (Anonymous, 2011).

Tento systém také snímá pohyby těla na obrazovce a pracuje na principu zpětné vazby. Základná vybavení Xboxu 360 se skládá z *herní konzole*, k níž je dodáván *bezdrátový dálkový ovladač a pohybový senzor Kinect* (Obrázek 13). Senzor se opět umísťuje do blízkosti obrazovky, na kterou se bude obraz promítat. Je tvořen RGB kamerou, která zobrazuje postavu hráče stejně jako web kamera. Kamera obsahuje tři barevné složky (R – červenou, G – zelenou a B – modrou), které se dohromady skládají v jeden obrazový bod. Dále na senzoru najdeme zdroj infračerveného záření (vlevo) a senzor k detekci infračerveného záření (zcela vpravo). Senzor Kinect disponuje motorem, který dovede zvýšit zorné vertikální pole a také audiomikrofonem, který zachycuje zvuk, případně povely při hraní her. Prostřednictvím svých kamer Kinect snímá vymezený prostor a vyhodnocuje objekty v něm pomocí infračerveného záření, které vyzařuje a které se následně od objektů odráží a je zachycováno senzorem. Z doby letu záření lze vypočítat vzdálenost objektu v zorném poli kamery. Prostor vymezený pro hraní by podle návodu měl být 1,8 metru od senzoru. V této zóně je pak přesnost snímání kolem 1 cm. Na rozdíl od Nintendo u Kinectu není potřeba žádných dalších ovládacích prvků, neboť ovladačem se zde stávají ruce či postava a její pohyb prováděný samotným hráčem. Stačí, aby se hráč postavil před senzor a Kinect rozpozná a vzápětí začne reagovat na jeho pohyby (Tesař, 2011; Anonymous, 2011).



Obrázek 13. Pohybový senzor Kinect, herní konzole Xbox 360 a bezdrátový dálkový ovladač (Anonymous, 2014).

#### 2.4.4.1 Hry Xbox 360

Na trhu je v dnešní době možné najít nepřeborné množství nejrůznějších typů her pro konzoli Xbox 360 Kinect. Například jsou to Kinect Sport Season, Kinect Adventures, Dance Central či Your Shape: Fitness Envoled. Poslední zmíněná byla ve verzi 2012 využita pro účely této práce.

Sada Your Shape: Fitness Envoled zahrnuje tři velké kategorie: *Warm Up*, *Work Out* a *Classes*. Warm Up obsahuje cvičení pro rozehtání těla před výkonem jako běh, boxování, kopání míče na branku, skákání přes švihadlo, točení obručí kolem pasu nebo rovnovážná cvičení. Dvě z těchto rovnovážných cvičení, která byla vybrána pro tuto práci, jsou Stack 'Em Up (vyvažování s virtuální deskou v ruce) a Stomp It (našlapování v rytmu hudby na označená pole). Kategorie Work Out zahrnuje posilovací cviky pro všechny partie těla. V kategorii Classes pak nalezneme několik druhů tanců jako africké tance, latinskoamerické tance, hip hop, kardio box, ale také jógu nebo zenová cvičení. Rovněž sestavy zenových cvičení byly využity v této práci. Jde o krátké, 5-6 minut trvající sestavy poskládané z cvičebních prvků jógy nebo tai-chi, které jdou postupně od nejjednodušších po složitější a které se na konci spojí v jeden delší 12-ti minutový celek.

#### 2.4.4.2 Využití konzole Xbox 360 Kinect v rehabilitaci

Také konzole Xbox 360 Kinect našla své uplatnění v rehabilitační terapii. Studie rakouských a holandských autorů se zabývala evaluací programu Microsoft Kinect spolu s novým systémem snímání pohybu celého těla MoCap. Účastníky studie bylo 6 pacientů s chronickými bolestmi bederní a krční páteře, kteří během čtyř týdnů absolvovali 4-6 intervencí, na nichž hráli

vždy tři hry a byli při tom snímáni jak systémem Kinect, tak i systémem MoCap. V porovnání obou testovaných systémů je nový systém MoCap drahý a těžký oproti Kinectu, což z Kinectu dělá vhodnou alternativu pro domácí použití. Kinect však nedokáže měřit všechny sledované parametry a postrádá přesnost, ale lze na něm hrát dvě ze tří používaných her, byť s určitými omezeními. Výsledky studie ale prokázaly, že došlo ke snížení intenzity bolesti a disability (Schönauer, Pintaric, Kaufmann, Jansen-Kosterink, & Vollenbroek-Hutten, 2011).

Studie Changa, Chena a Huanga (2011) porovnávala efekt terapie s použitím senzoru Microsoft Kinect u dvou mladých lidí s poruchou motoriky (muž s dětskou mozkovou obrnou a žena se získanou svalovou atrofií). Testovaly se u nich tři pohyby; zvednutí paží před sebe, do stran a nad hlavu, přičemž testované pohyby byly výrazně lépe prováděny při použití systému Kinect (v této studii nazývaný Kinerehab). Pozitivem rovněž bylo, že se u obou mladých lidí zvýšila jejich motivace k rehabilitaci a tím se zlepšily i jejich cvičební výsledky.

Systém Microsoft Kinect byl rovněž přijat jako validní metoda pro hodnocení kinematických strategií posturální kontroly. Stalo se tak na základě výsledků studie Clarka et al. (2012), kdy byl tento systém porovnáván s multi-kamerovým 3D systémem pohybové analýzy. Dvacet zdravých osob mělo za úkol provést tři testy pro kontrolu postury; dosahování před sebe, dosahování do strany a stoj na jedné noze se zavřenýma očima. Výsledky vzešlé z obou systémů byly srovnatelné a díky tomu byl systém Microsoft Kinect uznán jako platná alternativa těchto měřících systémů.

### **3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

#### **3.1 Hlavní cíl**

Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv rehabilitační terapie pomocí interaktivních videoher u pacientů s chronickými bolestmi dolní části zad prostřednictvím Bergové balanční škály, somatognostických testů a dotazníků bolesti.

#### **3.2 Dílčí cíle**

1. Zhodnotit základní statické a dynamické rovnovážné funkce u pacientů s chronickými bolestmi v dolní části zad prostřednictvím Bergové balanční škály.
2. Zhodnotit charakter a intenzitu bolesti z odpovědí získaných z dotazníků bolesti.
3. Zhodnotit představu pacientů o vlastním těle pomocí somatognostických testů.
4. Vytvořit návrh optimálního rehabilitačního programu s využitím interaktivních videoher na principu biofeedbacku u pacientů s chronickými bolestmi v dolní části zad a poruchou rovnováhy.

#### **3.3 Výzkumné otázky**

V<sub>1</sub>: Liší se výsledky Bergové balanční škály mezi výzkumnou a kontrolní skupinou před první terapií?

V<sub>2</sub>: Liší se výsledky Bergové balanční škály mezi výzkumnou a kontrolní skupinou po poslední terapii?

V<sub>3</sub>: Liší se výsledky Bergové balanční škály u výzkumné skupiny před první a po poslední terapii?

V<sub>4</sub>: Liší se výsledky dotazníků bolesti mezi výzkumnou a kontrolní skupinou před první terapií?

V<sub>4A</sub>: Výsledky získané z Dotazníku interference intenzity bolesti s denními aktivitami

V<sub>4B</sub>: Výsledky získané z dotazníku Short-Form McGill Pain Questionnaire-2

V<sub>5</sub>: Liší se výsledky dotazníků bolesti mezi výzkumnou a kontrolní skupinou po poslední terapii?

V<sub>5A</sub>: Výsledky získané z Dotazníku interference intenzity bolesti s denními aktivitami

V<sub>5B</sub>: Výsledky získané z dotazníku Short-Form McGill Pain Questionnaire-2

V<sub>6</sub>: Liší se výsledky dotazníků bolesti u výzkumné skupiny před první a po poslední terapii?

V<sub>6A</sub>: Výsledky získané z Dotazníku interference intenzity bolesti s denními aktivitami

V<sub>6B</sub>: Výsledky získané z dotazníku Short-Form McGill Pain Questionnaire-2

V<sub>7</sub>: Liší se průměrné naměřené hodnoty testu somatognozie oproti skutečně naměřené hodnotě šířky ramen mezi výzkumnou a kontrolní skupinou před první terapií?

V<sub>7A</sub>: Hodnoty naměřené v horizontální rovině

V<sub>7B</sub>: Hodnoty naměřené ve vertikální rovině

V<sub>8</sub>: Liší se průměrné naměřené hodnoty testu somatognozie oproti skutečně naměřené hodnotě šířky ramen mezi výzkumnou a kontrolní skupinou po poslední terapii?

V<sub>8A</sub>: Hodnoty naměřené v horizontální rovině

V<sub>8B</sub>: Hodnoty naměřené ve vertikální rovině

V<sub>9</sub>: Liší se průměrné naměřené hodnoty testu somatognozie oproti skutečně naměřené hodnotě šířky ramen u výzkumné skupiny před první a po poslední terapii?

V<sub>9A</sub>: Hodnoty naměřené v horizontální rovině

V<sub>9B</sub>: Hodnoty naměřené ve vertikální rovině

## 4 METODIKA

Na sběru dat pro tuto práci se podílely dvě studentky. Tato diplomová práce je zaměřena na hodnocení výsledků získaných prostřednictvím dotazníků bolesti, Bergové balanční škály a testu somatognozie. Kolegyně Monika Pírková se ve své diplomové práci zabývá hodnocením dat z vyšetření stoje na tenzometrických plošinách.

### 4.1 CHARAKTERISTIKA SOUBORU

Pro účely této studie bylo osloveno celkem 32 probandů s chronickou bolestí v oblasti bederní páteře. Tři z nich byli během vstupního vyšetření vyřazeni, neboť u nich byla zjištěna některá z vylučujících kritérií, jež jim znemožňovala další účast ve výzkumu (viz následující kapitoly); jedna účastnice odstoupila v průběhu terapie. Studie se tedy zúčastnilo 28 probandů, u kterých nebyla nalezena žádná vylučující kritéria a kteří vyhovovali požadovaným parametrům studie. Tito probandi byli rozděleni do dvou skupin, výzkumné a kontrolní. Výzkumnou skupinu tvořilo 19 probandů (11 mužů a 8 žen) ve věkovém rozmezí 18-57, s věkovým průměrem 31,58. Kontrolní skupina byla tvořena 9 probandy (pouze ženy) ve věkovém rozmezí 19-56, s věkovým průměrem 32,44. Každému účastníkovi studie byl během vstupního vyšetření přidělen osobní kód, (probandi výzkumné skupiny byli označeni kódem V1–V20 (V=výzkumná); probandi kontrolní skupiny kódem K1–K9 (K=kontrolní)), pod kterým byl dále veden pro účely statistického zpracování dat v zájmu zachování jeho anonymity.

Výzkum probíhal od září 2012 do ledna 2013 ve vyšetřovně v prostorách RRR centra – Centra léčby bolestivých stavů a pohybových poruch, spol. s r. o. a v Kinantropologické laboratoři Katedry biomechaniky FTK UP v Olomouci.

Všechny vyšetřované osoby byly předem podrobně seznámeny s průběhem vyšetření a terapie pro účely diplomové práce. Svou dobrovolnou účast ve výzkumu a souhlas s použitím dat pro výzkumné účely všichni potvrdili podpisem informovaného souhlasu (Příloha 3).

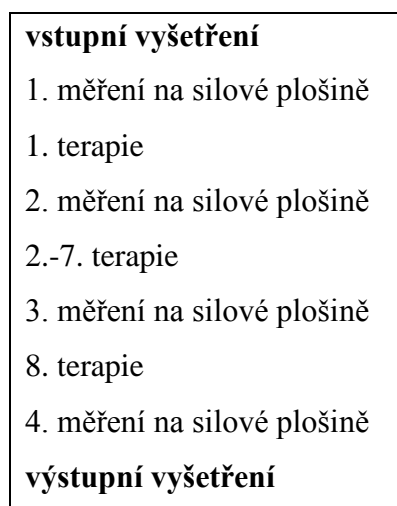
### 4.2 TECHNIKY SBĚRU DAT

Výzkum byl zahájen provedením vstupního vyšetření pro vyloučení kořenového dráždění či nějaké mechanické příčiny (např. blokády meziobratlových kloubů) způsobující bolest bederní páteře. Vstupní vyšetření se skládalo z odebrání anamnézy, kineziologického rozboru, neurologického vyšetření, funkčních testů páteře zaměřených na bederní úsek, vyšetření hlubokého stabilizačního systému (HSS), vyšetření somatognozie, Bergové balanční škály (BBS) a vyplnění dotazníků bolesti. Dále byl, před a po první terapii, měřen stoj na tenzometrických plošinách.



Následovala vlastní terapie, konaná v průměru dvakrát týdně a čítající celkem 8 návštěv. Terapie u výzkumné skupiny probíhala prostřednictvím vybraných interaktivních videoher a dále byla doplněna o techniky měkkých tkání a seznámení se se základními prvky kinezioterapie zaměřené na bederní oblast. Terapie trvala po dobu cca 45 minut včetně času potřebného pro přepnutí mezi herními systémy a času na lehký odpočinek mezi jednotlivými hrami. Terapie u kontrolní skupiny byla tvořena technikami měkkých tkání a kinezioterapií zaměřenou na oblast beder a trvala po dobu 30 minut. Před a po poslední (osmé) terapii byl znovu měřen stoj na tenzometrických plošinách. Po poslední terapii bylo provedeno výstupní vyšetření zahrnující opětovné vyšetření HSS, vyšetření somatognozie, BBS a dotazníky bolesti. Pro větší přehlednost je strategie výzkumu znázorněna na Obrázku 14.

Obrázek 14. Strategie výzkumu



#### 4.2.1 Vstupní vyšetření

Hlavním úkolem vstupního vyšetření bylo rozlišení probandů vhodných pro účast v této studii a dále pak zjištění aktuálního stavu a charakteru obtíží probandů. Jako vylučující faktory byly pro účely této studie brány jakékoliv poruchy strukturálního původu. Celková doba potřebná pro vykonání celého vstupního vyšetření byla cca 50-60 minut.

##### 4.2.1.1 Anamnéza

První anamnestické otázky byly zaměřeny zejména na prodělaná onemocnění, úrazy či operace páteře, pánve a dolních končetin, ale také na případné vrozené nebo vývojové vady. Další otázky se týkaly pohybové aktivity účastníků, jak té současné, tak té prováděné v minulosti a jejich zaměstnání, pracovních podmínek a konkrétní pracovní polohy, v níž tráví převážnou část pracovní doby. Další otázky se zabývaly pacientovou bolestí, jejím dosavadním vývojem a léčbou a jejím

nyňjším stavem (mechanismem vzniku obtíží, přítomností provokačního faktoru, dobou trvání a dynamikou obtíží, úlevovou polohou, závislostí bolesti na denní době, na ročním období, na počasí, na zvýšené fyzické či psychické zátěži). Poslední série otázek zjišťovala, zda se u probandů vyskytují problémy s rovnováhou a zda tyto problémy mají nějakou souvislost s bolestmi zad (Příloha 4).

#### *4.2.1.2 Kineziologický rozbor a funkční testy páteře*

Kineziologický rozbor byl prováděn v korigovaném stoji při pohledu zezadu, z boku a zepředu. Aspekčně bylo zhodnoceno držení celého těla ve směru od pánve dolů a od pánve nahoru a dále byly palpačně ozřejmēny případné nepoměry v nastavení jednotlivých částí těla (postavení spin a krist na pánvi, výška ramen, zvýšené napětí hamstringů a břišních svalů).

Ve stoji byly dále prováděny některé statické testy pro zjištění posturální stability. Jednalo se o stoj na jedné dolní končetině bilaterálně dle Vařeky (2002b), kdy měl proband stát v této pozici po dobu 20 sekund, s dolní končetinou nastavenou ve 45-60° flexi v kyčelním kloubu a s bérce volně visícím k zemi. Byla sledována „hra šlach“ extenzorů na přechodu bérce a chodidla stojné dolní končetiny a projevy případné dysbalance byly zaznamenány na, pro tyto účely námi uměle vytvořené, stupnici 0-1-2 (0= bez titubací, 1= mírné titubace a labilita pánve, 2= výrazné titubace a nestabilita pánve). Dále byl hodnocen Rombergův stoj I, II a III podle Opavského (2003), který nám zároveň posloužil i jako součást vyšetření kvality hlubokého čítí. Při Rombergově stoji I stojí proband po dobu několika sekund o široké bázi s chodidly na šířku ramen, při Rombergově stoji II stojí ve stoji spojném a při Rombergově stoji III ve stoji spojném se zavřenýma očima. Opět byla sledována „hra šlach“ extenzorů a případné titubace během zkoušky.

Poslední součástí bylo vyšetření funkčních testů páteře pomocí změření Schoberovy a Thomayerovy vzdálenosti.

#### *4.2.1.3 Neurologické vyšetření*

Neurologické vyšetření opět sloužilo zejména pro vyloučení případného kořenového či mechanického dráždění. Obsahovalo vyšetření mozečkových funkcí, vestibulárního systému, vyšetření vybraných šlachookosticových reflexů a napínacích manévřů na dolních končetinách a vyšetření povrchového a hlubokého čítí.

Pro vyšetření funkce mozečku (neocerebella) byla použita zkouška taxe, kdy úkolem vyšetřovaného je trefit se se zavřenýma očima ukazovákem na špičku svého nosu a zkouška Stewarta-Holmese, při níž stojí proband s flektovanými horními končetinami v loketních kloubech naproti vyšetřujícímu a snaží se bránit jeho tahu za předloktí do extenze v loktech.

Funkce vestibulárního systému byla vyšetřena pomocí Hautantovy zkoušky, při které proband ve stoji se zavřenými očima předpaží horní končetiny s extendovanými lokty a vydrží v této pozici 20 sekund. Prsty probanda přitom míří proti prstům vyšetřujícího, který sleduje, zda dochází k nějaké odchylce horních končetin.

K vyšetřovaným reflexům patřil reflex patelární, který byl vyšetřován vsedě na lůžku s volně spuštěnými dolními končetinami poklepem pod patelu na ligamentum patellae. Adekvátní odpovědí je různě silná extenze v kolenním kloubu. A reflex Achillovy šlachy vyšetřovaný vleže na zádech s nohou nastavenou do mírné dorzální flexe v hlezenním kloubu a klepnutím mířeným na nejpružnější místo Achillovy šlachy nad patní kostí. Odpovědí je plantární flexe nohy.

Kořenová symptomatika byla vyloučena použitím napínacích manévřů, Laseguèovy a Mennellovy zkoušky. Při Laseguèově zkoušce vyšetřovaný leží na zádech a terapeut mu jednou rukou fixuje pánev k podložce a druhou provádí elevaci extendované dolní končetiny. Nálezem, který svědčí pro kořenovou symptomatiku, je bolest v oblasti bederní páteře a křížové kosti a bolest šířící se v kořenové zóně L5 (lampa probíhající po zevní straně stehna a lýtka přes zevní kotník až na nárt). Při Mennellově zkoušce, zvané též obrácený Laseguè, proband leží na břiše a terapeut mu při fixované pánvi k podložce elevuje extendovanou dolní končetinu a sleduje výskyt bolesti na přední straně stehna a v kořenové zóně L4 (přední strana stehna a přední a vnitřní strana bérce až k vnitřnímu kotníku). Probandi byli rovněž orientačně dotazováni na přítomnost Déjerine-Frazierova příznaku (tlak na stolicí, kašel či kýchnutí vyvolávající bolest v kořenových zónách).

Z čítí byly vyšetřeny kvality taktilního čítí, rozlišení ostrých a tupých podnětů, dvoubodová diskriminace, statestézie a kinestézie na dolních končetinách. Taktilní čítí zjišťujeme prostřednictvím doteku kovového hrotu na vyšetřovanou oblast dolních končetin. Rozlišení ostrých a tupých předmětů bylo vyšetřováno na bérce. Jako norma je udáváno 8-10 správných odpovědí z celkového počtu 10 aplikovaných podnětů. Při vyšetřování dvoubodové diskriminace posuzujeme vzdálenost, kterou je vyšetřovaný ještě schopen rozlišit při současném použití dvou stejných podnětů. Normou pro osoby do 60 let je rozlišení do vzdálenosti 4 cm na bérce. Vyšetření statestézie probíhá tak, že se proband se zavřenými očima snaží určit polohu, do které byla nastavena jeho končetina či její část. Kinestézii vyšetřujeme pomalým pohybem segmentu (při maximální úhlové rychlosti 30° za 10 sekund), během kterého má vyšetřovaný zaregistrovat tuto nenápadnou změnu polohy (Opavský, 2003).

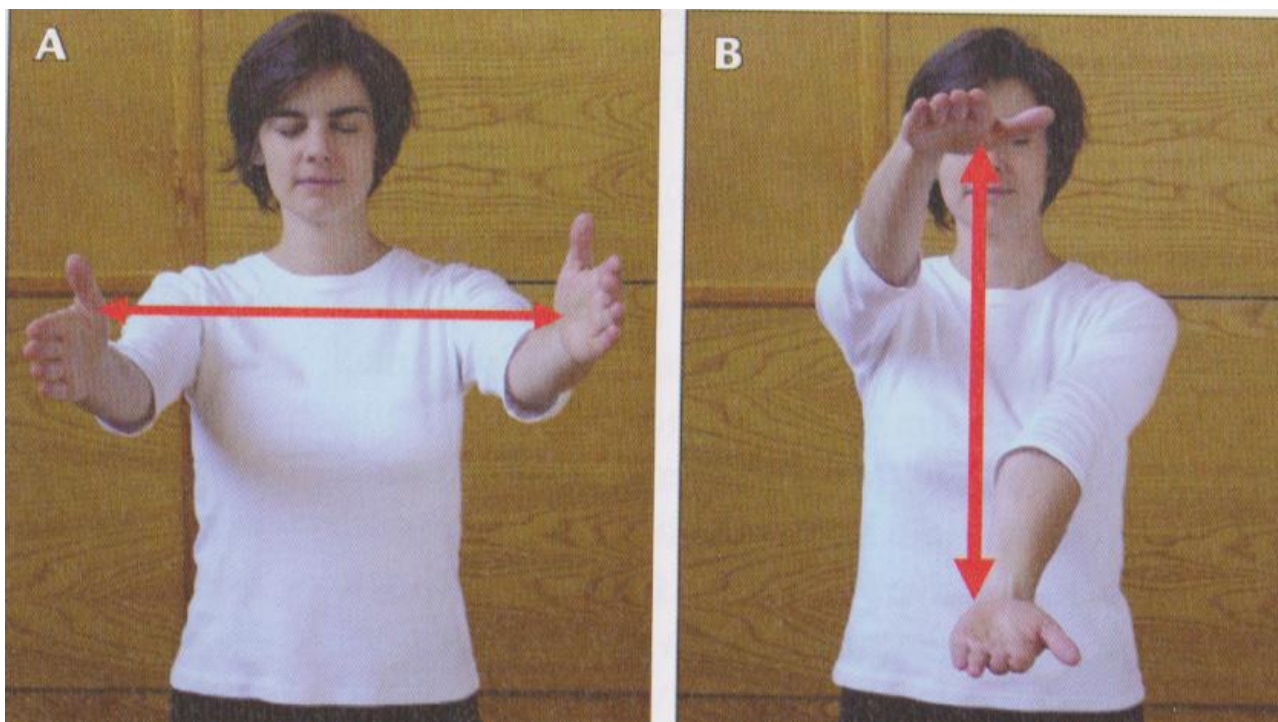
#### *4.2.1.4 Vyšetření hlubokého stabilizačního systému*

Pro zjištění stavu HSS byl vybrán test břišního lisu dle Koláře a Lewita (2005). Vyšetřovaný leží na zádech a dolní končetiny má v trojflexi zespona podepřené jednou terapeutovou rukou.

Druhá terapeutova ruka pasivně nastaví hrudník probanda do kaudálního postavení. Poté terapeut postupně pouští podpírané dolní končetiny, přičemž vyšetřovaný se je snaží udržet ve výchozím nastavení. Terapeut při tom sleduje zapojení břišních svalů a reakci hrudníku.

#### 4.2.1.5 Test somatognozie

Pro vyšetření somatognozie byl zvolen test, který porovnává, jak moc se liší představa vyšetřovaného o vlastním těle od skutečnosti. Před provedením vlastního testu byla vyšetřovanému pomocí krejčovského metru změřena reálná vzdálenost mezi akromiony. Poté byl proband vyzván, aby ve stoji se zavřenýma očima předpažil a rozpětím svých paží vymezil mezi dlaněmi vzdálenost odpovídající šířce jeho ramen. Toto měl provést v horizontální i ve vertikální rovině, vždy ve dvou opakováních těsně po sobě (Obrázek 15) (Kolář & Lepšíková, 2009).



Obrázek 15. Vyšetření somatognozie - udání biakromiální šířky ramen pacienta v horizontální (A) a vertikální (B) rovině (Kolář & Lepšíková, 2009, 93).

#### 4.2.1.6 Hodnocení rovnováhy – Berg Balance Scale

Pro hodnocení rovnováhy byla zvolena funkční škála rovnováhy podle Bergové (upraveno podle Berg, Wood-Dauphine, Williams, & Maki, 1992). Jedná se o velmi frekventovanou pomůcku pro zhodnocení rovnovážných schopností zejména u starších lidí s poruchou balanční funkce různé etiologie. K vyšetření jsou zapotřebí 2 židle (jedna s opěrkami pod ruce a druhá bez nich), schodek

a pravítko. Obsahuje celkem 14 funkčních úkolů, které jsou kombinací testů rovnováhy (statické i dynamické) a mobility. Jedná se o tyto úkoly: postavení ze sedu, stoj bez opory, sed bez opory (s nohama na podložce), posazování ze stoje, přesuny, stoj bez opory se zavřenýma očima, stoj spojný bez opory, natahování dopředu v předpažení, zvednutí předmětu ze země, rotace hlavy na obě strany, rotace těla o 360°, počet naměřených kontaktů nohy na schodek, tandemový stoj (stoj jako na provaze) a stoj na jedné noze. Každý úkol má skórovací stupnici 0 – 4, přičemž stupeň 0 znamená, že proband není schopen provést daný úkol a stupeň 4 znamená, že jej zvládá podle přesně zadaných kritérií. Maximální možné skóre je 56 bodů. Rozmezí 41 – 56 představuje nízké riziko pádů, rozmezí 21 – 40 střední riziko pádů a rozmezí 0 – 20 vysoké riziko pádů (Příloha 1).

#### *4.2.1.7 Dotazníky bolesti*

Pro zjištění charakteru a intenzity současné bolesti byl vybrán soubor tří dotazníků bolesti, který je standardně používán na rehabilitačním pracovišti RRR Centra (Příloha 2). Patří sem Dotazník interference intenzity bolesti s denními aktivitami (hodnotící škála 0-5), Short-Form McGill Pain Questionnaire-2 (obsahuje 22 charakteristik bolesti, kde proband zaškrťává jak pro něj specifickou charakteristiku bolesti, tak její intenzitu na stupnici 0-10) a mapa bolesti (proband zakreslí místo své aktuální bolesti a případně i směr jejího šíření).

#### *4.2.1.8 Měření stoje na tenzometrických plošinách*

K analýze stoje byly použity silové plošiny Kistler (typ 9286AA) vyrobené společností Kistler Instrumente AG, Winterhur, Switzerland, které dokážou detekovat reakční sílu podložky. Každý proband absolvoval celkem čtyři měření, před a po první terapii a před a po poslední, osmé, terapii. Měřilo se celkem 6 typů stoje: nekorigovaný stoj otevřenýma očima, nekorigovaný stoj se zavřenýma očima, stoj spojný s otevřenýma očima, stoj spojný se zavřenýma očima, stoj na levé dolní končetině a stoj na pravé dolní končetině. Měření jednotlivých typů stoje (vyjma stojů na jedné končetině) probíhalo vždy ve dvou opakováních za sebou. Celkem se tedy proband postavil na plošinu 10x během jednoho měření; 40x během všech měření. Pořadí provedení jednotlivých stojů si proband vždy před každým měřením náhodně vylosoval pro vyloučení možnosti zvyku na očekávané pořadí. Měření probíhalo na boso. Před vlastním vstupem na plošinu byl proband obeznámen s požadovanými úkoly, po nástupu na plošinu byl vyzván k vizuální fixaci bodu na stěně před sebou. Pro případ jakýchkoli dysbalancí byli probandi jištěni terapeutem stojícím za nimi a bylo jen na nich, jakou si zvolí vyrovnávací strategii. Měření každého stoje trvalo 30 vteřin a mezi jednotlivými měřeními byla asi 20 vteřinová pauza, během níž se ukládala zjištěná data, a počítá se

připravoval na další měření. Výstupem měření byl pak třídimenzionální popis vektoru reakčních sil (vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální).

#### 4.2.2 Výstupní vyšetření

Po ukončení pohybové terapie bylo u všech probandů provedeno výstupní vyšetření, které obsahovalo opětovné vyšetření HSS, vyšetření somatognozie, BBS a vyplnění dotazníků bolesti. Navíc se zde objevil ještě stručný dotazník „spokojenosti s terapií“, který zjišťoval přímé reakce probandů na průběh terapie a jejich spokojenost s dosaženým výsledkem.

### 4.3 TERAPIE

#### 4.3.1 Terapie u výzkumné skupiny

Každá terapie probíhala cca 45 minut v průměru dvakrát týdně. První (vedlejší) část terapie se věnovala manuálnímu ošetření a měkkým technikám, které zahrnovaly uvolnění torakodorzální fascie a ošetření reflexních změn v bederní oblasti. Následoval nácvik aktivace hlubokého stabilizačního systému a nácvik bráničního dýchání ve výdechovém (kaudálním) nastavení hrudníku. Dále se přidával nácvik nádechu s rozšířením dolního hrudníku dozadu a laterálně bez kraniokaudálního souhybu sternu dle Koláře & Lewita (2005) a nácvik výdechu s kaudálním posunem dolního hrudníku, klopením pánve nazad a aktivitou dolních končetin. Vše bylo postupně ztěžováno použitím labilních ploch.

Druhá (hlavní) část terapie se pak odehrávala za pomoci interaktivních videoher na konzolích Nintendo Wii a Xbox 360 Kinect. Každá terapie (kromě první) obsahovala pohybová cvičení na obou herních systémech. V prvních třech terapiích byly použity převážně prvky jógy sloužící jako základ pro nácvik stability potřebné v pozdějších hrách. Dále byly postupně zařazovány hry zaměřené na nácvik rovnováhy, od jednoduchých po složitější, ve dvou až třech opakováních za sebou. Dle individuálních schopností probandů se mohli postupně zdokonalovat až na nejvyšší možné úrovni jednotlivých her.

Posloupnost a obsah jednotlivých terapií:

#### 1) První terapie

4 pozice z jógy a 2 hry:

- Nintendo Wii:
  - Half-moon (pozice půlměsíc)
  - Warrior (pozice bojovník)
  - Tree (pozice strom)
  - Standing knee (pozice stojící koleno)

- Pengium slide – stoj na obou dolních končetinách (dále DKK) s přesuny váhy laterolaterálně (chycení co nejvyššího počtu ryb)
- Balance bubble – stoj na obou DKK s přesuny váhy anterioposteriorně a laterolaterálně (proběhnutí vodním příkopem bez prasknutí bubliny, v níž se postavička nachází)

## 2) Druhá terapie

4 pozice z jógy, 2 hry a zenové cvičení:

- Nintendo Wii:
  - Half-moon (pozice půlměsíc)
  - Warrior (pozice bojovník)
  - Tree (pozice strom)
  - Standing knee (pozice stojící koleno)
  - Pengium slide
  - Balance bubble
- Xbox 360 Kinect:
  - Zen energy class 1 Learn it A – doba trvání 6 minut

## 3) Třetí terapie

4 pozice z jógy, 2 hry a zenové cvičení:

- Nintendo Wii:
  - Half-moon (pozice půlměsíc)
  - Warrior (pozice bojovník)
  - Tree (pozice strom)
  - Standing knee (pozice stojící koleno)
  - Pengium slide
  - Balance bubble
- Xbox 360 Kinect:
  - Zen energy class 1 Learn it B – doba trvání 6 minut

#### 4) Čtvrtá terapie

4 hry a zenové cvičení:

- Nintendo Wii:
  - Pengium slide
  - Balance bubble
  - Ski slalom – stoj na obou DKK s přesuny váhy anteriorně a laterolaterálně (projetí lyžařské slalomové dráhy)
  
- Xbox 360 Kinect:
  - Zen energy Develop it – doba trvání 5 minut
  - Steck 'Em Up – korigovaný stoj se zapojením pohybu horních končetin a kognitivních funkcí (držení imaginární desky, na kterou postupně padají barevné krabice různé hodnoty a následné sesypání krabic z desky do příslušného, právě svítícího koše)

#### 5) Pátá terapie

3 hry a zenové cvičení:

- Nintendo Wii:
  - Ski slalom
  - Table tilt – stoj na obou DKK s přesuny váhy do všech směrů (snaha o umístění kuliček do důlků)
  
- Xbox 360 Kinect:
  - Zen energy Develop it – doba trvání 5 minut
  - Steck 'Em Up

#### 6) Šestá terapie

3 hry a zenové cvičení:

- Nintendo Wii:
  - Ski slalom
  - Table tilt



- Xbox 360 Kinect:
  - Zen energy class 2 Learn it A – doba trvání 6 minut
  - Stomp It – propojení pohybu DKK a kognitivních funkcí ve stoji (nášlap na jednotlivá právě rozsvícená pole v rytmu hudby)

## 7) Sedmá terapie

3hry a zenové cvičení:

- Nintendo Wii:
  - Ski slalom
  - Table tilt
- Xbox 360 Kinect:
  - Zen energy class 2 Learn it B – doba trvání 6 minut
  - Stomp It

## 8) Osmá terapie

4 hry a zenové cvičení:

- Nintendo Wii:
  - Pengium slide
  - Balance bubble
  - Ski slalom
  - Table tilt
- Xbox 360 Kinect:
  - Zen energy class 2 Learn it A a B – doba trvání 12 minut

### 4.3.2 Terapie u kontrolní skupiny

Každá terapie trvala standardních 30 minut. Pacienti podstoupili terapii tvořenou pouze technikami měkkých tkání, mezi které patřilo zejména uvolňování fascií a ošetření reflexních změn, a kinezioterapií zaměřenou na odstranění bolesti v oblasti bederní páteře. Jednalo se především o aktivaci hlubokého stabilizačního systému páteře, nácvik bráničního dýchání, mobilizaci a automobilizaci SI kloubů, postizometrické relaxace, senzomotorická cvičení, nácvik korigovaného sedu a stoje a základy školy zad. Na začátku každé terapie byli probandi dle svého

aktuálního stavu nejprve manuálně ošetřeni, posléze se věnovali opakování cviků, které měli zadané z minula a ve druhé polovině se zabývali nácvikem nových a náročnějších cviků, které navazovaly na ty předešlé jednodušší. Všechny cviky byly opět postupně ztěžovány použitím labilních ploch.

#### 4.4 SLEDOVANÉ PARAMETRY

Pro statistické zpracování byly vybrány tyto parametry:

Skóre dosažená v BBS

Hodnoty z Dotazníku interference bolesti s denními aktivitami

Hodnoty z dotazníku Short-Form McGill Pain Questionnaire-2

Hodnoty průměrů somatognozie

#### 4.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ

Naměřená data byla nejprve zpracována do přehledných tabulek v programu Microsoft Office Excel 2007 a poté statisticky zpracována pomocí programu StatSoft, Inc. (2013). STATISTICA (data analysis software system), vision 12. U vybraných parametrů byly určeny základní statistické charakteristiky, mezi které řadíme aritmetický průměr, modus, medián, směrodatnou odchylku, četnost, minimální a maximální hodnoty. Pro porovnání hodnot ve skupině byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test a pro porovnání hodnot mezi skupinami neparametrický Mann-Whitney U test. Jako hladina statistické významnosti byla stanovena hodnota  $p < 0,05$ . Ke zjištění vzájemného vztahu jednotlivých proměnných byla použita korelační matice Spearmanův koeficient pořadové korelace.

## 5 VÝSLEDKY

Ve výsledcích byly zpracovány všechny základní statistické charakteristiky u všech měřených parametrů, ale pro přehlednost jsou uvedeny jen vybrané parametry, které budou dále podrobněji zpracovány. Všechny základní statistické charakteristiky pro obě skupiny zvlášť i dohromady jsou uvedeny v tabulkách v Příloze 7.

Tabulka 1. Vybrané parametry a jejich základní statistické charakteristiky u výzkumné skupiny.

Proměnná	Shrnutí podmínku: skupina="Výzkumná"							
	N platných	Průměr	Medián	Modus	Četnost (modu)	Minimum	Maximum	Sm.odch.
<b>BBS_1</b>	19	55,74	56,0	56	15,0	54,0	56,0	0,56
<b>DIBDA_1</b>	19	1,79	2,0	1	8,0	1,0	3,0	0,79
<b>SF-MPQ-2_1</b>	19	14,00	10,0	7	3,0	4,0	53,0	11,38
<b>BBS_2</b>	19	56,00	56,0	56	19,0	56,0	56,0	0,00
<b>DIBDA_2</b>	19	1,00	1,0	1	9,0	0,0	2,0	0,75
<b>SF-MPQ-2_2</b>	19	9,11	8,0	0	4,0	0,0	39,0	10,12

Tabulka 2. Vybrané parametry a jejich základní statistické charakteristiky u kontrolní skupiny.

Proměnná	Shrnutí podmínku: skupina="Kontrolní"							
	N platných	Průměr	Medián	Modus	Četnost (modu)	Minimum	Maximum	Sm.odch.
<b>BBS_1</b>	9	55,89	56,0	56	8,0	55,0	56,0	0,33
<b>DIBDA_1</b>	9	2,00	2,0	2	5,0	1,0	3,0	0,71
<b>SF-MPQ-2_1</b>	9	18,44	17,0	17	2,0	2,0	40,0	12,21
<b>BBS_2</b>	9	56,00	56,0	56	9,0	56,0	56,0	0,00
<b>DIBDA_2</b>	9	1,44	2,0	2	5,0	0,0	2,0	0,73
<b>SF-MPQ-2_2</b>	9	11,22	11,0	16	2,0	0,0	29,0	8,87

Legenda: N – počet účastníků v souboru, BBS\_1 – Bergové balanční škála před první terapií, DIBDA\_1 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami před první terapií, SF-MPQ-2\_1 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity před první terapií, BBS\_2 – Bergové balanční škála po poslední terapii, DIBDA\_2 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami po poslední terapii, SF-MPQ-2\_2 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity po poslední terapii

Z výsledků, jež jsou zobrazeny v tabulkách výše (Tabulka 1 a 2) vyplývá, že došlo ke zvýšení hodnot aritmetických průměrů u hodnot dosažených v BBS v obou skupinách, jak mezi jednotlivými měřeními ve skupině, tak mezi skupinami navzájem, hodnoty mediánů BBS zůstaly

v obou skupinách ve všech měřeních neměnné. Hodnoty mediánů i aritmetických průměrů se u dat získaných z obou typů dotazníků bolesti (SF-MPQ-2 a DIBDA) taktéž snížily ve výzkumné i v kontrolní skupině. Ke snížení v těchto parametrech došlo i ve srovnání mezi kontrolní a výzkumnou skupinou navzájem.

Veškeré komentáře ke všem hodnoceným parametrům nejprve popíší srovnání dosažených hodnot mezi výzkumnou a kontrolní skupinou před první a následně po poslední terapii, poté se věnují hodnocení porovnání efektu terapie v rámci výzkumné skupiny, kde porovnávají hodnoty dosažené před terapií a po terapii.

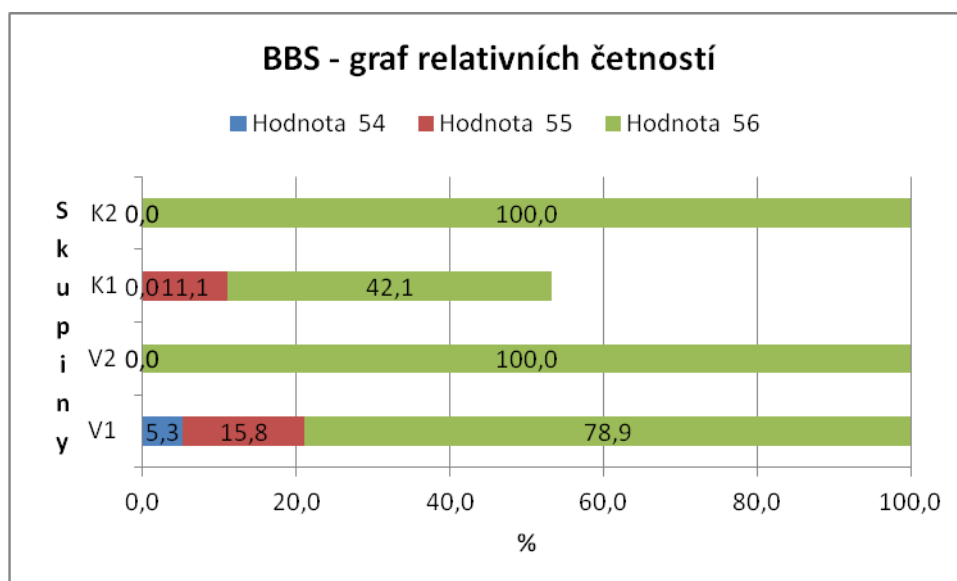
U hodnocení některých parametrů (SF-MPQ-2 a testy somatognosie) jsou výsledky výzkumu prezentovány kromě výzkumné (n=19) a kontrolní (n=9) skupiny i ve srovnání se třetí skupinou vytvořenou ze všech účastníků bez rozdílu zařazení do skupin (n=28), aby bylo názorně demonstrováno, jak může počet proměnných v souboru ovlivnit výsledné hodnoty.

## 5.1 Popisné statistiky

### 5.1.1 Výsledky Bergové balanční škály

Výsledky získané z BBS před zahájením první a po ukončení poslední terapie u pacientů z výzkumné i kontrolní skupiny jsou znázorněny na následujícím obrázku (Obrázek 16) či v Příloze 8 (Tabulka 3). V grafu jsou zobrazeny relativní četnosti hodnot dosažených v BBS, které jsou pro přehlednost uvedeny v procentech zaokrouhlených na jedno desetinné místo.

Obrázek 16. Graf relativních četností hodnot dosažených v Bergové balanční škále



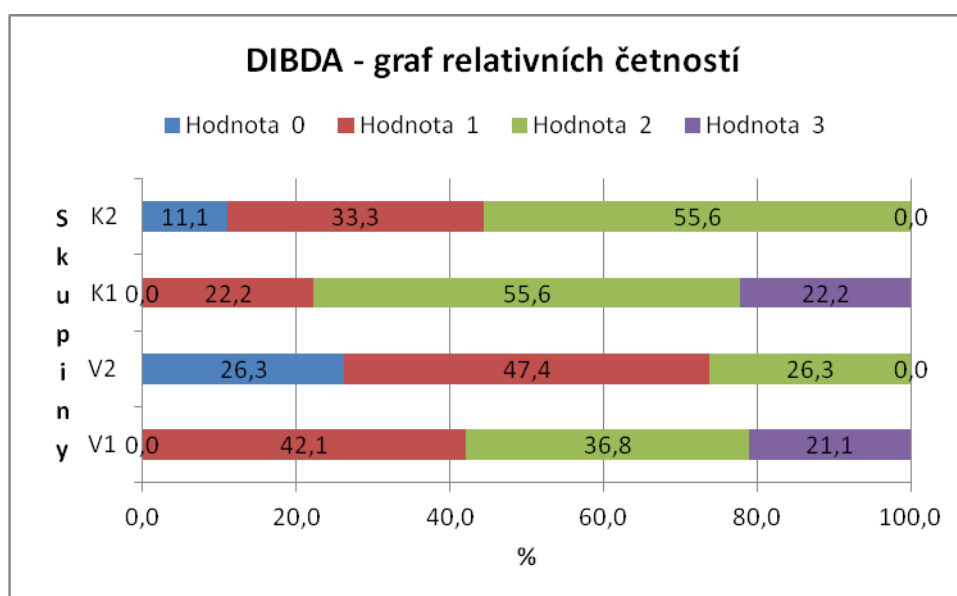
Legenda: BBS - Bergové balanční škála, V1 – výzkumná skupina před první terapií, V2 - výzkumná skupina po poslední terapii, K1 – kontrolní skupina před první terapií, K2 – kontrolní skupina po poslední terapii

Z grafu relativních četností lze vyčíst, že se hodnoty v obou dvou skupinách lišily před první terapií. Ve výzkumné skupině dosahovaly dvou nejvyšších možných hodnot (56 a 55), ve skupině kontrolní se objevila i hodnota o jeden stupeň nižší (54). Po poslední terapii se u obou skupin vyskytovaly pouze nejvyšší možné hodnoty. Terapie u obou skupin byla tedy ve výsledku stejně úspěšná.

### 5.1.2 Výsledky získané z Dotazníku interference bolesti s denními aktivitami (DIBDA)

Výsledky dotazníku DIBDA před zahájením a po ukončení terapie u pacientů ve výzkumné i kontrolní skupině jsou zobrazeny na nadcházejícím obrázku (Obrázek 17) či v Příloze 8 (Tabulka 4). Tento graf relativních četností dotazníku DIBDA nám ukazuje procentuální zastoupení jednotlivých hodnot 0-5, které je možné v tomto dotazníku označit. Procentuální zastoupení je zaokrouhleno na jedno desetinné místo.

Obrázek 17. Graf relativních četností hodnot dosažených v Dotazníku interference bolesti s denními aktivitami (DIBDA)



Legenda: DIBDA – Dotazník interference bolesti s denními aktivitami, V1 – výzkumná skupina před první terapií, V2 - výzkumná skupina po poslední terapii, K1 – kontrolní skupina před první terapií, K2 – kontrolní skupina po poslední terapii

Z grafu lze vyčíst, že pacienti ve výzkumné i kontrolní skupině před terapií označovali hodnoty v rozmezí 1-3, zatímco po terapii to již byly hodnoty v rozmezí 0-2 z čehož vyplývá, že došlo ke změnám subjektivního hodnocení bolesti po ukončení terapie u obou skupin. V každé skupině to však bylo v jiném procentuálním zastoupení. U výzkumné skupiny se na hodnotu 0 (tedy „bez bolesti“) dostalo 26,3 % osob, zatímco v kontrolní skupině jen 11,1 % osob.

### 5.1.3 Výsledky získané z dotazníku Short-Form McGill Pain Questionnaire-2

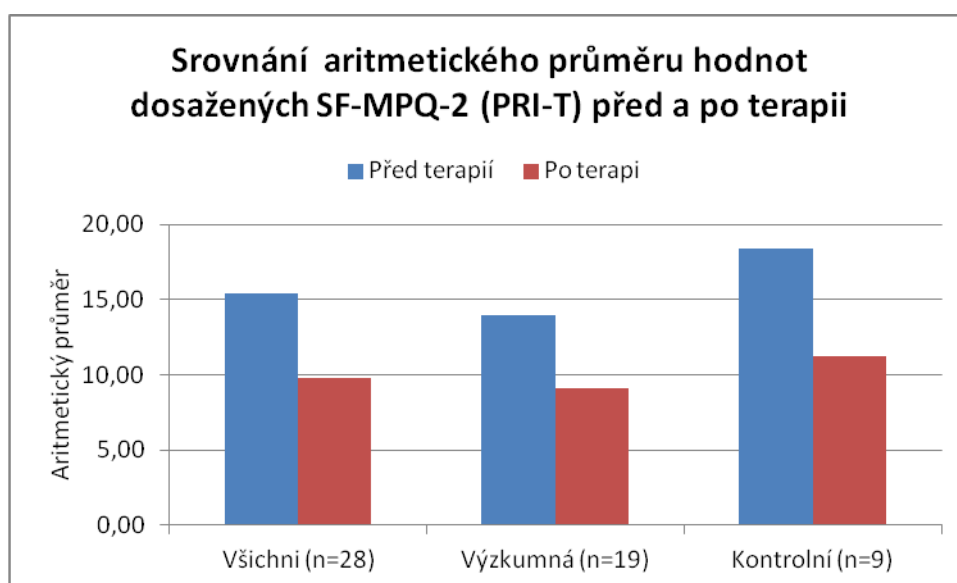
Výsledky dotazníku SF-MPQ-2 pro hodnotu PRI-T před zahájením a po ukončení terapie u výzkumné a kontrolní skupiny jsou zobrazeny v následujících dvou tabulkách a obrázcích (pro lepší přehlednost). V tabulkách i grafech jsou porovnávány aritmetické průměry (Tabulka 5, Obrázek 18) a mediány (Tabulka 6, Obrázek 19) hodnot dosažených v komponentě PRI-T. Dosažené hodnoty průměrů jsou zaokrouhleny na dvě desetinná místa.

Tabulka 5. Aritmetické průměry hodnot dosažených v SF-MPQ-2 (PRI-T)

#### Aritmetický průměr

Proměnná	Všichni (n=28)	Výzkumná (n=19)	Kontrolní (n=9)
SF-MPQ-2_před	15,43	14,00	18,44
SF-MPQ-2_po	9,79	9,11	11,22

Obrázek 18. Srovnání aritmetického průměru hodnot dosažených v SF-MPQ-2 před první a po poslední terapii

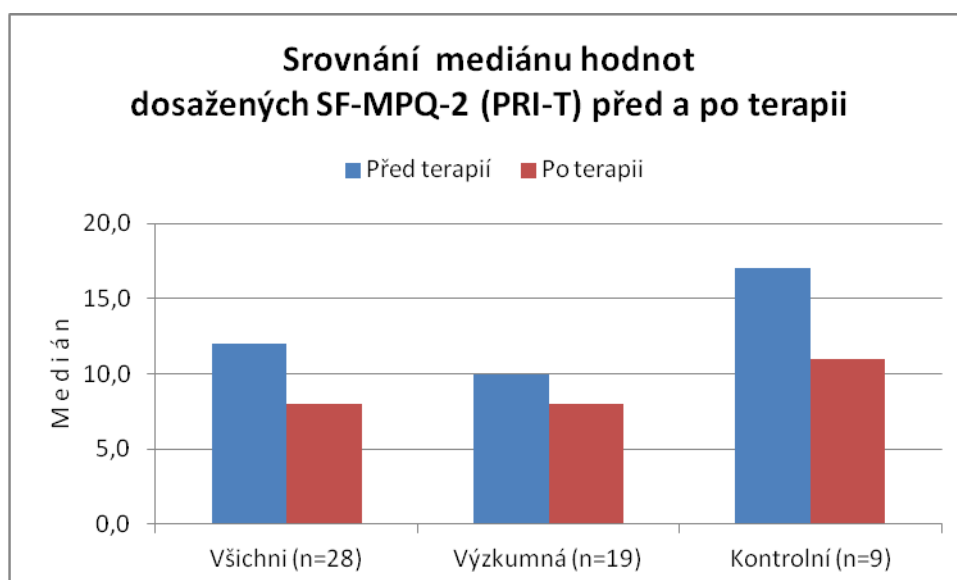


Legenda: SF-MPQ-2 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity, PRI-T – Celkový index bolesti, Všichni (n=28) – všichni pacienti dohromady v jedné skupině bez rozdílu, Výzkumná skupina (n=19) – výzkumná skupina, Kontrolní skupina (n=9) – kontrolní skupina

Tabulka 6. Mediány hodnot dosažených v SF-MPQ-2 (PRI-T)

<b>Medián</b>			
Proměnná	Všichni (n=28)	Výzkumná (n=19)	Kontrolní (n=9)
SF-MPQ-2_před	12,0	10,0	17,0
SF-MPQ-2_po	8,0	8,0	11,0

Obrázek 19. Srovnání mediánu hodnot dosažených v SF-MPQ-2 před první a po poslední terapii

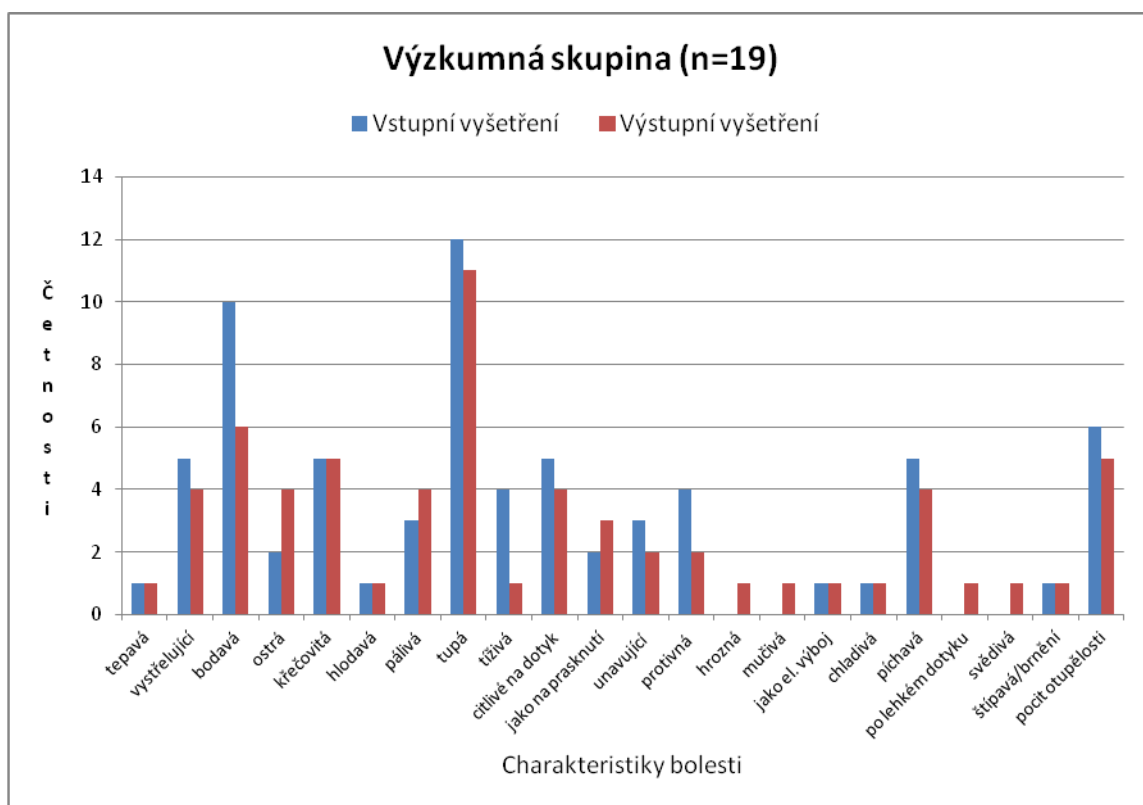


Legenda: SF-MPQ-2 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity, PRI-T – Celkový index bolesti, Všichni (n=28) – všichni pacienti dohromady v jedné skupině bez rozdílu, Výzkumná skupina (n=19) – výzkumná skupina, Kontrolní skupina (n=9) – kontrolní skupina

Z uvedených hodnot jak aritmetických průměrů, tak mediánů vyplývá, že došlo ke změnám v subjektivním hodnocení bolesti po ukončení terapie jak u výzkumné a kontrolní skupiny, tak u skupiny všech bez rozdílu příslušnosti. Jednalo se o pozitivní změny ve smyslu snížení intenzity bolesti. Výrazněji se toto snížení intenzity bolesti projevilo v hodnotách aritmetického průměru i mediánu u kontrolní skupiny. Z grafu lze také vyčíst, že intenzita bolesti (aritmetický průměr i medián) před zahájením terapie byla u výzkumné skupiny výrazně nižší než u kontrolní skupiny. Také po ukončení terapie byla intenzita bolesti (aritmetický průměr i medián) u výzkumné skupiny nižší než u kontrolní, avšak rozdíl již nebyly tak výrazný.

Z výsledků SF-MPQ-2 byla také provedena analýza četnosti zastoupení jednotlivých charakteristik bolesti před zahájením a po ukončení terapie u výzkumné (Obrázek 20) a kontrolní skupiny (Obrázek 21).

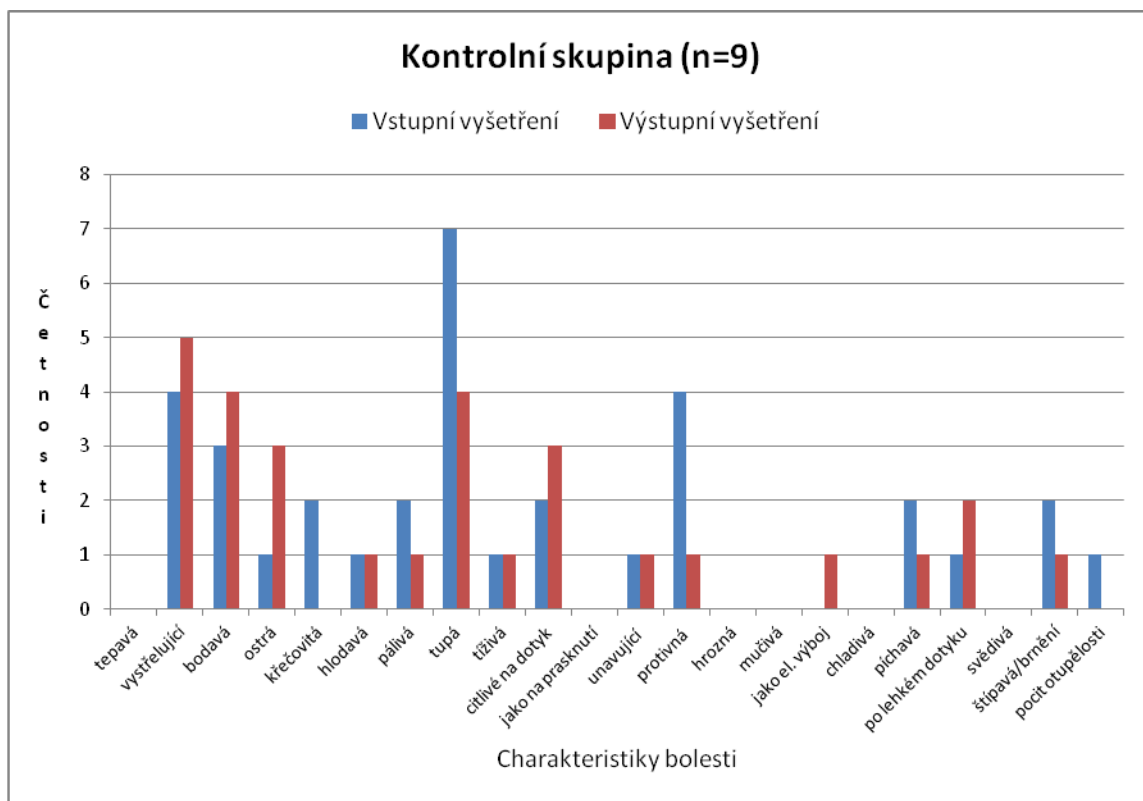
Obrázek 20. Četnosti zastoupení jednotlivých charakteristik bolesti v dotazníku SF-MPQ-2 u výzkumné skupiny



Legenda: Četnosti – počet pacientů ve výzkumné skupině, u kterých se daná charakteristika bolesti objevila, Charakteristiky bolesti – typy bolesti uvedené v dotazníku SF-MPQ-2



Obrázek 21. Četnosti zastoupení jednotlivých charakteristik bolesti v dotazníku SF-MPQ-2 u kontrolní skupiny



Legenda: Četnosti – počet pacientů v kontrolní skupině, u kterých se daná charakteristika bolesti objevila, Charakteristiky bolesti – typy bolesti uvedené v dotazníku SF-MPQ-2

Výběr jednotlivých charakteristik byl značně individuální. Nejčastěji zmiňovanou charakteristikou při vstupním vyšetření ve výzkumné skupině byla bolest tupá, bodavá a pocit otupělosti; v kontrolní skupině pak také bolest tupá a dále bolest vystřelující a protivná.

Při výstupním vyšetření u výzkumné skupiny pacienti nejčastěji uváděli opět bolest tupou, bodavou, křečovitou a pocit otupělosti; u kontrolní skupiny pak bolest vystřelující, bodavou a tupou. Alespoň jednou však byly zmíněny téměř všechny charakteristiky.

U výzkumné skupiny došlo k nejmarkantnějšímu snížení v charakteristice bodavé bolesti, a to o 40 %. Snížení dalších charakteristik již nebylo tak výrazné.

#### 5.1.4 Porovnání průměrné naměřené hodnoty testu somatognozie v horizontální a vertikální rovině oproti skutečné hodnotě rozměru ramen

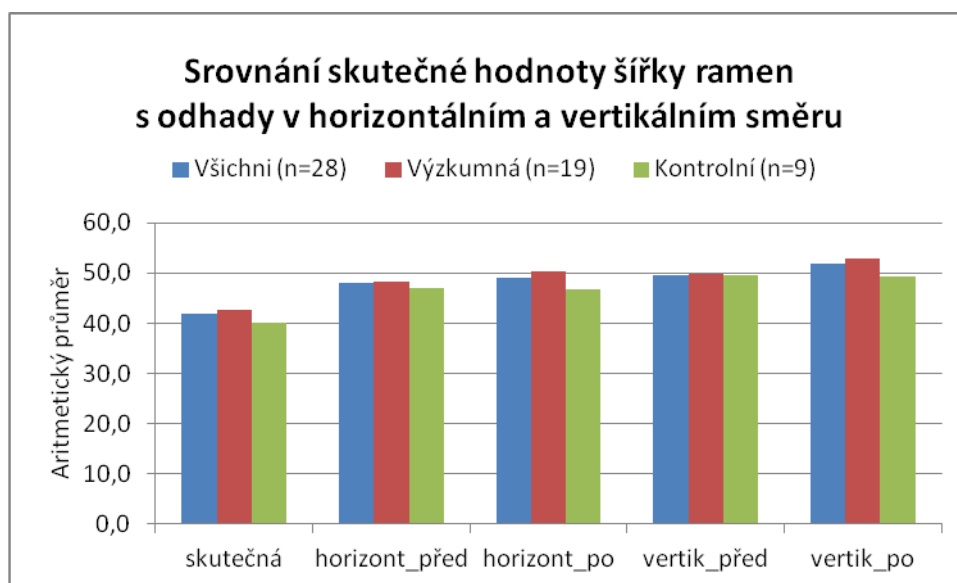
Pro zhodnocení představy pacientů o jejich vlastním těle byl ještě navíc mimo rámec základního tématu této diplomové práce proveden test somatognozie podle Koláře (2009). Porovnání skutečné naměřené hodnoty rozměru ramena a průměrné naměřené hodnoty v testu somatognozie v horizontální a vertikální rovině před zahájením a po ukončení terapie u výzkumné a kontrolní skupiny je uvedeno v následující tabulce (Tabulka 7) a pro lepší přehlednost i na obrázku (Obrázek 22). Hodnoty aritmetických průměrů jsou uvedeny v centimetrech.

Tabulka 7. Aritmetické průměry skutečné hodnoty šířky ramen a průměrných hodnot naměřených v testu somatognozie v horizontální a vertikální rovině

##### Aritmetický průměr

Hodnota měření	Všichni (n=28)	Výzkumná (n=19)	Kontrolní (n=9)
skutečná	41,79	42,63	40,00
horizont_před	47,96	48,39	47,06
horizont_po	49,18	50,32	46,78
vertik_před	49,64	49,71	49,50
vertik_po	51,88	53,03	49,44

Obrázek 22. Srovnání skutečné hodnoty šířky ramen a průměrných hodnot naměřených v testu somatognozie v horizontální a vertikální rovině



Legenda: skutečná – skutečně naměřená šířka ramen, horizont\_před – průměr ze dvou měření v horizontální rovině před první terapií, horizont\_po – průměr ze dvou měření v horizontální rovině

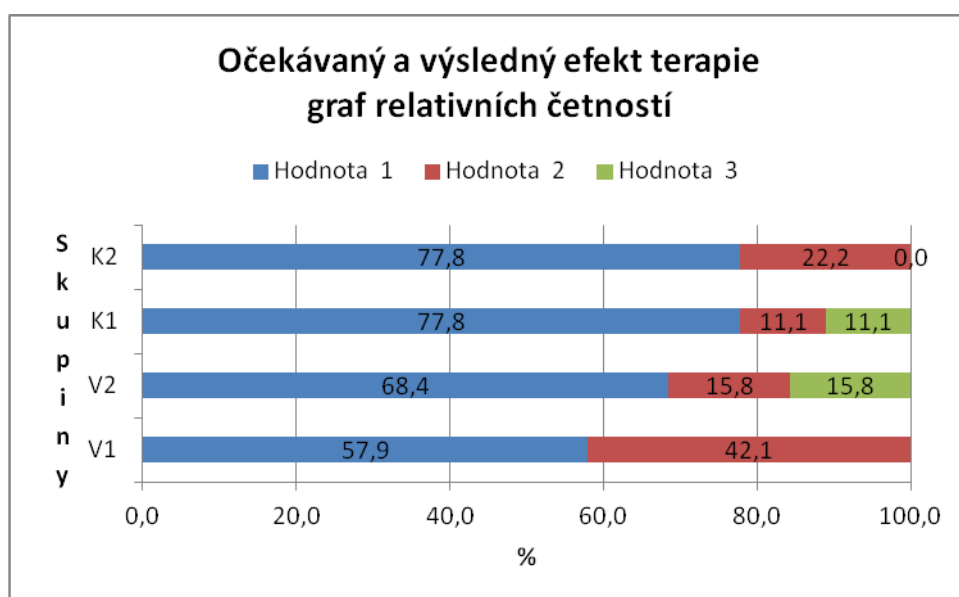
po poslední terapii, vertik\_před – průměr ze dvou měření ve vertikální rovině před první terapií, vertik\_po – průměr ze dvou měření ve vertikální rovině po poslední terapii

Z výsledků porovnání aritmetických průměrů naměřených hodnot je patrné že, ve všech měřeních před zahájením terapie i po jejím ukončení jak u výzkumné, tak u kontrolní skupiny nedošlo k výrazným změnám odhadu hodnoty šířky ramen. Pacienti ve výzkumné i kontrolní skupině i pacienti ve skupině všech bez rozdílu příslušnosti ke skupině měli tendenci uvádět větší rozměr v horizontální i vertikální rovině než byla skutečná šířka jejich ramen. Nebyl zaznamenán výraznější rozdíl mezi skupinami navzájem, ani v rámci jednotlivých skupin. U výzkumné skupiny došlo dokonce k nárůstu odhadu šířky ramen po ukončení terapie oproti odhadu před zahájením terapie, a to v obou rovinách.

#### 5.1.5 Výsledky získané z dotazníku „spokojenosti s terapií“

Dotazník „spokojenosti s terapií“ porovnával očekávání pacientů od terapie a její skutečné výsledky. Pacienti v něm hodnotili efekt terapie jako ve škole (1 – výborný, 5 – nedostatečný) (Příloha 8, Tabulka 8). Výsledky dotazníku „spokojenosti s terapií“ po ukončení terapie u výzkumné a kontrolní skupiny jsou zobrazeny na nadcházejícím obrázku (Obrázek 23). V grafu jsou zobrazeny relativní četnosti hodnot dosažených v dotazníku „spokojenosti s terapií“, které jsou pro přehlednost uvedeny v procentech zaokrouhlených na jedno desetinné místo.

Obrázek 23. Graf relativních četností očekávaného a výsledného efektu terapie



Legenda: V1 – výzkumná skupina očekávání, V2 - výzkumná skupina výsledek, K1 – kontrolní skupina očekávání, K2 – kontrolní skupina výsledek

Z grafu lze vyčíst, že výsledek terapie jak u výzkumné, tak u kontrolní skupiny (v případě hodnoty 1) předčil, či byl roven očekávání. Dále můžeme vidět, že očekávání výzkumné skupiny před terapií bylo velmi pozitivní (pouze hodnoty 1 a 2). U kontrolní skupiny bylo očekávání ještě vyšší (u hodnoty 1), ale současně se v této skupině vyskytla i ne zcela optimisticky přesvědčená hodnota 3. Výsledný efekt po ukončení terapie byl podle hodnocení pacientů velmi pozitivní, třebaže se u výzkumné skupiny v hodnocení vyskytla i hodnota 3. U výzkumné skupiny došlo ke zvýšení výskytu hodnoty 1 u výsledného efektu terapie oproti očekávání, u hodnoty 2 došlo ke snížení výskytu u výsledného efektu terapie oproti očekávání a navíc se v hodnocení efektu terapie oproti očekávání objevila i hodnota 3.

## 5.2 Odpovědi na výzkumné otázky

Pro odpovědi na výzkumné otázky byl zvolen Mann-Whitney U test (Tabulka 9), což je neparametrický test, který se používá pro porovnání hodnot mezi dvěma nezávislými skupinami, tj. výzkumná a kontrolní skupina. Dále byl použit Wilcoxonův párový test (Tabulka 10), což je také neparametrický test, který se však používá pro porovnání dvou závislých proměnných, tj. hodnot v rámci skupiny. Oba testy jsou statisticky významné na hladině  $p < 0,05$ .

Tabulka 9. Hodnoty statistické významnosti při porovnání výzkumné a kontrolní skupiny před první terapií a po poslední terapii

### Porovnání skupin (Výzkumná x Kontrolní)

Grouping Variable: skupiny	Mann-Whitney U	Z	Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)] úroveň p
BBS_1	76,5	-,665	0,664
horizont_před	74,0	-,567	0,595
vertik_před	84,5	-,049	0,962
Doopravdy_1	47,5	-1,880	0,061
DIBDA_1	71,5	-,740	0,498
SF-MPQ-2_1	59,5	-1,282	0,205
BBS_2	85,5	0,000	1,000
horizont_po	69,0	-,812	0,438
vertik_po	61,0	-1,206	0,243
DIBDA_2	57,5	-1,479	0,172
SF-MPQ-2_2	66,5	-,940	0,357
Očekávání_2	72,5	-,763	0,530
Výsledek_2	74,5	-,682	0,595

Legenda: Z – testovací kritérium, p – hladina významnosti, BBS\_1 – Bergové balanční škála před první terapií, horizont1\_před - test somatognozie, průměr ze dvou měření v horizontální rovině před první terapií, vertik1\_před - test somatognozie, průměr ze dvou měření ve vertikální rovině před první terapií, Doopravdy\_1 – test somatognozie, skutečně naměřená hodnota šířky ramen, DIBDA\_1 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami před první terapií, SF-MPQ-2\_1 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity před první terapií, BBS\_2 – Bergové balanční škála po poslední terapii, horizont2\_po - test somatognozie, průměr ze dvou měření v horizontální rovině po poslední terapii, vertik2\_po - test somatognozie, průměr ze dvou měření ve vertikální rovině po poslední terapii, DIBDA\_2 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami po poslední terapii, SF-MPQ-2\_2 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity po poslední terapii, Očekávání\_2 – očekávaná úspěšnost terapie, Výsledek\_2 – skutečný efekt terapie

Tabulka 10. Hodnoty statistické významnosti při porovnání v rámci výzkumné a kontrolní skupiny a skupiny všech bez rozdílu příslušnosti před první terapií a po poslední terapii

**Porovnání měření (před a po)**

	Všichni (n=28)		Výzkumná (n=19)		Kontrolní (n=9)	
	Z	Asymp. Sig. (2-tailed) úroveň p	Z	Asymp. Sig. (2-tailed) úroveň p	Z	Asymp. Sig. (2-tailed) úroveň p
<b>BBS_2 - BBS_1</b>	-2,121	<b>0,034</b>	-1,890	<b>0,059</b>	-1,000	<b>0,317</b>
<b>horizont_před - horizont_po</b>	-0,385	<b>0,701</b>	-0,545	<b>0,586</b>	-0,178	<b>0,859</b>
<b>vertik_před - vertik_po</b>	-0,843	<b>0,399</b>	-1,308	<b>0,191</b>	-1,362	<b>0,173</b>
<b>DIBDA_2 - DIBDA_1</b>	-3,753	<b>0,000</b>	-3,066	<b>0,002</b>	-2,236	<b>0,025</b>
<b>SF-MPQ_2 – SF-MPQ_1</b>	-2,416	<b>0,016</b>	-1,788	<b>0,074</b>	-1,682	<b>0,092</b>
<b>výsledek - očekávání</b>	0,000	<b>1,000</b>	-0,333	<b>0,739</b>	-0,447	<b>0,655</b>

Legenda: Z – testovací kritérium, p – hladina významnosti, BBS\_1 – Bergové balanční škála před první terapií, BBS\_2 – Bergové balanční škála po poslední terapii, horizont1\_před - test somatognozie, průměr ze dvou měření v horizontální rovině před první terapií, horizont2\_po - test somatognozie, průměr ze dvou měření v horizontální rovině po poslední terapii, vertik1\_před - test somatognozie, průměr ze dvou měření ve vertikální rovině před první terapií, vertik2\_po - test somatognozie, průměr ze dvou měření ve vertikální rovině po poslední terapii, DIBDA\_1 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami před první terapií, DIBDA\_2 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami po poslední terapii, SF-MPQ-2\_1 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity před první terapií, SF-MPQ-2\_2 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity po poslední terapii, Očekávání\_2 – očekávaná úspěšnost terapie, Výsledek\_2 – skutečný efekt terapie

### 5.2.1 Odpovědi na výzkumné otázky V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub> a V<sub>3</sub>

Z hodnot uvedených v Tabulce 9 vyplývá, že mezi výzkumnou a kontrolní skupinou nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly v hodnotách dosažených v BBS před terapií ani po ní.

Z Tabulky 10 pak můžeme vyčíst, že u výzkumné skupiny rovněž nedošlo k žádným statisticky významným rozdílům v hodnotách dosažených v BBS před zahájením první a po ukončení poslední terapie.

### 5.2.2 Odpovědi na výzkumné otázky V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub> a V<sub>6</sub>

Hodnoty uvedené v Tabulce 9 ukazují, že mezi výzkumnou a kontrolní skupinou nebyly nalezeny žádné rozdíly na hladině statistické významnosti ( $p < 0,05$ ) v hodnotách dosažených v dotaznících bolesti (DIBDA a SF-MPQ-2) před zahájením terapie ani po jejím ukončení.

U výzkumné skupiny byl nalezen rozdíl na hladině vysoké statistické významnosti (0,002) v hodnotách dosažených v dotazníku DIBDA před zahájením první a po ukončení poslední terapie (Tabulka 10). Stejně tak byl nalezen vysoce statisticky významný rozdíl (0,025) v hodnotách dosažených v dotazníku DIBDA i u kontrolní skupiny.

### 5.2.3 Odpovědi na výzkumné otázky V<sub>7</sub>, V<sub>8</sub> a V<sub>9</sub>

Z výsledků zobrazených v Tabulce 9 vyplývá, že mezi výzkumnou a kontrolní skupinou nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly v porovnání průměrné naměřené hodnoty testu somatognozie oproti skutečně naměřené hodnotě šířky ramen před zahájením terapie ani po jejím ukončení.

Z Tabulky 10 je patrné, že u výzkumné skupiny rovněž nedošlo k žádným statisticky významným rozdílům v porovnání průměrné naměřené hodnoty testu somatognozie oproti skutečně naměřené hodnotě šířky ramen před zahájením první a po ukončení poslední terapie.

Diplomová práce vznikla v rámci řešení výzkumného grantu studentské soutěže IGA. Další spoluředitelka Monika Pírková prezentuje své výsledky ve své diplomové práci Hodnocení efektu rehabilitační léčby s využitím interaktivních videoher u osob s chronickými bolestmi v dolní části zad pomocí měření stoje na tenzometrické plošině

### 5.3 Návrh terapie pomocí interaktivních videoher u pacientů s LBP

Technické podmínky jsou zajištěny herními konzlemi Nintendo Wii nebo Xbox 360 Kinect a televizí, k jejíž obrazovce je možné konzole připojit. Je třeba mít kolem sebe dostatečně velký herní prostor. Pokud pracujeme se systémem Xbox 360 Kinect, měl by být herní prostor nejlépe ve tvaru čtverce o hraně minimálně 1,8 metru (nutná vzdálenost uživatele od televizní obrazovky – respektive od senzoru Kinect) a maximálně 3,6 metru (na větší vzdálenost není senzor schopen snímat).

#### 5.3.1 Příprava před terapií

Před terapií by měl být pacient edukován, jak vypadá správné držení těla (tj. korigovaný stoj), jak toto držení správně zaujmou a jak jej udržet během herní terapie. Před vlastní terapií by měl pacient tento stoj alespoň částečně a po kratší dobu zvládat.

Před každým použitím Xboxu je nutné správně nakalibrovat herní prostor, ve kterém se bude pacient následně pohybovat. V případě, že tento vymezený prostor během hry opustí, bude systémem upozorněn, aby se vrátil zpět do herního pole. Cvičení na balanční plošině Wii Balance Board probíhá bez bot, nejlépe úplně naboso. Na plošině není dovoleno skákat, ale jen přenášet váhu, zvedat paty nebo špičky či překračovat z jedné nohy na druhou. U cvičení s Xboxem záleží na typu hry, většinou se také cvičí bez bot, ale pro některé hry je vhodnější sportovní obuv.

Pacient je předem seznámen s tím, jak bude konkrétní hra probíhat, co je jeho úkolem a jak tento úkol co nejlépe splnit. Z tohoto důvodu je nutná přítomnost terapeuta během cvičení. Terapeut pacienta poučí a vysvětlí mu vše potřebné, neboť ze zkušenosti víme, že mnoho otázek vyvstane až během samotné terapie.

#### 5.3.2 Průběh vlastní terapie

Terapie by měla být dávkována postupně. Je výhodné začínat hry od nejjednodušších v daných systémech (kategorie „začátečník“) a poté, až si pacient osvojí princip ovládání a strategii dané hry, může podle úrovně svých schopností přecházet k těm složitějším a posturálně náročnějším (kategorie „pokročilý“). Ovšem i v začátečnické kategorii se náročnost her postupně zvyšuje. Většinou her u Nintendo Wii i u Xboxu je pacient provázen virtuální asistentkou, která mu vysvětluje, co má v dané hře dělat a následně mu hru/cvik sama předvede. Nevýhodou pro některé pacienty může být, že instrukce ke hrám jsou podávány v anglickém jazyce (ani jeden systém zatím nebyl přeložen do českého jazyka). I z tohoto důvodu je nutná přítomnost terapeuta, který vše řádně vysvětlí a ukáže. V průběhu cvičení či hraní pak také pacienta koriguje, kontroluje správnost držení jeho těla, upozorňuje ho na případné chyby a samozřejmě také dohlíží na jeho bezpečnost.

Jako rizikový faktor, co se týče správnosti provádění konkrétního pohybu, se jeví snímání pohybovým senzorem Kinect. Tento senzor ne vždy přesně snímá a následně zobrazuje jednotlivé segmenty těla, které vykonávají pohyb. Zobrazení jednotlivých segmentů těla tak ne vždy odpovídá reálnému pohybu končetin pacienta, a proto nelze pohyb, který pacient provádí brát jako stoprocentně správný, přestože to tak na obrazovce vypadá. Také u balanční plošiny Nintendo Wii občas dojde k nepřesnému snímání pohybu COP, kvůli čemuž se po celou dobu jedné hry či cviku nemůžeme řídit výsledky, které nám ukazují. Obě tyto nepřesnosti tak narušují průběh a zpětnou vazbu terapie.

### 5.3.3 Terapie s využitím konkrétních prvků interaktivních videoher u pacientů s LBP

Z her, které nabízí konzole Nintendo Wii Fit Balance Board se jako nejvhodnější prostředek pro zlepšení rovnovážných schopností u těchto pacientů jeví hry z kategorie balančních, a to Ski Slalom, Balance Bubble, Penguin Slice či Table Tilt, které byly používány v této práci. Ve všech námi využívaných hrách během hraní docházelo k přesunům těžiště mediolaterálně, u Ski Slalomu a Balance Bubble také ventrálně a u hry Table Tilt se těžiště pohybovalo do všech směrů, podle toho, kam bylo třeba kuličku na nakloněné rovině dostat. Avšak i další balanční hry nabízené v této kategorii jsou přínosné ve snaze pacientů o zlepšení rovnováhy. Jako alternativa ke Ski Slalomu je zde i Snowboard Slalom, dále hra Candle, chůze po laně či jízda na vozítku Segway (v kategorii „pokročilých“).

U pacientů s LBP nesmíme zapomínat na jejich potenciální rychlou únavnost, často způsobovanou právě stojem či opakováním jedné činnosti v jedné poloze po delší dobu. Proto je výhodné u nich využívat spíše hry lehce dynamické a pravidelně je na kratší dobu střídát se statictějšími prvky, aby si odpočinuli. Ne úplně vhodná je pro tyto pacienty převážná většina jógových pozic nabízená Nintendem Wii, neboť jsou hodně posturálně náročné a pacienti si často stěžují na bolesti v zádech způsobené dlouhotrvající statickou polohou, často navíc v docela extrémní pozici.

Z her, které obsahuje konzole Xbox 360 Kinect nejvíce odpovídají požadavkům na terapii pro zlepšení rovnováhy u pacientů s LBP hry z kategorie Classes, a to konkrétně Zenová cvičení, případně pro ještě zdatnější pacienty i Jógová cvičení. Tyto hry také obsahují jednotlivé pozice z jógy, ale na rozdíl od Nintenda jsou tyto pozice poskládány do krátkých sestaviček a postupně, plynule se mění. Jedné se o jakousi směs jógy, tai-chi a senzomotorického cvičení, která je posturálně a koordinačně náročnější a proto by se měla do terapie zařazovat, až v době kdy mají pacienti již dostatečně vytrénovanou rovnováhu, aby toto cvičení byli schopni provádět dostatečně korektně. Lepší v této fázi terapie je na začátek zařadit pouze nějaké jednodušší cvičení či hru na



„rozehrátí“ (např. Ski Slalom na Nintendo Wii) a poté se již věnovat jen zenovému cvičení. Tato cvičení velmi zlepšují koordinaci pohybů, uvědomění si polohy a pohybů těla a zvyšují lehkost, ladnost a plynulost pohybu.

Terapie pomocí interaktivních videoher se osvědčila jako velice užitečný a zajímavý doplněk ke konvenční rehabilitaci pacientů s LBP, avšak zcela nahradit konvenční terapii nemůže. Aby byli pacienti schopni optimálně a korektně provádět zadané prvky her a cvičení na herních konzolích, musí být nejprve schopni aktivovat svůj HSS a pak teprve mohou tuto dovednost vnést do her a následně i do běžného života. Interaktivní videohry však mohou u pacientů vzbudit zájem o pohyb a motivovat je k jeho uskutečňování, třebaže jen doma před televizí, což je podle mého názoru hlavním přínosem těchto moderních terapeutických systémů.

## 6 DISKUZE

S nespecifickými bolestmi dolní části zad (LBP) se během svého života setkají asi tři čtvrtiny lidí, přičemž u 10 % z nich jsou to bolesti chronické (Forward & Wallace, 2008). Cílem této práce bylo zhodnotit vliv rehabilitační terapie pomocí interaktivních videoher právě u pacientů s nespecifickými chronickými bolestmi v oblasti bederní části zad. Srovnávána byla s běžně používanou kinezioterapií zaměřenou na tutéž oblast. Efekt byl hodnocen podle dosažených výsledků Bergové balanční škály a dotazníků bolesti Short-Form McGill Pain Questionnaire-2 a Dotazníku interference bolesti s denními aktivitami.

Předpokladem této práce je zhoršená posturální stabilizace u pacientů a LBP a proto je terapie cílena na zlepšení posturálních vlastností prostřednictvím aktivace hlubokého stabilizačního systému a zlepšení rovnovážných schopností pomocí balančních cvičení. K dosažení tohoto cíle bylo použito interaktivních videoher pracujících na principu biofeedbacku.

Studie Maribo, Schiøttz-Christensen, Jensen, Andersen a Stengard-Pedersen (2012) se zabývala změnami v řízení postury u pacientů trpících LBP, kteří se během stoje spoléhali spíše na zrak než na ostatní senzorické systémy. Jedním z mechanismů, které poškozují posturální stabilitu by mohlo být právě snížení somatosenzorické informace. Je-li však zhoršená posturální stabilita prediktorem nebo důsledkem bolesti zad není stále známo.

### **Diskuze k výsledkům získaným z hodnot dosažených v Bergové balanční škále**

Bylo zjištěno, že neexistují statisticky významné rozdíly v hodnotách dosažených v Bergové balanční škále mezi výzkumnou a kontrolní skupinou před první ani po poslední terapii. To je zřejmě důsledkem toho, že obě skupiny jsou tvořeny pacienty s LBP. Bergové balanční škála je primárně určena pro pacienty s nějakým typem neurologického deficitu (nejčastěji pacienti po cévní mozkové příhodě) proto je pro pacienty účastníci se této studie příliš „měkkým“ měřítkem. Ve srovnání s pacienty po cévní mozkové příhodě jsou pacienti s LBP v podstatě „zdraví jedinci“ a není se tedy čemu divit, že téměř všichni jak ve výzkumné, tak i kontrolní skupině získali nejvyšší možný počet bodů jak na začátku, tak na konci terapie. Tato škála však byla vybrána pro různorodost svých úkolů, které zeširoka prověřily rovnovážné dovednosti pacientů v mnoha ohledech.

Při porovnání hodnot v rámci výzkumné skupiny rovněž nebyly prokázány rozdíly na hladině statistické významnosti, avšak v tomto srovnání se dosažené hodnoty již této hladině těsně blížily (0,059). Zde se poprvé projevila zásadní limita této studie, a to malý počet účastníků. Při vyhodnocení tohoto parametru ve skupině všech bez rozdílu příslušnosti ke skupinám (která se

v této studii uvádí právě kvůli demonstraci významu počtu účastníků), čítající dohromady 28 účastníků se již totiž rozdíl na hladině statistické významnosti projevil hodnotou 0,034.

Studie Agmon, Perry, Phelan, Demiris, a Nguyen (2011) potvrzuje, že pro to aby hodnoty získané z BBS nabyly statistické významnosti je třeba rozdílu ve vstupních a výstupních hodnotách alespoň o čtyři body.

### **Diskuze k výsledkům získaným hodnot dosažených v dotaznících bolesti**

Při porovnání hodnot dosažených v dotaznících bolesti DIBDA a SF-MPQ-2 mezi výzkumnou kontrolní skupinou před začátkem a po ukončení terapie nebyly nalezeny rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  ani v jednom z případů. Přestože hodnoty získané od obou skupin byly ve svých maximech u dotazníku SF-MPQ-2 před terapií značně rozdílné (výzkumná skupina maximum 53 bodů, kontrolní skupina 40 bodů), u dotazníku DIBDA dosáhly u obou skupin prakticky stejných hodnot (maximum 3 a minimum 0).

Při porovnání hodnot v rámci výzkumné skupiny před začátkem terapie a po jejím ukončení u dotazníku DIBDA, byl v tomto parametru zaznamenán rozdíl na hladině vysoké statistické významnosti 0,002. Taktéž u kontrolní skupiny bylo dosaženo statisticky významného rozdílu před začátkem terapie a po jejím ukončení na hladině statistické významnosti 0,025. A opět bylo zaznamenáno, že pokud by došlo ke sloučení obou skupin do jedné bez rozdílu příslušnosti ( $n=28$ ) dosáhla by statistická významnost dokonce hladiny 0,000 z důvodu vyššího počtu proměnných.

Výsledky získané z dotazníku SF-MPQ-2 u výzkumné ani u kontrolní skupiny před začátkem terapie ani po ukončení terapie neprokázaly rozdíly na hladině statistické významnosti, avšak opět jen velmi těsně. Hodnota statistické významnosti pro výzkumnou skupinu byla v tomto parametru 0,080, což by při vyšším počtu účastníků opět mohlo vést ke statisticky významnému rozdílu. To také potvrzuje výsledek zaznamenaný u sloučené porovnávací skupiny všech bez rozdílu příslušnosti ( $n=28$ ), kde byl prokázán rozdíl na hladině statistické významnosti 0,016.

Z těchto výsledků tedy vyplývá, že terapie v otázce snížení či úplného odstranění intenzity bolesti byla úspěšná jak u výzkumné skupiny využívající interaktivní videohry, tak u skupiny kontrolní, která využívala běžnou kinezioterapii zaměřenou na bederní oblast. Využití i interaktivních videoher tedy nijak výrazně neovlivnilo výskyt a intenzitu bolesti ve srovnání s běžnou kinezioterapií.

Co se týká četnosti zastoupení jednotlivých charakteristik bolesti, byly zde v obou skupinách nejvíce zmiňovány bolest tupá, bodavá, vystřelující a pocit otupělosti. U obou skupin došlo po ukončení terapie ke snížení výskytu všech zmiňovaných charakteristik bolesti, ale došlo zde i k novému výskytu bolestí, jež nebyly před zahájením terapie uvedeny (např. hrozná, mučivá, jako

po lehkém dotyku či svědivá). Celkově však byl výběr jednotlivých charakteristik velice individuální a ze získaných výsledků se nedá nijak zobecňovat, která bolest je ta jediná nejtypičtější pro LBP. Všechny tyto výsledky tedy svědčí pro fakt zmiňovaný již u úvodních kapitolách přehledu poznatků zabývajících se definicí bolesti, a to že bolest je velice individuální a subjektivní zkušenost a pro každého má jiný rozměr i podobu.

### **Diskuze k výsledkům získaným z porovnání průměrné naměřené hodnoty testu somatognozie v horizontální a vertikální rovině oproti skutečné hodnotě šířky ramen**

Bylo zjištěno, že neexistují statisticky významné rozdíly v testu somatognozie dle Koláře (2009) v porovnání skutečně naměřené šířky ramen s průměrnými naměřenými hodnotami v horizontální a ve vertikální rovině mezi výzkumnou a kontrolní skupinou před zahájením ani po ukončení terapie.

Došlo zde však k zajímavému zjištění, a to v porovnání skutečně naměřené hodnoty šířky ramen mezi výzkumnou a kontrolní skupinou, kdy rozdíl mezi skupinami dosáhl statistické významnosti 0,061. To může být pravděpodobně způsobeno přítomností mužů ve výzkumné skupině (v kontrolní skupině byly pouze ženy), díky čemuž se zvýšila hodnota průměrné šířky ramen v celé skupině.

Při srovnání hodnot skutečně naměřené šířky ramen s průměrnými naměřenými hodnotami v horizontální a ve vertikální rovině u výzkumné skupiny před terapií a po terapii, nebyly zde nalezeny žádné statisticky významné rozdíly.

Pacienti jak ve výzkumné a kontrolní skupině, tak ve skupině všech bez rozdílu příslušnosti (n=28) měli tendence ukazovat vyšší hodnoty, než byla jejich skutečná šířka ramen. Dělo se tak při měření před zahájením terapie i při měření po jejím ukončení, kdy měli pacienti překvapivě ještě větší tendence „přestřelovat“ hodnoty.

Z tohoto výsledku by se tedy dalo usuzovat, že u pacientů s LBP dochází k poruše somatognozie, tedy k poruše představy o vlastním těle. Z výsledků studie však nelze určit, zda je porucha somatognozie prediktorem či důsledkem LBP.

### **Diskuze k výsledkům získaným z dotazníku „spokojenosti s terapií“**

Z výsledků získaných z dotazníku „spokojenosti s terapií“ vyplynulo, že rozdíly mezi výzkumnou a kontrolní skupinou před terapií a po terapii nenabývaly statisticky významných hodnot. Rovněž při porovnání výsledků získaných v rámci jednotlivých skupin, i v rámci skupiny všech bez rozdílu příslušnosti (n=28) před terapií a po terapii nedošlo k výskytu rozdílu na hladině statistické významnosti.

Z výsledků však lze vyčíst, že očekávání pacientů co se týká nového typu terapie, byla velice optimistická (hodnota 1) a u většiny (u 68,4 %) došlo k jejímu potvrzení v podobě skutečného výsledného efektu. Ve výzkumné skupině se ovšem vyskytli i účastníci, kteří měli vyšší očekávání od terapie pomocí interaktivních videoher, kterým výsledný efekt neodpovídal (hodnota 3 uvedená u 15,8 % účastníků).

Můžeme tedy říci, že terapie pomocí interaktivních videoher má na pacienty pozitivní motivační vliv a má tendenci vypadat „efektivněji“ než běžně používané metody rehabilitace.

### **Diskuze ke korelacím jednotlivých zkoumaných parametrů mezi sebou**

Korelace jednotlivých zkoumaných parametrů (BBS\_1, horizont\_1, vertik\_1, Doopravdy\_1, DIBDA\_1, SF-MPQ-2\_1, BBS\_2, horizont\_2, vertik\_2, DIBDA\_2, SF-MPQ-2\_2, Očekávání\_2 a Výsledek\_2) jsou znázorněny v Tabulce 11 pro výzkumnou skupinu a v Tabulce 12 pro kontrolní skupinu (Příloha 9).

Z důvodu přehlednosti a vazby na výše prezentované výsledky je zde věnována pozornost vzájemně korelujícím parametrům ve výzkumné skupině. U výzkumné skupiny dochází ke statisticky významným korelacím ( $p < 0,05$ ) mezi hodnotami získanými z BBS\_1, BBS\_2 a hodnotami získanými z dotazníku DIBDA. Dále spolu významně korelují hodnoty průměrů testů somatognozie ve vertikální rovině před první terapií a hodnoty průměrů testů somatognozie v horizontální rovině před první terapií. Taktéž hodnoty průměrů testů somatognozie v horizontální rovině před první terapií korelují s hodnotami průměrů testů somatognozie v horizontální rovině po poslední terapii. Totéž platí pro hodnoty testů somatognozie ve vertikální rovině. S hodnotami dotazníku DIBDA\_1 také korelují hodnoty průměrů somatognozie v horizontální i ve vertikální rovině po poslední terapii a hodnoty získané z dotazníku SF-MPQ-2\_1 před první terapií. Hodnoty získané z dotazníku SF-MPQ-2\_2 po poslední terapii také korelují s hodnotami dotazníku DIBDA\_2 po poslední terapii. Oba dva dotazníky rovněž korelují s věkem pacientů. Hodnoty skutečného výsledku terapie pak korelují s hodnotami získanými z dotazníku SF-MPQ-2\_2 po poslední terapii.

Tato studie má několik limit. Hlavní limitou je celkové poměrně malý počet účastníků. Pacienti jsou navíc ve skupinách rozdělení dosti nesouměrně; výzkumná skupina čítá 19 pacientů, zatímco kontrolní pouze 9, což je o více jak polovinu méně. Proto by bylo vhodné v budoucnu získat další hodnoty pro kontrolní skupinu pacientů.

Rovněž věkově byli pacienti značně nesourodí. Věkový rozptyl byl od 18 do 57 let. Nelze objektivně porovnávat pacienty v takto širokém věkovém spektru mezi sebou. Je jasné že, 57letý muž bude mít zcela odlišné posturální dovednosti, balanční schopnosti a jinou míru tolerance bolesti než 18letý sportující chlapec. Z tohoto důvodu by bylo užitečné, kdyby skupina osob byla věkově souměrná, ideálně buď skupina lidí v mladém dospělém věku (20-30 let), či skupina dospělých v plném produktivním věku (okolo 40 let).

Také zastoupení pohlaví v jednotlivých skupinách nebylo vyvážené, výzkumná skupina se skládala z 11 žen a 9 mužů, kdežto v kontrolní skupině byly pouze samé ženy. Jak již bylo výše zmíněno, to se ukázalo jako překvapivý fakt při porovnávání parametrů skutečné šířky ramen pacientů mezi skupinami, kdy rozdíl mezi šířkou ramen u výzkumné a kontrolní skupiny nabyl statistické významnosti 0,061. To mohlo být pravděpodobně způsobeno přítomností mužů ve výzkumné skupině, čímž došlo ke zvýšení průměrné hodnoty šířky ramen i mediánu šířky ramen v celé skupině.

Dále se s postupem času začalo ukazovat, že by bylo praktičtější, kdyby byla výzkumná skupina rozdělena do dvou podskupin, kdy by jedna podskupina absolvovala terapii pomocí systému Nintendo Wii a druhá podskupina pomocí Xboxu 360. Z tohoto rozdělení by se dalo posoudit, který z herních systémů je účinnější a vhodnější pro terapii poruch rovnováhy. Z našich zkušeností vyplývá, že terapii pomocí balanční plošiny Balance Board Nintenda Wii má významnější vliv na rovnovážné dovednosti. Je to způsobeno tím, že pacient musí neustále kontrolovat, kde se nachází jeho COP. Pro udržení COP ve vyznačeném prostoru se pacient musí zcela koncentrovat a plně zapojit proprioceptory na nohou, neboť se zde jedná o minimální přesuny váhy, které jsou zodpovědné za úspěch či neúspěch ve zvolené hře. Hry na Nintendo Wii jsou tedy značně posturálně náročnější než hry na Xboxu 360.

Nevýhodou herní konzole Xbox 360 Kinect je, že ne vždy přesně snímá daný pohyb těla, který pacient provádí. Pacienti pak mají tendenci místo korektního provádění cviku v korektní poloze sledovat svůj hologram na obrazovce a snažit se trefit do jeho pohybů, aby byli správně snímáni, což ne vždy odpovídá námi (terapeutem) požadovanému provedení.

Použití jen jednoho typu herního systému by mělo i výhodu časovou, neboť při přepínání jednoho herního systému na druhý docházelo k časovým prodlevám a rozptýlení pozornosti pacienta. Proto by bylo vhodnější využívat v rámci jedné intervence vždy jen jeden hrací systém.

Většina studií využitých pro tuto práci se zabývá terapií pomocí Nintendo Wii Fit Balance Board u nejrůznějších typů diagnóz. Nejčastěji se jedná o pacienty po cévní mozkové příhodě, neurologických úrazech či o seniory. Výjimkou ovšem není ani využití této moderní terapie u dětí a náctiletých. Všechny tyto diagnózy mají společný prvek, kterým je porucha rovnováhy, kterou se

výzkumníci snaží pomoci těchto metod zmírnit či zcela odstranit. Proto je nejfrekventovaněji využívaným příslušenstvím k základní herní sestavě právě balanční plošina Wii Balance Board. Pozitivní výsledky potvrzuje studie Pigforda a Andrewse (2010), která se zabývala zlepšením rovnováhy u 87letého muže, trpícího častými pády (4krát v posledních dvou měsících). Terapie probíhala pomocí her z řady Balančních her Ski slalom, Table Tilt a dále Deep Breathing ze sekce Jóga. Po terapii probíhající jednu hodinu šestkrát týdně po dobu dvou měsíců došlo ke zlepšení rovnováhy ve všech testech, kterými byl pacient hodnocen (BBS, Time Up and Go Test, Gait Speed, Activities-specific Balance Confidence Scale). Stejnou zkušenost potvrzuje i studie Agmona et al. (2011), která říká, že došlo ke zlepšení rovnováhy u sedmi seniorů ve věku 84 let ve všech zkoumaných parametrech (BBS a Timed 4-Meter Walk Test). Velkým pozitivem studie také bylo zjištění, že i v takto vysokém věku probandů je tento typ terapie bavil a motivoval k lepším výkonům.

Ovšem tento typ terapie nemusí být vhodný pro každého seniora. O tom hovoří studie Gerlingové a Masucha (2011). Autoři testovali použití herní konzole Nintendo Wii u starších lidí v domově pro seniory a z výsledků jejich studie vyplynulo, že byť obyvatelé pečovatelského domu hry velmi bavily, pro některé pacienty byly přímo nevhodné vzhledem k jejich úrazové historii (časté pády, výrazná nestabilita ve stoji, strach z pádu,...). Takovéto pacienty nemá smysl nutit do nových typů terapie, protože jim jejich obavy nedovolí si terapii dostatečně prožít a vychutnat a naopak u nich ještě mohou podpořit strach z pohybu.

Studie také velmi často porovnávají efekt interaktivních videoher s efektem tradičně používaných balančních programů. Z výsledků takovýchto prací vyplývá, že interaktivní hry jsou zábavnější, dynamičtější a více motivující forma terapie oproti tradičně využívaným postupům. Zároveň ale většina účastníků těchto studií dodává, že jejich korektní provedení je stejně náročné jako jakékoliv jiné cvičení (Brumels, Blasius, Cortring, Oumedian & Solberg, 2008).

Interaktivní videohry v posledních letech představují nový a uživatelsky atraktivní způsob jak trávit volný čas pohybovou aktivitou v pohodlí svého domova. Lze na nich najít a využívat širokou škálu různorodých aktivit a her, ke kterým by se někteří uživatelé jinak těžko dostávali. Jejich vyzkoušení v bezpečí virtuálního světa je pak může motivovat k jejich vyzkoušení i ve světě reálném. Z výsledků této práce vyplývá, že terapie pomocí interaktivních videoher nemá žádný statisticky významný vliv na zlepšení pohybových ani rovnovážných funkcí u pacientů s LBP v porovnání s běžně využívanou kinezioterapií. Jeví se však jako velice vhodný doplněk k této léčbě.

## 7 ZÁVĚR

Cílem práce bylo zhodnotit a porovnat efekt pohybové terapie prováděné pomocí interaktivních videoher u pacientů s chronickými bolestmi v dolní části zad. Pro hodnocení byly vybrány hodnoty získané z výsledků Bergové balanční škály a dotazníků bolesti SF-MPQ-2 a DIBDA; doplňkově, pro lepší představu o souboru pacientů a komplexnosti výzkumu, byly zhodnoceny i výsledky získané z testu somatognosie v porovnání s hodnotami skutečně naměřenými. Obě skupiny absolvovaly osm intervencí s tím, že výzkumná skupina podstoupila terapii pomocí interaktivních videoher a kontrolní skupina pomocí kinezioterapie. Obě skupiny prošly před první terapií vstupním a po poslední terapii výstupním vyšetřením, které bylo zaměřeno na zkoumání výše zmíněných parametrů.

Výsledky neprokázaly statisticky významné rozdíly v žádném ze zkoumaných parametrů mezi skupinami navzájem při srovnání hodnot naměřených před první a po poslední terapii.

Byly však nalezeny statisticky významné rozdíly u výzkumné i u kontrolní skupiny v rámci porovnání hodnot získaných před první a po poslední terapii. Nejmarkantnější a jediný statisticky významný rozdíl se objevil v porovnání výsledků dosažených v dotazníku bolesti DIBDA, a to jak v rámci jednotlivých skupin, tak i v případě sloučení obou skupin do jedné bez rozdílu příslušnosti, kde tento parametr vlivem vyššího počtu účastníků nabyl ještě markantnějšího rozdílu. Přestože u obou skupin došlo k pozitivním výsledkům, u výzkumné skupiny byl rozdíl v hodnotách dosažených v tomto parametru před a po terapii významnější než u kontrolní skupiny.

Zásadní limitou této studie byl malý počet účastníků, a proto byly výsledky v některých případech (SF-MPQ-2 a testy somatognosie) prezentovány i ve srovnání se skupinou všech účastníků dohromady bez rozdílů zařazení ( $n=28$ ) z důvodu názorné ukázky, jak může počet proměnných v souboru ovlivnit výsledné hodnoty. Bylo by tedy do budoucna vhodné doplnit studii o další naměřené údaje od většího počtu pacientů s bolestí dolní části zad, kteří by se účastnili terapie v obou skupinách.



## 8 SOUHRN

V rámci diplomové práce byl prostřednictvím dotazníků bolesti a Bergové balanční škály sledován vliv pohybové a balanční terapie s využitím interaktivních videoher u pacientů s chronickými bolestmi dolní části zad.

Teoretická část shrnuje anatomické a kineziologické poznatky o páteři, zaměřené především na bederní páteř, pojednává o posturální stabilitě a jejím vlivu na rovnovážné funkce a pohyb člověka. Podává základní informace o bolesti a jejím hodnocení, o bolesti v oblasti dolní části zad a o virtuální realitě a jejím využití v rehabilitaci.

Ve výzkumné části byly hodnoceny statické a dynamické rovnovážné funkce pomocí Bergové balanční škály a informace o charakteru a intenzitě bolesti získané prostřednictvím dotazníků bolesti Short-Form McGill Pain Questionnaire-2 a dotazníku interference intenzity bolesti s denními aktivitami. Výzkumný soubor tvořila skupina 19 probandů (11 mužů a 8 žen) v průměrném věku 31,58; kontrolní soubor se skládal z 9 probandů (pouze ženy) v průměrném věku 32,44. Všichni pacienti s chronickými nespecifickými bolestmi v dolní části zad absolvovali osm terapií; výzkumná skupina pomocí interaktivních videoher na konzolích Nintendo Wii a Xbox 360 Kinect, kontrolní skupina pomocí kinezioterapie.

Cílem práce bylo posoudit a zhodnotit rozdíly v rovnovážných schopnostech a subjektivním vnímání bolesti před a po absolvování rehabilitační terapie s využitím interaktivních videoher oproti běžně používané kinezioterapii.

Výsledky prokázaly statisticky významné rozdíly u výsledků subjektivního hodnocení bolesti získané z dotazníku interference intenzity bolesti s denními aktivitami (DIBDA), a to jak bez rozdílu příslušnosti k jednotlivým skupinám, tak i samostatně v rámci výzkumné i kontrolní skupiny.

## **9 SUMMARY**

By means of pain questionnaires and the Berg balance scale, the thesis examined the effects of physical therapy and balance therapy using interactive video games in patients with chronic low back pain.

The theoretical part summarizes the anatomy and kinesiology knowledge of the spine, focused on the lumbar spine, and discusses the postural stability and its impact on the equilibrium function and human movement. It provides basic information about pain and its assessment, about low back pain and about virtual reality and its use in rehabilitation.

The research part evaluates the static and dynamic equilibrium function using the Berg balance scale and information about the intensity and nature of pain obtained through the questionnaire of interference of pain intensity with daily activities (DIBDA) and Short-Form McGill Pain Questionnaire-2. The research sample group consisted of 19 subjects (11 men and 8 women) with an average age of 31.58; the control group consisted of 9 subjects (only women) with an average age of 32.44. All patients with chronic nonspecific low back pain underwent eight treatments; the research group using Nintendo Wii and Xbox 360 Kinect interactive video game consoles, and the control group using kinesiotherapy.

The aim was to assess and evaluate the differences in equilibrium skills and subjective perception of pain before and after the completion of rehabilitation therapy using interactive video games as compared to commonly used kinesiotherapy.

The results showed statistically significant differences in subjective pain assessment obtained through the DIBDA questionnaire, both without distinction of belonging to any of the groups, and within the research group and the control group.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Agmon, M., Perry, C. K., Phelan, E., Demiris, G., & Nguyen, H. Q. (2011). A pilot study of Wii Fit Exergames to improve balance in older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy, 34*, 161-167.
- Anonymous, (2011). *Wii fit bundle – Game Overview*. Retrieved 18. 6. 2014 from the World Wide Web: <http://www.nintendo.com/games/detail/302iyVngKObUqm2AVjLz9JmUof-y9Ln>.
- Anonymous. (2011). *Nintendo history*. Retrieved 18. 6. 2014 from the World Wide Web: [http://www.nintendo.co.uk/NOE/en\\_GB/service/nintendo\\_history\\_9911.html](http://www.nintendo.co.uk/NOE/en_GB/service/nintendo_history_9911.html).
- Anonymous. (2011). *Xbox 360*. Retrieved 24. 7. 2014 from the World Wide Web: <http://xboxfan.cz/index.php?p=19>.
- Anonymous. (2011). *Kinect*. Retrieved 24. 7. 2014 from the World Wide Web: <http://kinect.cz>.
- Basmajian, J. V. (1979). *Biofeedback: Principles and practice for clinicians*. Baltimore: The Williams & Wilkins Company.
- Bednařík, J. (2010). *Klinická neurologie – část speciální II*. Praha: Triton.
- Bednařík, J., & Kadaňka, Z. (2006). Bolesti v zádech. In Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. *Bolest*. Praha: Tigris, s. r. o.
- Berg, K. O., Wood-Dauphine, S. L., Williams, J. I., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly. Validation of an instrument. *Canadian Journal of Public Health, 83*(2), 7-11.
- Bieryla, K.A., & Dolda, N. M. (2013). Feasibility of Wii Fit training to improve clinical measures of balance in older adults. *Clinical Intervention in Aging, 8*, 775-781.
- Brumange, S., et al. (2004). Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neuroscience Letters, 366*(1), 63-66.
- Brumels, K. A., Blasius, T., Cortring, T., Oumedian, D., & Solberg, B. (2008). Comparison of efficacy between traditional and video game based balance programs. *Clinical Kinesiology, 62*(4), 26-31.
- Burdea, G., & Coiffet, P. (2003). *Virtual reality technology*. New Jersey: John Wiley&Sons, Inc., Hoboken.
- Cailliet, R. (1995). *Low back pain syndrome*. (5th ed.). Philadelphia.
- Carr, J., & Shepherd, R. (1998). *Neurological rehabilitation: optimizing motor performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Clark, R. A., Pua, Y.-H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K. E., Denehy, L. & Bryant, A. L. (2012). Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & Posture, 36*, 372-377.
- Chang, Y.-J., Chen, S.-F., & Huang, J.-D. (2011). A kinect-based system for physical rehabilitation: a pilot study for young adults with motor disabilities. *Research in*

- Developmental Disabilities*, 32(6), 2566-2570.
- Conradsson, M., Lundin-Olsson, L., Lindelöf, N., Littbrand, H., Malmqvist, L., Gustafson, Y., & Rosendahl, E. (2007). Berg Balance Scale: Intrarater test-retest reliability among older people dependent in activities of daily living and living in residential care facilities. *Physical Therapy*, 87(9), 1155-1163.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 1* (2nd ed.). Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Forward, D., P., & Wallace, W., A. (2008). *Synopsis of causations – low back pain*. United Kingdom.
- Freburger, J. K., Holmes, G. M., Agans, R. P., Jackman, A. M., Darter, J. D., Wallace, A. S., Castel, L. D., Kalsbeek, W. D., & Carey, T. S. (2009). The rising prevalence of chronic low back pain. *Archives of Internal Medicine*, 169(3), 251-258.
- Gerling, K., & Masucha, M. (2011). When gamind is not suitable for everyone: Playtesting Wii games frail elderly. *GAXID 11*, France: Bordeaux. Retrieved 21. 6. 2014 from the World Wide Web: <http://www.hci.usask.ca/uploads/249-1.pdf>.
- Gill - Gómez, J-A., Lloréns, R., Alcaniz, M., & Colomer, C. (2011). Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, (8)30.
- Hakl, M. (2011). *Léčba bolesti: současné přístupy k léčbě bolesti a bolestivých syndromů*. Praha: Mladá fronta.
- Halton, J. (2008). *Virtual rehabilitation with video games: A new frontier for occupational therapy*. Retrieved from the World Wide Web: 18. 6. 2014 <http://www.caot.ca/otnow/jan%2008/virtual.pdf>
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2003). *Biomechanical basis of human movement*. Baltimore: Lippincot: Williams & Wilkins.
- Helcl, F. (2008). Aktivní životní styl a jeho změny u nemocných s chronickou bolestí bederní páteře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(1), 27-31.
- Hodges, P. W., & Moseley, L. G. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 361-370.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis [Abstract]. *Spine*, 21(22), 2640-2650.

- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1998). Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders*, 11(1), 46-56.
- Horák, S., & Tomšová, J. (2010). Vyšetření a léčba bolestí zad z pohledu fyzioterapie. *Medicína pro praxi*, 7(3), 122-124.
- Jacobson, G. P., Newman, C. W., & Kartush, J. M. (1997). *Handbook of balance function testing*. New York: Thomson Delmar Learning.
- Jalovcová, M. & Pavlů, D. (2010). Stabilizační systém a role m. transverses abdominis. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(4), 174-180.
- Janáčková, L. (2007). *Bolest a její zvládnání*. Praha: Portál.
- Janda, V. (1984). *Zákady kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch: určeno pro rehabilitační pracovníky*. Brno: Ústav pro další vzdělávání.
- Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jelsma, D., Geuze, R. H., Mombarg, R., & Smith-Engelsman, B. C. M. (2013). The impact of Wii Fit intervention on dynamic balance control in children with probable Developmental Coordination Disorder and balance problems. *Human Movement Science*, 33, 404-418.
- Kálal, J., Kozák, J., & Horáček, O. (2006). Bolest jako faktor indikující a limitující rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(4), 172-176.
- Kasík, J. (2002). *Vertebrogenní kořenové syndromy*. Praha: Grada.
- Kapandji, A. I. (2008). *The Physiology of the joints: The spinal column, pelvic, girdle and head* (6th ed.). Edinburgh: Elsevier.
- Kejonen, P. (2002). *Body movement during postural stabilization*. Oulu: Oulu University Press.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14(1), 3-17.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace pro klinickou praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P., & Lewit, K. (2005). Význam hubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 5, 270-275.
- Lange, B., Flynn, S., & Rizzo, A. S. (2009). Game-based telerehabilitation. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 45, 143-151.
- Lange, B., Flynn, S., Proffitt, R., Chang, Ch.-Y., & Rizzo, A. S. (2010). Development of an interactive game-based rehabilitation tool for dynamic balance training. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 17(5), 345-352.

- Lewit, K. (1996). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně.
- Lewit, K. (2001). Rehabilitace u bolestivých poruch pohybové soustavy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(1), 4-17.
- Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 15(3), 99-104.
- Liebenson, C. (2000). The quadratus lumborum and spinal stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 4(1), 49-55.
- Lindblom, U. (2011). Patophysiological pain taxonomy for clinical use. In Opavský, J. *Bolest v ambulantní praxi: od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Praha: Maxdorf.
- Macedo, L. G., Maher, Ch. G., Latimer, J., & McAuley, J. H. (2009). Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain: a systematic review. *Physical Therapy*, 89(1), 9-25.
- Maribo, T., Schiøttz-Christensen, B., Jensen, L. D., Andersen, N. T., & Stengard-Pedersen, K. (2012). Postural balance in low back pain patients: criterion-related validity of centre of pressure assessed on a portable force platform. *European Spine Journal*, 21 (3), 425-431.
- McGill, S. (2007). *Low back disorders: evidence – based prevention and rehabilitation*. Champaign, IL: Human kinetics.
- Mlíka, R., Janura, M., & Mayer, M. (2005). Virtuální realita a rehabilitace. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(3), 112-118.
- Náhlovský, J. et al. (2006). *Neurochirurgie*. Praha: Galén.
- Neradilek, F. (2006). Bolest jako syndrom. In Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. *Bolest*. Praha: Tigis, s.r.o.
- Nitz, J. C., Kuys, S., Isles, R., & Fu, S. (2010). Is the Wii Fit a new-generation tool for improving balance, health and well-being? A pilot study. *Climacteric*, 13, 487-491.
- Opavský, J. (2002). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Opavský, J. (2006). Vyšetřování osob s algickými syndromy a hodnocení bolesti. In Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. *Bolest*. Praha: Tigis, s.r.o.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulantní praxi: od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Praha: Maxdorf.
- Padala, K. P., et al. (2012). Wii-Fit for improving gait and balance on a assisted living facility: A pilot study. *Journal of Aging Research*, 1-6.

- Palašćáková Špringrová, I. (2012). *Funkce, diagnostika, terapie hlubokého stabilizačního systému*. Rehaspring centrum s.r.o.
- Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine, Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 5(4), 383-389.
- Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine, Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*, 5(4), 390-396.
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 371-379.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88, 1097-1118.
- Pfingsten, M. et al. (2001). Fear-avoidance behavior and anticipation of pain in patients with chronic low back pain: A randomized controlled study. *Pain Medicine*, 2(4), 259-266.
- Pigford, T., & Andrews, A. W. (2010). 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*, 2(1), 12-20.
- Poněšický, J. (2009). Psychosomatika bolesti. In Stránecký, M., Možnosti rehabilitace při diagnostice a léčbě chronického vertebrogenního syndromu. *Bolest*, 12(2). 93-100.
- Raudenská, J., Javůrková, A., & Kozák, J. (2013). Model terapie chronické bolesti zad v centrech léčby bolesti. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 20(3), 123-128.
- Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. (2006). *Bolest*. Praha: Tigris, s.r.o.
- Schönauer, Ch., Pintaric, T., Kaufmann, H., Jansen-Kosterink, S., & Vollenbroek-Hutten, M. (2011). *Chronic pain rehabilitation with a serious game using multimodal input*. International Conference on Virtual Rehabilitation: Zurich.
- Stránecký, M. (2009). Možnosti rehabilitace při diagnostice a léčbě chronického vertebrogenního syndromu. *Bolest*, 12(2). 93-100.
- Strouhalová, L., & Honzák, R. (2006). Psychoterapie v léčbě bolesti. In Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. *Bolest*. Praha: Tigris, s.r.o.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112-124.
- Tesař, J. (2011). *Fit me – snímání pozic pomocí kamery Kinect*. Kladno: Katedra biomedicínské techniky. Retrieved 28. 7. 2014 from the World Wide Web: [http://webzam.fbmi.cvut.cz/hozman/TPR/20112012/Z\\_Tesar.pdf](http://webzam.fbmi.cvut.cz/hozman/TPR/20112012/Z_Tesar.pdf).
- Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (1991). *Centrální mechanismy řízení motoriky – teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*. Praha: Avicenum.

- Valat, J. P. (2004). Factors involved in progression to chronicity of mechanical low back pain. [Online]. Retrieved 9. 3. 2014 from World Wide Web: [www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com)
- van Tulder, M. et al., (2011). European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. In Opavský, J. *Bolest v ambulanci: od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Praha: Maxdorf.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část) Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129.
- Vařeka, I., & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(1), 33-37.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Véle, F. (2006). *Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku terapii poruch pohybové soustavy* (2. rozšířené a přepracované vydání). Praha: Triton.
- Véle, F., Čumpelík, J., & Pavlů, D. (2001). Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(3), 103-106.
- Véle, F., & Pavlů, D. (2012). Test dle Véleho, neboli Véle-test. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 19(2), 71-73.
- Volpe, R. della, Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchio, R., & Rossi, A. (2006). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*, 24(3), 2006, 349 – 355.
- Vrba, I. (2008). Diferenciální diagnostika a léčba bolestí zad. *Medicína pro praxi*, 5(5), 208-212.
- Vrba, I. (2010). Některé příčiny bolestí dolních zad a jejich léčba. *Neurologie pro praxi*, 11(3), 183-187.
- Waddell, G. (2008). The back pain revolution (2nd ed.) In Vrba, I. Diferenciální diagnostika a léčba bolestí zad. *Medicína pro praxi*, 5(5), 208-212.
- Weir, A. et al. (2010). Core Stability: Inter- and intraobserver reliability of 6 clinical tests. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20, 34-38.
- White, A. A. III., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical biomechanic of the spine* (2nd ed.). Pennsylvania.
- Williams, M. A., Soiza, R. L., Jenkinson, A. McE., & Stewart, A. (2010). EXercising with Computers on Later Life (EXCELL) – pilot and feasibility study of the acceptability of the Nintendo WiiFit in community-dwelling fallers. *BioMed Central Research Notes*, 3(238).



- Wipf, J. E., & Deyo, R. A. (2011). Low back pain. In Opavský, J. *Bolest v ambulanci: od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Praha: Maxdorf.
- Wohlfahrt, D., Jull, G., & Richardson, C. (1993). The relationship between the dynamic and static function of abdominal muscles. In Lewit, K. (2001). *Rehabilitace u bolestivých poruch pohybové soustavy, část II. Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 139-151.

## **11 SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1. Bergové balanční škála

Příloha 2. Dotazníky bolesti

Příloha 3. Informovaný souhlas

Příloha 4. Anamnestický dotazník

Příloha 5. Jóga – jednotlivé pozice

Příloha 6. Balanční hry Nintendo Wii Fit

Příloha 7. Tabulky základních statistických charakteristik

Příloha 8. Tabulky absolutních a relativních četností

Příloha 9. Tabulky korelací

Příloha 10. Souhlas etické komise

## 12 PŘÍLOHY

### Příloha 1. Bergové balanční škála

UPRAVENO PODLE Berg.K,Wood-dauphinee S.L.,Williams J.L. : Measuring Balance in the Elderly: Validation of an instrument. Can.J.Public Health 83: supp 2:S7-S11,1992

Stupně: hodnotte nejnižší kategorii (4=nejlepší, 0=nejhorší)

#### 1. Postavování ze sedu (sed-stoj)

**Instrukce: prosím postavte se. Pokuste se nepoužívat ruce.**

- (4) schopen postavit se, nepoužívá ruce a stabilizuje samostatně
- (3) schopen postavit se, používá ruce
- (2) schopen postavit se, po několika pokusech, používá ruce
- (1) potřebuje minimální asistenci k postavení nebo ke stabilizaci
- (0) potřebuje střední nebo maximální dopomoc k postavení

#### 2. Stoj bez opory

**Instrukce: Stoj 2 minuty bez opory.**

- (4) schopen stát samostatně 2 minuty
- (3) schopen stát 2 minuty s dohledem
- (2) schopen stát 30 sekund bez opory
- (1) potřebuje několik pokusů stát 30 sekund bez opory
- (0) neschopen stát 30 sekund bez asistence

Jestliže je pacient schopen stát 2 minuty samostatně, bodujte plnou známkou v položce sed bez opory. Pokračujte změnou polohy v položce stoj-sed.

#### 3. Sed bez opory, nohy na podložce

**Instrukce: Sedte s rameny volně při těle po dobu 2 minut.**

- (4) schopen sedět bezpečně a samostatně po dobu 2 minut
- (3) schopen sedět 2 minuty s dohledem
- (2) schopen sedět 30 sekund
- (1) schopen sedět 10 sekund
- (0) neschopen sedět bez opory 10 sekund

#### **4. Stoj-sed(posazování ze stoje)**

**Instrukce: Posadte se, prosím.**

- (4) posadí se s minimálním použitím HK
- (3) kontroluje sed HK
- (2) používá jako oporu DK(zadní části DK se opírá o židli)
- (1) sedá si samostatně, ale nekontrolovaně
- (0) potřebuje asistenci při sedání

#### **5. Přesuny**

**Instrukce: přesuňte se z židle na postel a zpátky. Jedním směrem se posazuje na sedadlo bez opěrek, druhým na židli s opěrkami.**

- (4) schopen přesunů bezpečně s minimálním použitím HK
- (3) schopen přesunů bezpečně s použitím HK
- (2) schopen přesunů se slovní dopomocí nebo dohledem
- (1) potřebuje asistenci 1 osoby
- (0) potřebuje asistenci 2 osob nebo dohled druhé osoby

#### **6. Stoj bez opory, zavřené oči**

**Instrukce: Zavřete oči a stůjte tak po dobu 10 sek.**

- (4) schopen stát 10 sekund samostatně
- (3) schopen stát 10 sekund se supervizí (dohledem druhé osoby)
- (2) schopen stát 3 sekundy
- (1) neschopen udržet zavřené oči 3 sekundy, ale stojí samostatně
- (0) potřebuje pomoc, aby neupadl

#### **7. Stoj bez opory, stoj spojný**

**Instrukce: Stoj spojný a udržte se vzpřímeně v stoji.**

- (4) schopen stát s nohama u sebe samostatně, výdrž 1 minuta
- (3) schopen stát s nohama u sebe samostatně, výdrž 1 minuta s dohledem
- (2) schopen stát s nohama u sebe samostatně, výdrž 30 sekund
- (1) potřebuje pomoc k udržení polohy, ale schopen stát 15 sekund v stoji spojném
- (0) potřebuje pomoc k udržení polohy a neschopen stát 15 sekund

**Následující položky jsou prováděné v stoji bez opory.**

## 8. Natahování dopředu v předpažení (P. Duncanův Funkční test)

**Instrukce:** Zvedněte ramena do uhlu 90°. Natáhněte prsty a předpažte. Pak se pacient natáhne dopředu, bez pohybu DK. Vyšetřující zaznamená rozdíl mezi počátečnou a konečnou polohu.

- (4) schopen natáhnout se dopředu, vzdálenost 25 cm
- (3) schopen natáhnout se dopředu, vzdálenost větší než 13 cm
- (2) schopen natáhnout se dopředu, vzdálenost větší než 5 cm
- (1) natáhne se dopředu, ale potřebuje dohled druhé osoby
- (0) potřebuje pomoc, aby neupadl

## 9. Zvednout předmět ze země

**Instrukce:** Zvedněte pantofle ze země.

- (4) schopen zvednout předmět bezpečně a samostatně
- (3) schopen zvednout předmět, ale potřebuje dohled
- (2) neschopen zvednout předmět, ale je schopen se k němu přiblížit na vzdálenost 5 cm, udrží rovnováhu v poloze
- (1) neschopen zvednout předmět a potřebuje dohled při svém pokusu
- (0) neschopen ani pokusu, potřebuje pomoc, aby neupadl

## 10. Rotace hlavy, ohlédnout se přes pravé/levé rameno

**Instrukce:** Otočte hlavou doprava a ohlédněte se přes pravé rameno. Zopakujte instrukci na levou stranu.

- (4) rotace do obou stran, schopen ohlédnout se přes obě ramena, adekvátně přenáší váhu
- (3) rotace možná jenom do jedné strany, na obou stranách neadekvátní přenášení váhy
- (2) rotace do stran, udrží rovnováhu, neohlédne se přes rameno
- (1) potřebuje dohled při otáčení se
- (0) potřebuje pomoc při otáčení, aby neupadl

## 11. Rotace 360°

**Instrukce:** Otočte se kolem své osy. Přestávka. Pak otočit kolem své osy opačným směrem.

- (4) schopen otočit se kolem své osy bezpečně v limitu 4 sekundy každým směrem
- (3) schopen otočit se kolem své osy bezpečně jenom jedním směrem v limitu 4 sekundy
- (2) schopen otočit se kolem své osy bezpečně, ale pomalu
- (1) potřebuje dohled druhé osoby, nebo verbální nápovědu
- (0) potřebuje asistenci druhé osoby při otáčení kolem své osy

**Dynamické přenášení váhy, stoj bez opory.**

## 12. Počet naměřených kontaktů

**Instrukce:** Střídavě pokládejte nohy na nízkou židli. Pokračujte, až se každá noha dotkne židle 4 krát.

- (4) schopen stát samostatně a bezpečně a provést 8 kontaktů v limitu do 20 sekund
- (3) schopen stát samostatně a bezpečně a provést 8 kontaktů v limitu větším než 20 sekund
- (2) schopen provést 4 kontakty nohy se židlí bez pomůcky nebo supervize
- (1) při provedení více než 2 kontaktů potřebuje minimální asistenci
- (0) potřebuje asistenci, aby neupadl/neschopen

## 13. Stoj bez opory, tandem

**Instrukce:** Umístěte plosky nohou jednu před druhou. Jestliže cítíte, že nemůžete udržet tuto pozici, pokuste se více nakročít.

- (4) schopen provést tandem samostatně a vydržet 30 sekund
- (3) schopen udržet pozici tandem samostatně s větším nakročením a vydržet 30 sekund
- (2) schopen udržet pozici semi-tandem a vydržet 30 sekund
- (1) potřebuje pomoc při nakročení, ale vydrží 15 sekund
- (0) ztrácí rovnováhu při nakročení a stojí, neschopen udržet rovnováhu v této pozici

## 14. Stoj na 1 noze

**Instrukce:** Stoj na 1 noze bez opory tak dlouho, jak budete schopen.

- (4) schopen udržet se na 1 noze samostatně, výdrž větší než 10 sekund
- (3) schopen udržet se na 1 noze samostatně, výdrž 5-10 sekund
- (2) schopen udržet se na 1 noze samostatně, výdrž 3-5 sekund
- (1) pokus o zvednutí nohy, neschopen udržet polohu po dobu 3 sekundy, stoj je samostatný
- (0) neschopen provést úkol/potřebuje asistenci druhé osoby, aby neupadl

Jméno pacienta: .....

Jméno fyzioterapeuta: .....

Celkové skóre: ...../56

Datum: .....

Kontrolní měření: ...../56

Datum: .....

>45 bezpečná ambulance, bez použití kompenzační pomůcky/menší riziko pádu

>35 bezpečná ambulance, s použitím kompenzační pomůcky

## Příloha 2. Dotazníky bolesti (Opavský, 2011)

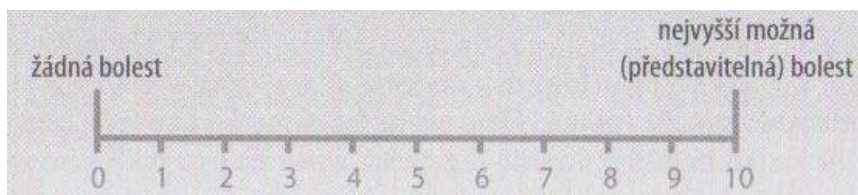
### Krátká forma dotazníku McGillovy univerzity (SF-MPQ)

1	tepavá (bušivá)	žádná	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	nejhorší možná
2	vystřelující		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
3	bodavá		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
4	ostrá		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
5	křečovitá		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
6	hlodavá (jako zakousnutí)		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
7	pálivá-palčivá		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
8	tupá přetrvávající (bolavé, rozbolavělé)		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
9	tíživá (těžká)		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
10	citlivé (bolestivé na dotyk)		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
11	jako by mělo prasknout (puknout)		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
12	unavující - vyčerpávající		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
13	protivná (odporná)		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
14	hrozná (strašná)		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
15	mučivá - krutá		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
16	jako elektrický výboj		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
17	chladivá-mrazivá		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
18	píchavá - propichující		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
19	bolest po lehkém dotyku		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
20	svědivá		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
21	štípavá nebo brnění/mravenčení		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
22	pocit otupělosti (zdřevěnění)		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	

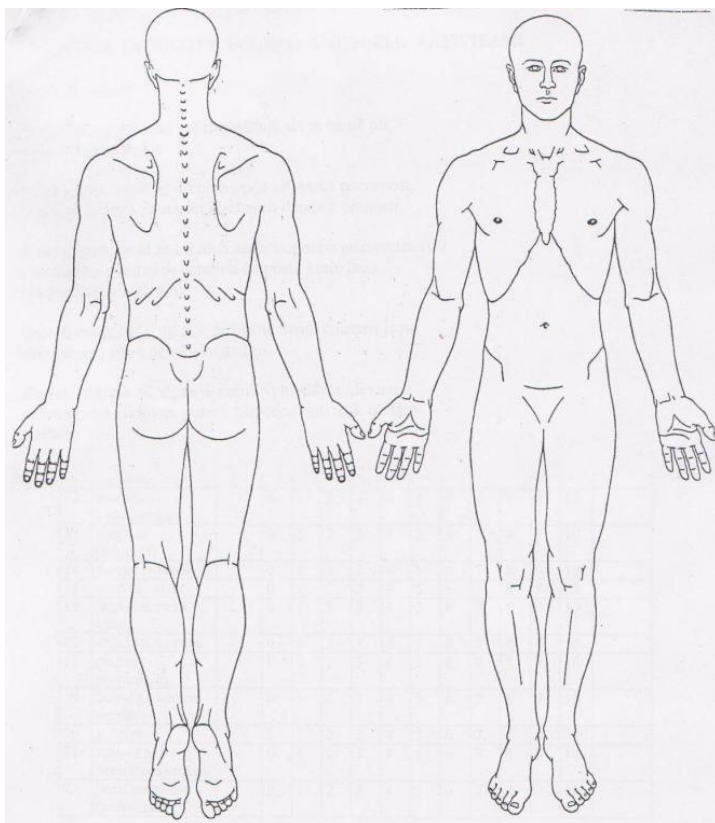
### Intenzita současné bolesti (Present Pain Intensity-PPI)

0 - žádná; 1 - mírná; 2 - středně silná; 3 - silná; 4 - krutá; 5 – nesnesitelná

## Vizuální analogová škála (VAS)



## Mapa bolesti



## Dotazník interference bolestí s denními aktivitami (DIBDA)

0 – Jsem bez bolesti

1 – Bolesti mám, výrazně mě neobtěžují, dá se na ně při činnosti zapomenout

2 – Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, nezabraňují však provádění běžných denních činností

3 – Bolesti mám, nedá se od nich zcela odpoutat pozornost, ruší v provádění i běžných denních činností, které jsou vykonávány s obtížemi

4 – Bolesti mám, obtěžují tak, že běžné denní činnosti jsou vykonávány jen s největším úsilím

5 – Bolesti jsou tak silné, že je nutno vyhledávat úlevovou polohu nebo klidovou pozici, případně nutí až k ošetření u lékaře



### **Příloha 3. Informovaný souhlas**

#### Informovaný souhlas

Název projektu: Hodnocení vlivu terapie s využitím interaktivních videoher u pacientů s chronickými bolestmi v dolní části zad a poruchou rovnováhy

**Jméno:**

**Datum narození:**

Účastník bude do studie zařazen pod číslem:

1. Souhlasím s účastí na této studii.
2. Byla jsem podrobně informována o cíli studie a o tom, jaké vyšetření a léčebné postupy budu absolvovat. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Jsem srozuměna s tím, že účast na studii je dobrovolná. Kdykoliv ji mohu přerušit či od ní odstoupit.
4. Při zařazení do studie budou má osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být mé osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data – pod číselným kódem) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Má účast na studii není spojena s poskytnutím žádné odměny.
6. Porozuměla jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v článkách o této studii a souhlasím s tím, že nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

#### **Příloha 4. Anamnestický dotazník**

Byl v minulosti nějaký úraz DKK, pánve či páteře (např. i pád na kostrč)?

Byla v minulosti nějaká operace DKK, pánve či páteře?

Bylo v minulosti provedeno nějaké vyšetření zobrazovacími metodami (RTG, CT, MR)? Znáte výsledek?

Byl v minulosti diagnostikován výhřez ploténky, spondylolistéza, stenóza páteřního kanálu...?

Máte nějakou vrozenou či získanou vývojovou vadu (např. 1 DK kratší)?

Děláte nebo jste v minulosti dělal nějaký sport? Jaký? Jak dlouho?

Jaké máte zaměstnání?

Jak dlouho trpíte bolestí zad?

Jaký má ta bolest charakter? Zkuste ji popsat.

Jaká je intenzita bolesti? Kde se objevuje?

Jak často se tato bolest vyskytuje?

Změnila se bolest (charakter, intenzita, oblast,...) od té doby, co se objevila poprvé?

Mění se bolest v závislosti na vaší poloze, denní době, počasí, zvýšené fyzické/psychické zátěži?

Zhoršuje se bolest při kašli, kýchnutí, tlaku na stolicí...?

Byla někdy RHB pro tuto bolest? S jakým efektem?

Vnímáte poruchu rovnováhy? Jaký má porucha charakter?

Jak dlouho máte potíže s rovnováhou?

Jakou intenzitu mají potíže s rovnováhou? Kdy, či při jakých příležitostech se tyto potíže projevují?

Pozorujete nějaký vztah mezi problémy s rovnováhou a vaší polohou, denní dobou, počasím, zvýšenou fyzickou či psychickou zátěží...?

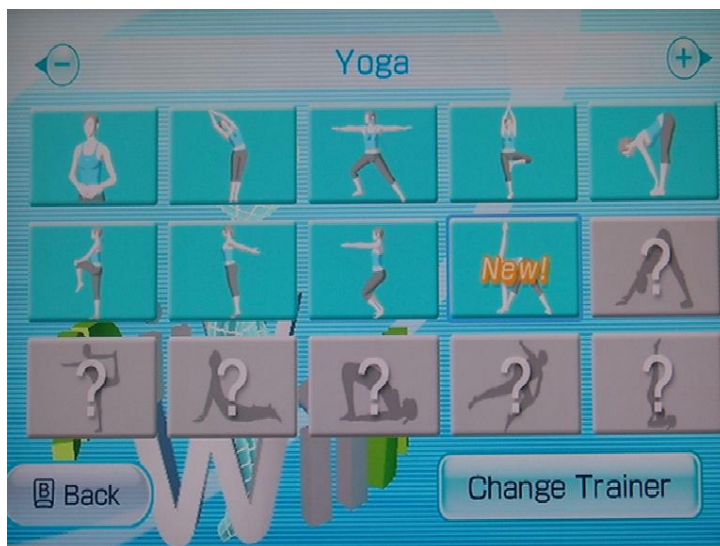
Pozorujete vztah mezi bolestmi zad a potížemi s rovnováhou?

Co bylo první – bolest zad nebo problémy s rovnováhou?

## Příloha 5. Jógové pozice

### Virtuální asistentka předvádějící na obrazovce

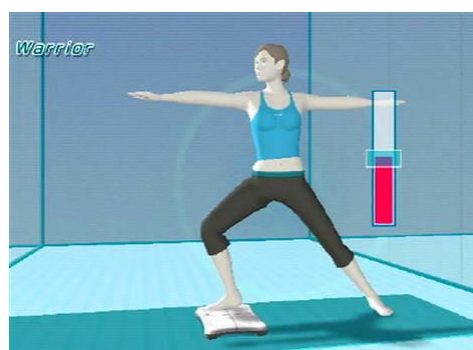
Výběr z jógových pozic (<http://videotut.mobi/wii-fit-yoga-poses-2/>)



### Half-moon

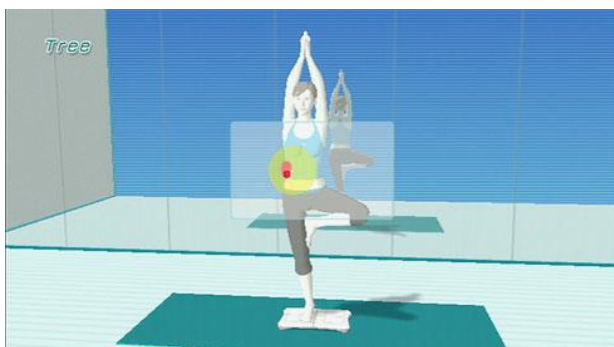
([http://wikipedia.wikia.com/wiki/Wii\\_Fit\\_%28series%29/Yoga\\_and\\_strength\\_training](http://wikipedia.wikia.com/wiki/Wii_Fit_%28series%29/Yoga_and_strength_training))

Warrior ([http://www.videogamer.com/wii/wii\\_fit/screenshot-119.html](http://www.videogamer.com/wii/wii_fit/screenshot-119.html))



Tree (<http://www.mensfitness.com/training/wii-fit>)

Standing knee (<http://www.digitalspy.co.uk/gaming/news/a90385/wii-fit-to-go-on-sale-for-gbp6999.html>)



## Reálný pacient během terapie

Half-moon (půlměsíc)



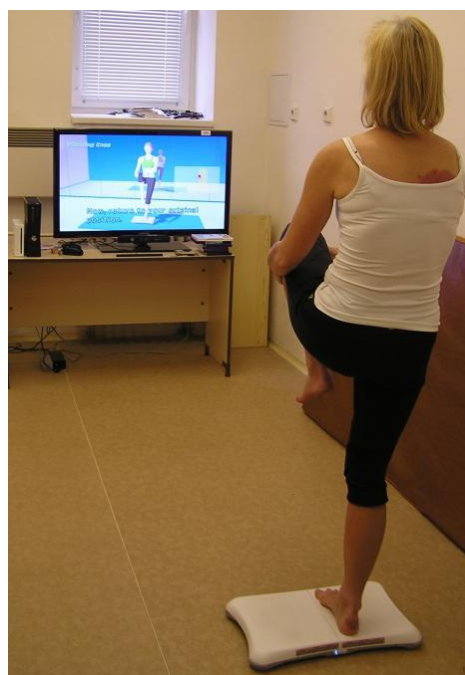
Warrior (bojovník)



Tree (strom)



Standing knee (stojící koleno)



## Příloha 6. Balanční hry Nintendo Wii Fit

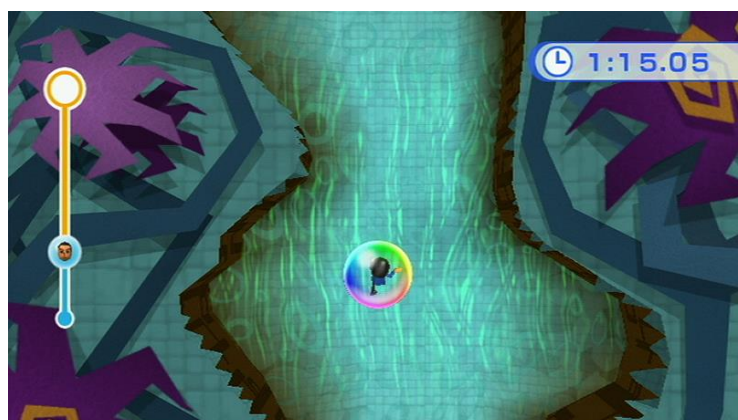
Výběr z balance games ([http://www.ign.com/wikis/wii-fit/Balance\\_Games](http://www.ign.com/wikis/wii-fit/Balance_Games))



Penguin slide ([http://blog.al.com/techcetera/2008/06/review\\_wii\\_fit.html](http://blog.al.com/techcetera/2008/06/review_wii_fit.html))



Balance bubble (<http://lazyreviewzzz.com/2010/02/22/wii-fit/>)



Ski slalom (<http://www.mensfitness.com/training/wii-fit>)

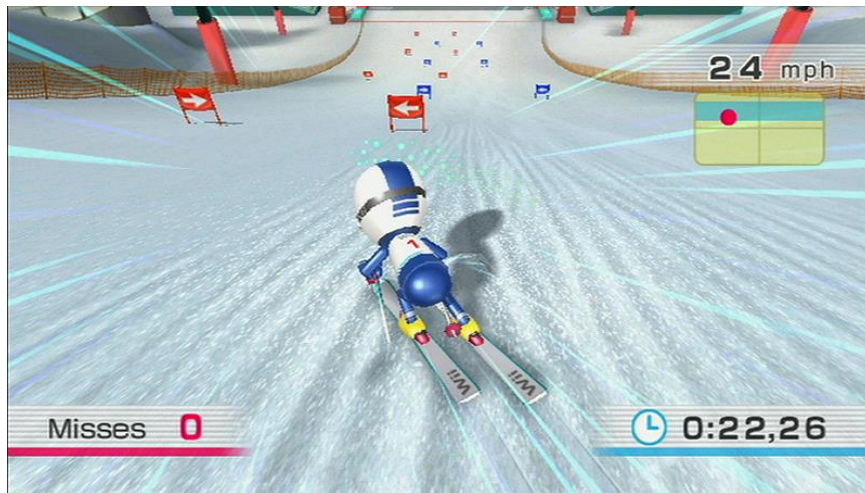


Table tilt (<http://www.gamespot.com/reviews/wii-fit-review/1900-6190546/>)



**Příloha 7.** Tabulky základních statistických charakteristik.

Tabulka základních statistických charakteristik pro výzkumnou skupinu.

Proměnná	Popisné statistiky Shrnutí podmínky: skupina="Výzkumná"							
	N platných	Průměr	Medián	Modus	Četnost (modu)	Minimum	Maximum	Sm.odch.
Věk	19	31,58	26,0	25	5,0	18,0	57,0	12,77
BBS_1	19	55,74	56,0	56	15,0	54,0	56,0	0,56
horizont1_před	19	48,39	46,5	Vícenás.	2,0	36,5	60,5	6,77
vertik1_před	19	49,71	49,0	Vícenás.	1,0	31,0	67,0	8,83
Doopravdy_1	19	42,63	43,0	41	3,0	36,0	49,0	3,56
DIBDA_1	19	1,79	2,0	1	8,0	1,0	3,0	0,79
SF-MPQ-2_1	19	14,00	10,0	7	3,0	4,0	53,0	11,38
BBS_2	19	56,00	56,0	56	19,0	56,0	56,0	0,00
horizont2_po	19	50,32	47,0	Vícenás.	1,0	37,5	74,5	11,06
vertik2_po	19	53,03	51,5	51,5	2,0	40,5	66,0	7,04
DIBDA_2	19	1,00	1,0	1	9,0	0,0	2,0	0,75
SF-MPQ-2_2	19	9,11	8,0	0	4,0	0,0	39,0	10,12
Očekávání_2	19	1,42	1,0	1	11,0	1,0	2,0	0,51
Výsledek_2	19	1,47	1,0	1	13,0	1,0	3,0	0,77

Tabulka základních statistických charakteristik pro kontrolní skupinu.

Proměnná	Popisné statistiky Shrnutí podmínky: skupina="Kontrolní"							
	N platných	Průměr	Medián	Modus	Četnost (modu)	Minimum	Maximum	Sm.odch.
Věk	9	32,44	30,0	19	2,0	19,0	56,0	13,49
BBS_1	9	55,89	56,0	56	8,0	55,0	56,0	0,33
horizont1_před	9	47,06	45,5	Vícenás.	1,0	41,0	57,5	5,66
vertik1_před	9	49,50	50,0	58	2,0	33,0	58,0	8,14
Doopravdy_1	9	40,00	40,0	Vícenás.	2,0	37,0	43,0	1,94
DIBDA_1	9	2,00	2,0	2	5,0	1,0	3,0	0,71
SF-MPQ-2_1	9	18,44	17,0	17	2,0	2,0	40,0	12,21
BBS_2	9	56,00	56,0	56	9,0	56,0	56,0	0,00
horizont2_po	9	46,78	45,5	Vícenás.	1,0	33,5	67,0	10,52
vertik2_po	9	49,44	50,0	Vícenás.	1,0	37,0	64,0	7,44
HSS_2	8	0,38	0,0	0	5,0	0,0	1,0	0,52
DIBDA_2	9	1,44	2,0	2	5,0	0,0	2,0	0,73
SF-MPQ-2_2	9	11,22	11,0	16	2,0	0,0	29,0	8,87
Očekávání_2	9	1,33	1,0	1	7,0	1,0	3,0	0,71
Výsledek_2	9	1,22	1,0	1	7,0	1,0	2,0	0,44

Tabulka základních statistických charakteristik pro obě skupiny dohromady.

Proměnná	Popisné statistiky							
	N platných	Průměr	Medián	Modus	Četnost (modu)	Minimum	Maximum	Sm.odch.
Věk	28	31,86	26,0	25	5,0	18,0	57,0	12,76
BBS_1	28	55,79	56,0	56	23,0	54,0	56,0	0,50
horizont1_před	28	47,96	46,3	Vícenás.	3,0	36,5	60,5	6,36
vertik1_před	28	49,64	49,5	Vícenás.	2,0	31,0	67,0	8,46
Dopravdy_1	28	41,79	41,0	41	5,0	36,0	49,0	3,34
DIBDA_1	28	1,86	2,0	2	12,0	1,0	3,0	0,76
SF-MPQ-2_1	28	15,43	12,0	Vícenás.	3,0	2,0	53,0	11,62
BBS_2	28	56,00	56,0	56	28,0	56,0	56,0	0,00
horizont2_po	28	49,18	46,0	Vícenás.	2,0	33,5	74,5	10,82
vertik2_po	28	51,88	51,3	Vícenás.	2,0	37,0	66,0	7,24
DIBDA_2	28	1,14	1,0	1	12,0	0,0	2,0	0,76
SF-MPQ-2_2	28	9,79	8,0	0	5,0	0,0	39,0	9,62
Očekávání_2	28	1,39	1,0	1	18,0	1,0	3,0	0,57
Výsledek_2	28	1,39	1,0	1	20,0	1,0	3,0	0,69

Legenda: N – počet účastníků v souboru, BBS\_1 – Bergové balanční škála před první terapií, horizont1\_před - test somatognozie, průměr ze dvou měření v horizontální rovině před první terapií, vertik1\_před - test somatognozie, průměr ze dvou měření ve vertikální rovině před první terapií, Dopravdy\_1 – test somatognozie, skutečně naměřená hodnota šířky ramen, DIBDA\_1 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami před první terapií, SF-MPQ-2\_1 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity před první terapií, BBS\_2 – Bergové balanční škála po poslední terapii, horizont2\_po - test somatognozie, průměr ze dvou měření v horizontální rovině po poslední terapii, vertik2\_po - test somatognozie, průměr ze dvou měření ve vertikální rovině po poslední terapii, DIBDA\_2 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami po poslední terapii, SF-MPQ-2\_2 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity po poslední terapii, Očekávání\_2 – očekávaná úspěšnost terapie, Výsledek\_2 – skutečný efekt terapie



**Příloha 8.** Tabulky absolutních a relativních četností.

Tabulka 3. Absolutní a relativní četnosti hodnot dosažených Bergové balanční škály

BBS Bergové balanční škála

Test	Škála hodnot	Absolutní četnosti				Relativní četnosti			
		V1	V2	K1	K2	V1	V2	K1	K2
BBS	54	1	0	0	0	5,3	0,0	0,0	0,0
	55	3	0	1	0	15,8	0,0	11,1	0,0
	56	15	19	8	9	78,9	100,0	42,1	100,0

Legenda: BBS - Bergové balanční škála, V1 – výzkumná skupina před první terapií, V2 – výzkumná skupina po poslední terapii, K1 – kontrolní skupina před první terapií, K2 – kontrolní skupina po poslední terapii

Tabulka 4. Absolutní a relativní četnosti hodnot dosažených v Dotazníku interference bolesti s denními aktivitami

DIBDA interference bolesti s denními aktivitami

Test	Škála hodnot	Absolutní četnosti				Relativní četnosti			
		V1	V2	K1	K2	V1	V2	K1	K2
DIBDA	0	0	5	0	1	0,0	26,3	0,0	11,1
	1	8	9	2	3	42,1	47,4	22,2	33,3
	2	7	5	5	5	36,8	26,3	55,6	55,6
	3	4	0	2	0	21,1	0,0	22,2	0,0

Legenda: DIBDA – Dotazník interference bolesti s denními aktivitami, V1 – výzkumná skupina před první terapií, V2 – výzkumná skupina po poslední terapii, K1 – kontrolní skupina před první terapií, K2 – kontrolní skupina po poslední terapii

Tabulka 8. Absolutní a relativní četností očekávaného a výsledného efektu terapie

OaVET očekávaný a výsledný efekt terapie

Test	Škála hodnot	Absolutní četnosti				Relativní četnosti			
		V1	V2	K1	K2	V1	V2	K1	K2
OaVET	1	11	13	7	7	57,9	68,4	77,8	77,8
	2	8	3	1	2	42,1	15,8	11,1	22,2
	3	0	3	1	0	0,0	15,8	11,1	0,0

Legenda: V1 – výzkumná skupina očekávání, V2 - výzkumná skupina výsledek, K1 – kontrolní skupina očekávání, K2 – kontrolní skupina výsledek

## Příloha 9. Tabulky korelací.

Tabulky 11 a 12. Korelace mezi jednotlivými hodnocenými parametry – Výzkumná skupina (n=19) a Kontrolní skupina (n=9)

Spearmanovy korelace (JRdata1)ChD vynechány párověOznač. korelace jsou významné na hl. p <.05000Zhrnout podmínku: skupina="Výzkumná"													
Proměnná	Věk	BBS_1	horizont_1	vertik_1	Doopravy_1	DIBDA_1	SF-MPQ-2_1	horizontz_2	vertik_2	DIBDA_2	SF-MPQ-2_2	Očekávání_2	Výsledek_2
Věk	1,000	-0,426	-0,500	-0,028	-0,375	-0,057	-0,207	-0,362	-0,001	-0,478	-0,523	-0,099	-0,207
BBS_1	-0,426	1,000	0,278	0,104	0,121	0,175	0,441	-0,155	-0,173	0,540	0,450	-0,110	0,343
horizont_1	-0,500	0,278	1,000	0,592	0,427	0,196	0,214	0,567	0,140	0,212	0,087	-0,283	-0,124
vertik_1	-0,028	0,104	0,592	1,000	-0,050	0,427	0,074	0,253	0,114	0,132	-0,061	-0,370	-0,085
Doopravy_1	-0,375	0,121	0,427	-0,050	1,000	0,362	0,414	0,383	0,228	0,080	0,386	0,205	0,057
DIBDA_1	-0,057	0,175	0,196	0,427	0,362	1,000	0,456	0,460	0,608	0,398	0,397	0,094	0,125
SF-MPQ-2_1	-0,207	0,441	0,214	0,074	0,414	0,456	1,000	0,051	0,389	0,252	0,452	-0,137	0,300
horizontz_2	-0,362	-0,155	0,567	0,253	0,383	0,460	0,051	1,000	0,616	0,013	-0,050	-0,156	-0,248
vertik_2	-0,001	-0,173	0,140	0,114	0,228	0,608	0,389	0,616	1,000	0,093	0,021	0,000	-0,017
DIBDA_2	-0,478	0,540	0,212	0,132	0,080	0,398	0,252	0,013	0,093	1,000	0,687	0,147	0,307
SF-MPQ-2_2	-0,523	0,450	0,087	-0,061	0,386	0,397	0,452	-0,050	0,021	0,687	1,000	0,431	0,624
Očekávání_2	-0,099	-0,110	-0,283	-0,370	0,205	0,094	-0,137	-0,156	0,000	0,147	0,431	1,000	0,403
Výsledek_2	-0,207	0,343	-0,124	-0,085	0,057	0,125	0,300	-0,248	-0,017	0,307	0,624	0,403	1,000

Spearmanovy korelace (JRdata1)ChD vynechány párověOznač. korelace jsou významné na hl. p <.05000Zhrnout podmínku: skupina="Kontrolní"													
Proměnná	Věk	BBS_1	horizont_1	vertik_1	Doopravy_1	DIBDA_1	SF-MPQ-2_1	horizontz_2	vertik_2	DIBDA_2	SF-MPQ-2_2	Očekávání_2	Výsledek_2
Věk	1,000	-0,55	-0,418	-0,076	0,143	0,389	-0,286	-0,494	-0,393	0,262	0,332	0,733	0,416
BBS_1	-0,550	1,00	0,000	0,138	0,207	0,000	-0,275	0,137	0,000	-0,306	-0,344	-0,750	0,189
horizont_1	-0,418	0,00	1,000	-0,017	-0,798	-0,452	-0,126	0,417	0,300	-0,335	-0,360	-0,183	0,000
vertik_1	-0,076	0,14	-0,017	1,000	0,405	-0,065	-0,345	0,310	0,276	0,262	-0,076	-0,390	-0,312
Doopravy_1	0,143	0,21	-0,798	0,405	1,000	0,553	0,186	-0,185	-0,218	0,639	0,502	-0,035	0,000
DIBDA_1	0,389	0,00	-0,452	-0,065	0,553	1,000	0,357	0,065	-0,065	0,722	0,778	0,354	0,401
SF-MPQ-2_1	-0,286	-0,28	-0,126	-0,345	0,186	0,357	1,000	0,268	0,142	0,524	0,655	0,275	-0,260
horizontz_2	-0,494	0,14	0,417	0,310	-0,185	0,065	0,268	1,000	0,867	0,149	0,050	-0,297	-0,518
vertik_2	-0,393	0,00	0,300	0,276	-0,218	-0,065	0,142	0,867	1,000	0,000	-0,192	-0,365	-0,725
DIBDA_2	0,262	-0,31	-0,335	0,262	0,639	0,722	0,524	0,149	0,000	1,000	0,898	0,459	0,000
SF-MPQ-2_2	0,332	-0,34	-0,360	-0,076	0,502	0,778	0,655	0,050	-0,192	0,898	1,000	0,653	0,208
Očekávání_2	0,733	-0,75	-0,183	-0,390	-0,035	0,354	0,275	-0,297	-0,365	0,653	1,000	1,000	0,283
Výsledek_2	0,416	0,19	0,000	-0,312	0,000	0,401	-0,260	-0,518	-0,725	0,208	0,283	1,000	1,000

Legenda: N – počet účastníků v souboru, BBS\_1 – Bergové balanční škála před první terapií, horizont\_1 - test somatognozie, průměr ze dvou měření v horizontální rovině před první terapií, vertik\_1 - test somatognozie, průměr ze dvou měření ve vertikální rovině před první terapií, Doopravdy\_1 – test somatognozie, skutečně naměřená hodnota šířky ramen, DIBDA\_1 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami před první terapií, SF-MPQ-2\_1 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity před první terapií, BBS\_2 – Bergové balanční škála po poslední terapii, horizont\_2 - test somatognozie, průměr ze dvou měření v horizontální rovině po poslední terapii, vertik\_2 - test somatognozie, průměr ze dvou měření ve vertikální rovině po poslední terapii, DIBDA\_2 – Dotazník interference bolesti s denní i aktivitami po poslední terapii, SF-MPQ-2\_2 – Krátká forma dotazníku bolesti McGillovy univerzity po poslední terapii, Očekávání\_2 – očekávaná úspěšnost terapie, Výsledek\_2 – skutečný efekt terapie

## Příloha 10. Souhlas etické komise



**Fakulta tělesné kultury  
Univerzity Palackého  
tř. Míru 115  
OLOMOUC**

### **Vyjádření Etické komise FTK UP**

**Složení komise:** PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 31.12.2011 byl projekt výzkumné práce (aplikovaného výzkumu) autorky **Mgr. Elisy Yanac Paredes, Ph.D.**

s názvem *Hodnocení efektu rehabilitační léčby s využitím interaktivních videoher u osob s chronickými bolestmi v dolní části zad*

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 63/2011  
dne: 3.1.2012.

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

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

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

razítko fakulty