

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

SCHOPNOST VĚDOMÉHO ROZLOŽENÍ ZATÍŽENÍ PŘI
STATICKÉM STOJI U ZDRAVÝCH OSOB

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Jana Opálková, fyzioterapie

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

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Bc. Jana Opálková

Název diplomové práce: Schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji u zdravých osob

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2015

Abstrakt: Diplomová práce hodnotí schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji u zdravých osob. Tato vědomá schopnost byla objektivizována pomocí silových plošin Kistler. Vedlejším cílem bylo porovnat schopnost vědomého rozložení zatížení mezi zdravou skupinou a skupinou pacientů po totální endoprotéze kolenního nebo kyčelního kloubu. Měření se zúčastnilo 22 zdravých probandů (9 mužů, 13 žen) v průměrném věku 58,14 let. Probandi byli postupně instruováni k zatížení jedné dolní končetiny na 25 %, 50 % a 75 % své tělesné hmotnosti. Při vědomém rozložení zatížení dolní končetiny na 25 % své tělesné hmotnosti byly zjištěny u zdravé populace největší odchylky od požadované instrukce. Mezi skupinou zdravých žen a mužů byl nalezen statisticky významný rozdíl ($p = 0,030$) při zatížení dolní končetiny na 50 % tělesné hmotnosti, kdy ženy na rozdíl od mužů nadhodnocovali. Při porovnání schopnosti vědomého rozložení zatížení mezi zdravými probandy a pacienty bylo u zdravých osob zjištěno podhodnocování, naopak skupina pacientů nadhodnocovala. Schopnost vědomého pohybu úzce souvisí s kvalitou somatognozie a propriocepce. Porucha somatognozie byla zjištěna u všech zdravých probandů kromě dvou jedinců. Vyšetřované osoby měly za úkol vymezit představu o svém těle bez zrakové kontroly. Snížená schopnost proprioceptivního vnímání byla nalezena u 7 probandů ze skupiny zdravé populace. Osoby s poruchou propriocepce vykazovaly větší odchylky od požadovaného zatížení dolní končetiny než jedinci, u kterých porucha propriocepce zjištěna nebyla.

Klíčová slova: silové plošiny, stoj, vědomý pohyb, somatognozie, propriocepce

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci služeb knihovny.

Author's name and surname: Bc. Jana Opálková

Thesis title: The capacity for conscious distribution of weight bearing during the static stand in healthy persons

Department: Department of Physiotherapy

Thesis supervisor: Mgr. Martina Šlachtová, Ph.D.

Year of thesis defence: 2015

Abstract: The thesis assesses the capacity of healthy persons for conscious distribution of weight bearing during the static stand. This conscious ability was objectified using Kistler force platforms. The secondary aim was to compare the capacity for conscious distribution of weight bearing in a group of healthy individuals and in a group of individuals with total knee replacement or total hip replacement. The total of 22 healthy probands (9 men, 13 women), whose average age was 58.14 years, participated in the measurement. The probands were instructed to load one lower extremity to 25%, 50% and 75% of their body weight. The greatest departures from the requested instruction were found in the healthy population in case of conscious distribution of the lower extremity weight bearing to 25% of their body weight. A statistically significant difference ($p = 0.030$) was found between men and women within the group in case of the lower extremity weight bearing to 50% of the body weight, where women tended to overvalue as opposed to men. When comparing the ability to ensure conscious distribution of weight bearing between the healthy probands and the patients, tendency to undervaluing was found in the healthy individuals, while the patients tended to overvalue. The ability to exercise conscious movement relates closely to the quality of somatognosis and proprioception. Somatognosis impairment was found in all healthy probands except two individuals. The examined persons were instructed to outline a visualisation of their body without sight control. Lowered capacity for proprioceptive perception was found in 7 probands among the healthy population group. Persons with proprioception impairment showed greater departure from the required weight bearing of the lower extremity compared to individuals without proprioception impairment.

Key words: force platforms, stand, conscious movement, somatognosis, proprioception

I agree to borrowing of this master's thesis within the library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Martiny Šlachtové, Ph.D. a uvedla všechny použité literární zdroje v referenčním seznamu a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 23. dubna 2015

.....

Děkuji Mgr. Martině Šlachtové, Ph.D. za odborné vedení diplomové práce a za cenné rady, které mi poskytla při zpracování této práce. Dále děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za ochotu a pomoc při zpracování statistických dat.

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	10
2.1	Stoj.....	10
2.1.1	Vyšetření stoje	10
2.1.2	Neurologické vyšetření stoje	11
2.1.3	Vyšetření stoje pomocí přístrojové techniky.....	12
2.2	Volní motorika.....	14
2.2.1	Motorická kůra	14
2.2.1.1	Primární motorická korová oblast.....	15
2.2.1.2	Premotorická korová oblast.....	15
2.2.1.3	Doplňková motorická oblast (supplementary motor area, SMA)	16
2.2.2	Bazální ganglia	18
2.2.3	Mozeček.....	18
2.2.4	Řízení volního pohybu	19
2.3	Úrovně řízení motoriky.....	20
2.3.1	Řízení na autonomní úrovni	20
2.3.2	Řízení na spinální, kmenové úrovni	20
2.3.3	Řízení na subkortikální úrovni	20
2.3.4	Řízení na kortikální úrovni	21
2.4	Somatognozie a stereognozie.....	21
2.4.1	Vývoj somatognozie a stereognozie	23
2.4.2	Význam somatognozie a stereognozie	24
2.4.3	Vyšetření somatognozie a stereognozie	25
2.5	Somatosenzorický systém.....	25

2.5.1	Kožní čítí	26
2.5.2	Propriocepce	27
2.5.2.1	Statestezie.....	30
2.5.2.2	Kinestezie	30
2.6	Metody pro rozvoj uvědomování si pohybu	31
2.6.1	Feldenkraisova metoda	31
2.6.2	Alexanderova metoda	32
2.6.3	Mensendieck metoda	33
2.6.4	Tai- chi.....	34
3	CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	35
3.1	Cíle.....	35
3.2	Výzkumné otázky	35
4	METODIKA	36
4.1	Charakteristika souboru	36
4.2	Podmínky měření	36
4.3	Souhlas etické komise.....	36
4.4	Vyšetření probandů před měřením.....	37
4.5	Popis měřicího přístroje	39
4.6	Průběh měření	39
4.7	Měřené veličiny	40
4.8	Statické zpracování dat	40
5	VÝSLEDKY.....	41
5.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1	41
5.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2	43
5.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3	45
5.4	Výsledky k výzkumné otázce č. 4	47

5.5	Vliv poruchy propriocepce	48
6	DISKUZE	50
7	ZÁVĚR.....	56
8	SOUHRN.....	57
9	SUMMARY	58
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	60
11	PŘÍLOHY	66

1 ÚVOD

V dnešní době u většiny lidí převažuje sedavý způsob života. Výsledkem je omezení pohybové aktivity a vznik chronických bolestí pohybového aparátu. Postupem času dochází k přetěžování jednotlivých segmentů. Schopnost vnímat své tělo mají lidé s kvalitní somatognostickou a stereognostickou funkcí. Každý jedinec má rozdílné představy o svém těle. V případě dobré představy o svém těle je jedinec schopný vnímat jednotlivé části svého těla a najít vhodné kompenzační mechanismy během patologických stavů.

Pro uvědomění si pozice jednotlivých segmentů je potřeba neporušená propriocepce. Sedavým způsobem života ztrácíme vjemy, které získáváme především prostřednictvím propriocepce. Lidé s poruchou představy o svém těle se velmi špatně přizpůsobují operačním výkonům, následné rehabilitaci a nejsou schopni uvědomit si oporu chodidla o podložku. Z tohoto důvodu je důležité, aby byla rehabilitační péče zaměřena i na nácvik kvalitní opory.

Tato diplomová práce se zaměřuje na vyhodnocení, jak jsou zdraví jedinci schopni vědomého rozložení zatížení během stoji. Naměřené hodnoty budou vypovídat o kvalitě vnímání tělesného schématu. Probandi zahrnuti v této práci slouží zároveň jako kontrolní skupina pro porovnání schopnosti zatížení u pacientů po totální endoprotéze kyčelního nebo kolenního kloubu.

Objektivizace zatížení se může sledovat pomocí nášlapu na osobní váhu. Pro měření vědomého zatížení v naší práci budou využity silové plošiny, které umožní analyzovat schopnost představy zatížení bez zpětné vazby. Naměřená data mohou být využita pro klinickou praxi a následný výzkum.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Teoretická část diplomové práce se zabývá vyšetřením stoje pomocí přístrojové techniky. Dále budou popsány struktury centrálního nervového systému, který se podílí na vzniku úmyslného pohybu. Ten představuje nejdůležitější složku somatických funkcí člověka. Volní motorika je potřebná pro uskutečnění vědomého a chtěného pohybu. Jako další je popsána problematika propiocepce a somatognozie, jejichž kvalita vypovídá o schopnosti představy o svém vlastním těle. Dokonalá představa nám umožní provést přesný pohyb, který je důležitý pro reedukaci pacientů např. po ortopedických operacích.

2.1 Stoj

Specifickou činností člověka je schopnost bipedního stoje, díky kterému může člověk využít horní končetiny pro cílevědomou činnost. Stoj představuje dynamický proces, kdy tělo neustále zajišťuje udržení rovnovážné polohy. Vzpřímený stoj je zajištěn pomocí spolupráce nervových struktur. Mezi takové struktury se řadí mozeček, subkortikální struktura a důležitá jsou jejich spojení s aferentními a eferentními drahami (Macháčková & Vyskotová, 2013).

Bipední stoj reprezentuje složitou funkci pohybového systému. K udržení vzpřímeného postroje jsou zapotřebí reflexní mechanismy, které musí být hierarchicky uspořádány. Reflexní mechanismy pracují jako zpětnovazebné obvody, jejichž hlavním cílem je neustále směřovat těžnici našeho těla do opěrné báze tvořené chodidly a dodržet stejný směr vektoru, jako je vektor zemské tíže (Králíček, 2004).

V našem těle nenajdeme specifický sensorický systém, který by byl schopný informovat řídicí centrum zpětnovazebných regulačních obvodů a poskytoval tak informace o odchýlení těžnice těla od vektoru zemské tíže. Nejvíce informací získáváme pomocí zrakového, vestibulárního a propioceptivního systému (Králíček, 2004).

S přibývajícím věkem dochází ke snižování propiocepce. Na pohled můžeme u starších osob registrovat během stoje i chůze lehkou poruchu rovnováhy (Opavský, 2005).

2.1.1 Vyšetření stoje

V průběhu vyšetření stoje se zaměřujeme na míru rozložení svalového napětí mezi segmenty. Mezi svaly, které se aktivně podílejí na udržení vzpřímeného stoje, patří posturální svalstvo, svaly dolních končetin a svaly v oblasti pánevního pletence.

V případě nerovnoměrné distribuce tlaku může dojít k narušení funkce kloubních ploch. Vrozená anatomická dispozice, jako je antevertze femuru nebo neurologická onemocnění, může vést k problémům se stabilitou stoje (Kolář et al. 2012).

Jako první při vyšetření stoje provádíme aspekci, během které pozorujeme, zda je stoj stabilní, či nestabilní. Během vyšetření stoje je důležité se zaměřit na šířku opěrné báze. Opěrná báze představuje prostor mezi zevními hranami chodidel. Za normu se považuje postavení chodidel na šířku svých kyčelních kloubů. Do opěrné báze při stabilním stoji se promítá těžiště. Při porušení této podmínky dochází k pádu. Lidé, kteří mají problém s udržení vzpřímeného stoje, mají opěrnou bázi širší. U pacientů s poruchou rovnováhy můžeme opěrnou bázi zvětšit využitím berlí. Hodnotíme náročnost udržení vzpřímeného stoje. Posuzujeme, zda je vyšetřovaný schopen samostatného stoje nebo se musí v průběhu vyšetření přidržovat a zda jsou přítomny titubace. Po celkové aspekci se vyšetření stoje zaměřuje na hodnocení jednotlivých segmentů, postavení hlavy, trupu, páteře, pánve, dolních a horních končetin (Kolář et al. 2012).

K vyšetření stoje patří i modifikované stoje. Mezi takové vyšetření řadíme Rombergův stoj, který bude dále popsán v neurologickém vyšetření stoje. Další modifikací je stoj, během kterého pacient pohybuje horními končetinami. Příkladem je chytání míče nebo provádění domácích činností. Takto zvolený stoj je vhodný vyšetřovat v případě hodnocení běžných denních činností. Jiné modifikace stoje jsou stoj se zanožením nebo unožením jedné dolní končetiny, stoj na špičkách a patách, kdy sledujeme rovnovážné reakce na danou situaci (Macháčková & Vyskotová, 2013).

2.1.2 Neurologické vyšetření stoje

Vyšetření stoje provádíme nejdříve vizuálně. Pacienti s neurologickou diagnózou mají specifický stoj. Nejčastěji se setkáme se změnou postury u pacientů po cévní mozkové příhodě. U postižení a.cerebri media, která bývá nejčastěji postižena má stoj obraz Wernicke-Mannovo držení. Jiným postojem se vyznačují pacienti s vertebrobazilární insuficiencí, kde nacházíme stoj o široké bázi.

Pro hodnocení stability stoje využíváme Rombergovu zkoušku. Jedná se o postupné zužování opěrné báze a vyloučení zrakové kontroly. Romberg I představuje stoj, kdy jsou chodidla od sebe na šířku ramen. Romberg II je vyšetřován ve stoji spojném a nakonec Romberg III se vyšetřuje ve stejné pozici jako předchozí test, ale s vyloučením zrakové

kontroly. Nejtěžší zkouškou pro pacienta je stoj na jedné dolní končetině se zavřenýma očima. Hodnotíme zde také reakci stabilizátorů trupu a pánve. Zmíněné zkoušky nám v praxi pomohou odhalit i lehké poruchy propriocepce (Opavský, 2005).

2.1.3 Vyšetření stoje pomocí přístrojové techniky

V dnešní době se k vyšetření stoje využívá i přístrojová technika. Jednoduché měření se provádí pomocí dvou kalibrovaných vah. Jedná se o měření, které můžeme provést v každé ambulanci ordinaci. Postavením pacienta na dvě váhy hodnotíme symetrii zatížení dolních končetin. Za normu hodnotíme, pokud rozdíl mezi pravou a levou dolní končetinou není větší než 10 % z celkové hmotnosti vyšetřovaného. Osobní váhy se v běžné rehabilitační praxi využívají pro nácvik odlehčení dolní končetiny po úrazu nebo operaci. Další jednoduchou metodou, pomocí které získáváme tlakové poměry na plošce chodidla je podografie. Při statickém stoji vidíme tvar plosky a místa největšího zatížení na chodidle (Vyskotová, 2006; Klöpfer-Krämer & Augat, 2010).



Obrázek 1. Ukázka nácviku zatížení postižené dolní končetiny pomocí osobní váhy (Klöpfer- Krämer & Augat, 2010, 16)

Finančně náročnější vyšetření je posturografie. Posturografie nám umožní zjistit poruchy ve stabilitě stoje. Počítačová statická posturografie je kvantitativní metoda pro stanovení rovnovážných funkcí stoje. Pomocí posturografie můžeme simulovat různé podmínky, se kterými se jedinci setkávají v každodenním životě a vyhodnotit jejich reakce (Roceanu, Capris, & Bajenaru, 2014).

Posturografie je objektivní technika, která je schopna výsledky měření zaznamenat číselně i graficky a následně archivovat. Umožní naměřené výsledky porovnat s předchozím měřením. Princip měření spočívá v zaznamenávání centra tlaku nohy. Udržení rovnováhy ve stoji vyžaduje informace z vestibulárního, somatosenzorického a vizuálního systému (Vališ, Dršata, Kalfeřt, Semerák, & Kremláček, 2012).

Tlakové plošiny patří mezi přístroje, které umožní kvantitativně změřit rozložení tlaku při stoji nebo chůzi. Představují objektivní metodu, která není zatížena subjektivní interpretací. Tento záznam představuje přesnější hodnocení a porovnávání výsledků. Plošiny, které zaznamenávají stoj, se nazývají statické. Jsou schopny zaznamenávat vertikální i horizontální složku tlaku, kterým chodidlo působí na podložku. Plošiny získávají reakční sílu a jejich momenty pomocí snímačů, které se nacházejí v rozích plošiny. Na základě těchto získaných informací zjistíme působiště reakční síly, označované jako Centre of Pressure (Vyskotová, 2006; Funda, 2008).

Výhodou během měření je, pokud je plošina na stejné úrovni jako podlaha a navíc je překryta stejnou barvou jako podlaha. V takovém případě můžeme snížit rušivé vlivy při měření. Proband se lépe soustředí na provádění úkolu a nemusí se soustředit na plošinu. Piezoelektrické plošiny pro statické měření jsou více citlivé a mají větší rozsah měření síly s porovnání s tenzometrickými plošinami. Při kontaktu chodidla s plošinou vzniká reakční síla, která slouží k analýze pohybu. Reakční síla obsahuje tři složky v mediolaterálním, vertikálním a anteroposteriorním směru (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda, 2012).



Obrázek 2. Měření vertikální složky reakční síly při nácviu zatížení postižené dolní končetiny (Klöpfer-Krämer & Augat, 2010, 16)

2.2 Volní motorika

Ke vzniku volního pohybu dochází při reakci na podnět, který přichází z vnitřního či zevního prostředí. K volnímu pohybu motivovaného vnitřním nebo zevním podnětem je cíl pohybové aktivity určován vědomě. Cílený pohyb vychází obvykle z vlastní iniciativy. K tomu, aby člověk mohl zamýšlený pohyb provést, je potřeba získat sluchové, proprioceptivní a somatosenzorické informace (Hatta, Nishihira, & Ogawa-Akiyama, 2014).

Vědomé rozhodnutí o pohybové aktivitě je ovlivněno již předchozími zkušenostmi jedince a zároveň aktuálním stavem zevního i vnitřního prostředí, kterému se musí pohyb přizpůsobit. Při opakovaných pohybových aktivitách dochází postupně k vytvoření specificky účelového pohybového programu (Véle, 2006).

Na vzniku úmyslného pohybu se podílejí nervové mechanismy, které můžeme rozdělit na několik fází. První impulz vychází z motivačního centra centrální nervové soustavy a to ze struktur limbického systému. Dalším krokem je senzorká analýza prostředí, následně je vypracován plán pro provedení pohybu. Informace získané ze senzorkého systému jsou transformovány do systému motorického a posléze je určena strategie pro dosažení požadovaného pohybu. Podle zvolené strategie pohybu dochází k vypracování programu pohybu. Pohybový program určí intenzitu a délku trvání kontrakce svalů, které jsou potřebné pro vykonání požadovaného pohybu. Nakonec následuje iniciace a realizace pohybu (Králiček, 2004).

2.2.1 Motorická kůra

Volní motorika je iniciována v motorické kůře. K neuronálním okruhům míchy vysílá sekvenci již naplánovaných příkazů, které se v daném pořadí aktivují. V určitých případech je motorická kůra schopna přímo aktivovat alfa-motoneurony svalů. Jedná se o svaly, které obsahují malé motorické jednotky a vyžadují přesné vědomé řízení. Příkladem jsou drobné svaly ruky. Motorická kůra představuje oblast frontálního laloku hemisféry, tvoří nezastupitelnou úlohu podílejí se na řízení cílené motoriky. Pomocí experimentů a pozorování vznikl názor na přítomnost tří motorických oblastí. Tyto funkční oblasti mají různou dráždivost a strukturu. Jedná se o primární motorickou korovou oblast, premotorickou korovou oblast a doplňkovou motorickou oblast (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005).

Na základě klinického pozorování došlo k zjištění aktivity i jiných oblastí centrální nervové soustavy, které se účastní řízení hybnosti ještě před zahájením samostatného pohybu. Jedná se o aktivitu mozečku, bazálních ganglií a limbického systému (Trojan et al., 2005).

2.2.1.1 Primární motorická korová oblast

Primární motorická korová oblast, nazývaná také jako somatomotorická kůra, se nachází v gyrus praecentralis. Pomocí elektrické stimulace bylo zjištěno, že při podráždění precentrálního gyru dochází k pohybům na kontralaterální straně těla. Během stimulace došlo k vyvolání cílených složitých pohybů. Na základě studií byla dokázána přítomnost mozaikovitých korových polí, které se nacházejí v primární korové oblasti. Při stimulaci těchto korových polí docházelo k vyvolání pohybu (Trojan et al., 2005).

Primární motorická korová oblast se řadí mezi nejsilnější korovou oblast v mozkové kůře. Pojmenování „primární“ získala díky experimentu, kdy při elektrické stimulaci došlo k vyvolání pohybu nejspíše právě ve zmíněné korové oblasti. Jedná se o strukturu, která se podílí na rozhodování o řízení cílených pohybů na akrech končetin (Králíček, 2004).

Neurony somatomotorické kůry jsou aktivovány těsně před provedením zvoleného pohybu. Hlavní funkcí primární korové oblast je předkládat naprogramované pokyny k uskutečnění pohybu jiné části mozkové kůry, která určí kontrakci, sílu a čas provedeného pohybu. V případě nečinnosti primární korové oblasti je nemožné provést zamýšlený pohyb (Straton, Gidu, Carmen, & Straton, 2012).

2.2.1.2 Premotorická korová oblast

Premotorická korová oblast se nachází před motorickou oblastí primární. Podrážděním této oblasti dochází k vyvolání svalových pohybů. K jejich vyvolání je ovšem potřebná větší intenzita proudu. Ve srovnání s předchozí korovou oblastí jsou vyvolané pohyby hrubší. Premotorická korová oblast získává korové projekce ze zrakových oblastí. Mnoho neuronů v premotorické korové oblasti mění svou aktivitu na základě vizuálního podnětu a související motorické odpovědi. Premotorická oblast se podílí na kontrole pohybů, které jsou řízeny zrakem. Při instrukci člověka provést určitý pohyb do určeného směru dochází k zvýšení prokrvení v premotorické korové oblasti. Jedná se stále o málo prostudovanou oblast, ale předpokládá se, že se oblast podílí na pohybech pletencového svalstva končetin, na uskutečnění volných pohybů a jejich aktivita je realizována přes kortikoretikulospinální spojení. Experimentální stimulací došli vědci k teorii, že v premotorické oblasti vzniká

tzv. motorický obraz. Ten představuje vnitřní představu pohybu. Jedná se o vizualizaci toho, které svaly budou při daném pohybu zapojeny a jakou intenzitou. Motorický obraz je převeden na kódovací informace a pomocí asociačních vláken veden k primární korové oblasti, která zodpovídá za provedení pohybu (Trojan et al., 2005; Fontana et al., n. d.).

Představa o pohybu je definována jako kognitivní proces, ve které je vnímání o pohybu vytvořeno bez vnější stimulace. Při provádění pomalých pohybů může motorická kůra regulovat řízení pohybu, na rozdíl od konání rychlých pohybů, které vyžadují mnoho automatických regulací (Straton et al., 2012).

Premotorická kůra je aktivována při uvědomění si pozice těla nebo segmentů v prostoru k provedení zamýšleného pohybu. Nacházejí se zde tzv. zrcadlové neurony, které se aktivují při provádění selektivních pohybů nebo při pouhém pozorování pohybu jiných jedinců. Zrcadlové neurony jsou schopny člověku umožnit učení na základě pozorování (Desmurget & Sirigu, 2009; Fontana et al., n. d.).

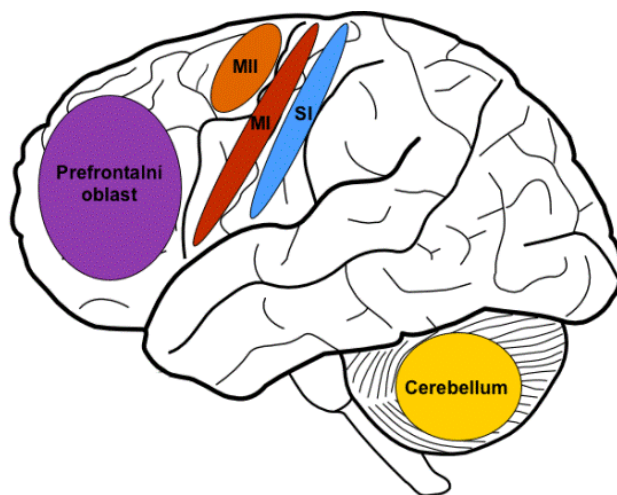
Nedávná studie se zaměřovala na zapojení mozkové kůry během prováděného pohybu a při pouhé představě o pohybu. Pomocí magnetické rezonance bylo zjištěno, že při představě o pohybu a při uskutečněném pohybu se zapojí společné nervové sítě, jako je premotorická korová oblast, striatum, mozeček, parientální kůra. Při představě o prováděném pohybu byla zjištěna větší aktivita prefrontální kůry, zatímco při pohybu se aktivovala senzomotorická kůra (Sauvage, Jissendi, Seignan, Mant, & Habas, 2013).

2.2.1.3 Doplnková motorická oblast (supplementary motor area, SMA)

Jedná se o korovou oblast, kterou nalezneme v části Brodmannově arei 4 a 6. Zasahuje do mediální plochy hemisféry. Lokalizace není přesně vyjádřena jako u předchozích motorických oblastí, jednotlivé okrsky se překrývají. V průběhu prováděné stimulace této oblasti došlo k vyvolání izolovaných a rotačních pohybů. Byl zjištěn zvýšený průtok krve při provádění pohybu, ale i při pouhé představě o pohybech. V případě poškození doplňkové korové oblasti dochází k zpomalení prováděných pohybů na kontralaterální straně. Doplnková korová oblast hraje důležitou roli při programování pohybů, proto ji můžeme s velkou pravděpodobností zařadit před primární motorickou oblast. V některých publikacích se můžeme setkat s označením doplňkové korové oblasti jako supermotorické arei (Kim & Shin, 2014; Trojan et al., 2005).

Doplňková motorická oblast představuje důležitou roli v iniciaci a řízení volných pohybů. Jedna ze studií se zabývala účastí SMA na vědomém pohybu pomocí jednoduchého úkolu. Cílem bylo zjistit zapojení korových oblastí před provedením samotného pohybu. Vědci došli k závěru, že v době, kdy se pacient rozhodl uskutečnit pohyb a samotným provedením pohybu uplynulo 200-300 milisekund. Je to čas potřebný ke zpracování vizuálního nebo sluchového podnětu. Na základě anatomického pozorování byla zjištěna důležitost doplňkové motorické oblasti při provádění vědomého pohybu. Aktivita doplňkové motorické oblasti se projevila především v době, kdy chtěl pacient daný pohyb provést (Haggard, 2008).

Dalším důkazem o spojení SMA s vědomým pohybem byla studie založená na stimulaci mediálního povrchu mozkových hemisfér epileptických pacientů subdurálními elektrodami. Výsledkem bylo, že stimulace uvnitř regionu SMA vyvolala potřebu nebo nutkání k pohybu, které se podobalo nutkavé touze provést akci (vědomý pohyb). Rostoucí intenzita stimulace nad urgentním prahem vyvolala skutečně pohyb. Stimulace SMA vyvolá velmi přesný zamýšlený pohyb. Bylo zjištěno, že SMA spouští pohyb tím, že potlačuje inhibiční signály působící na primární korovou oblast (Desmurget et. al., 2009).



Obrázek 3. Tři oblasti motorické kůry. MII- premotorická korová oblast, MI- primární motorická korová oblast, SI- doplňková motorická oblast (<http://fbt.cz/skripta/regulacni-mechanismy-2-nervova-regulace/8-motoricke-funkce>)

2.2.2 Bazální ganglia

Bazální ganglia se podílejí na řízení motoriky svou aktivitou ještě před zahájením pohybu. Jejich aktivita byla zjištěna pomocí elektrofyziologického pozorování. Striatum je složeno z nucleus caudatus a nucleus putamen. Senzomotorická a premotorická kůra má vztah k nucleus putamen. Nucleus caudatus vytváří funkční vztah s asociační korovou oblastí. Převážné informace ze senzomotorické oblasti končí právě v nucleus putamen. Na základě studií prováděných pomocí magnetické rezonance bylo zjištěno, kdy dochází k zapojení bazálních ganglií během pohybu (Trojan et al., 2005).

Výsledky studií ukazují, že při provedení pasivního pohybu nevzniká v bazálních gangliích žádná aktivita. K zapojení bazálních ganglií došlo při vykonání aktivního pohybu. Větší aktivitu vykazovala bazální ganglia v případě učení nového pohybu, kdy se především aktivovali nucleus caudatus a přední část nucleus putamen. Větší aktivita bazálních ganglií byla zaznamenána v případě, kdy k uskutečnění úmyslného pohybu bylo potřeba vybrat z více možností pohybu (Rokyta, 2000).

Nedávno prováděná studie na zvířatech prokázala, že neurony bazálních ganglií mají proprioceptivní pole, které je schopno reagovat na pasivní a aktivní pohyby v kloubech (Konczak et.al., 2009).

Bazální ganglia umožní v průběhu pohybu měnit dynamiku pohybu. Změna dynamiky pohybu je zajištěna obvody, které jsou schopny pohyb zeslabit nebo zvýšit. Funkce bazálních ganglií zajistí potlačení pohybů, které by probíhaly zároveň s úmyslným pohybem. Bazální ganglia modulují sílu prováděného pohybu a přispívají k motorickému učení (Turner & Desmurget, 2010).

2.2.3 Mozeček

Mozeček se účastní řízení motoriky, jeho úlohou je zajištění koordinovaného pohybu. Mozeček pracuje podvědomým mechanismem a umožní tak zbývajícím částem mozku uskutečnit jejich funkci. Na řízení vědomého pohybu se podílí mladší část mozečku nazývaná jako neocerebellum. Získává informace z proprioceptorů a kožních receptorů. Mozeček je spojen s mozkovým kmenem, mozkovou kůrou a může se tak podílet na kontrole prováděného pohybu, tak na jeho iniciaci, ale i ukončení. Účastní se řízení svalového napětí, vzprímovacích reflexů a také úmyslných pohybů. Činnost mozečku zajistí plynulost a přiměřenost prováděného vědomého pohybu. Určí směr prováděného pohybu, rozhoduje

o tom, jak dlouho má daný pohyb trvat i jakou intenzitou. Dále určí sílu jakou má jedinec pro vykonání pohybu použít (Mariën, Wackenier, Surgeloose, de Deyn, & Verhoeven, 2010; Trojan et al, 2005).

2.2.4 Řízení volního pohybu

Řízení volního pohybu se účastní centrální nervový systém dvěma aktivitami. Jedná se o aktivitu emocionální, která by se dala nazvat podnětem. Druhá aktivita se nazývá racionální, též jako úvaha. Pohyb, který chceme vědomě provést, reaguje na sensorický podnět a zároveň je ovlivněn emocí, která rozhoduje o intenzitě daného pohybu. V případě nízké intenzity emoce je pohybová odpověď na podnět velmi slabá či žádná. Naopak při silné emoci dochází až k přehnané pohybové reakci. Aktivita racionální má za úkol pohyb brzdit. Má-li vědomý pohyb dosáhnout svého cíle, je potřebné, aby byla zajištěna souhra obou aktivit. Při diskoordinaci emocionální a racionální aktivity dochází k poškození pohybové soustavy nebo k útlumu pohybu (Véle, 2006).

Řízení pohybu se uskutečňuje obousměrnou výměnou informací, která probíhá mezi výkonnými orgány a řídicím centrem centrální nervové soustavy. Při řízení pohybu je důležité, aby nedošlo k odchylce od původního zamýšleného pohybu. Řídicí centrum dostává informace o vykonaném pohybu prostřednictvím proprioceptivních receptorů. Zmíněné proprioceptivní receptory se nachází ve šlachách, kloubním pouzdře a svalech. Pomocí těchto receptorů získává centrální nervový systém informaci o provedeném pohybu a porovnává získané informace s vyslanými instrukcemi (Véle, 2006).

V případě výskytu odchylky od myšleného pohybu je nutné provést kontrolu a hodnocení výchylky pohybu mozečkem a v průběhu dané pohybové reakce učinit opravu k dosažení požadovaného cíle zamýšleného pohybu. Na provedení cíle pohybu je zaměřeno naše vědomí, není již podstatné pro průběh vykonaného pohybu, přesto dochází k automatické kontrole prováděného pohybu. Informace se dostanou do centrální nervové soustavy v podobě určitého kódu, kde se následně dekodují do myšlenkové představy pohybu (Véle, 2006; Kulka, 2008).

2.3 Úrovně řízení motoriky

Postupným fylogenetickým vývojem člověka došlo k diferencování motoriky, která vyžadovala vývoj stále složitějších úrovní řízení. Mezi řídicí úrovně seřazené hierarchicky patří autonomní, spinální, subkortikální a kortikální úroveň. Tyto úrovně od sebe nelze oddělit. V případě vykonání pohybu se všechny zmíněné úrovně na jeho procesu řízení podílejí (Véle, 2006).

2.3.1 Řízení na autonomní úrovni

Autonomní nervový systém se účastní řízení a udržení základních životních funkcí. Řídicí centrum vytváří ganglia, která se dělí na sympatikus a parasympatikus, probíhající skrz vnitřní orgány a podél cév. Řídicí systém je oboustranně propojený se spinálními i mozgovými nervy a díky tomu může rozhodovat o aktivitě vnitřních orgánů, ale také o intenzitě aktivity svalů. Působí na psychiku člověka, jehož vliv můžeme vnímat při stresu. I když se jedná o autonomní řízení, do jisté míry můžeme systém ovlivnit pomocí představy spojené s emocemi. Příkladem je autogenní trénink dle Schultze. Funkce pohybového systému je spojená se správnou funkcí systému autonomního, proto je důležité ve fyzioterapii neopomenout i tuto stránku řídicího systému (Véle, 2006).

2.3.2 Řízení na spinální, kmenové úrovni

Řízení na kmenové úrovni je geneticky determinované. Je reprezentováno tzv. primitivními reflexy jako Galantův reflex nebo chůzový automatismus. Díky primitivním reflexům můžeme zjistit vývojový věk dítěte a následně posoudit, zda je vývoj fyziologický. Vybavitelnost těchto reflexů je časově vymezená. Primitivní reflexy jsou v každém jedinci stále přítomny, ale jsou překryty vyšší úrovní řízení motoriky. Tyto reflexy nám podávají informaci o zralosti centrální nervové soustavy, kdy v případě přítomnosti zmíněných reflexů v dospělosti ukazují na vznik patologie v CNS. Příkladem je cévní mozková příhoda nebo traumatické poranění mozku (Kolář, 2014).

2.3.3 Řízení na subkortikální úrovni

Subkortikální úroveň se účastní řízení funkcí, které jsou nadřazené předchozí úrovni. Účastní se přizpůsobení organismu na vliv zevních a vnitřních podmínek, se kterými se jedinec setká během pohybu. Dochází k automatizaci a následné kontrole opakovaných

pohybových činností. Při působení nocicepce dochází ke vzniku náhradních pohybových programů (Véle, 2006).

Pro řízení pohybu na této úrovni jsou podstatná centra v prodloužené míše, bazálních ganglií, mozečku, thalamu a mozkovém kmeni. Do retikulární formace, která slouží jako řídicí centrum, přicházejí aferentní sensorické informace. Na základě získaných informací dochází k přípravě podmínek pro uskutečnění pohybu. Mozkový kmen zajišťuje a organizuje základní pohybové funkce, ale i složitější pohybové vzory. Oblast se významně podílí na řízení posturální aktivity a pohybových vzorů (Véle, 2006; Ambler, 2011).

2.3.4 Řízení na kortikální úrovni

Kortikální úroveň představuje nejvyšší orgán, který se účastní řízení volní motoriky. Ovlivňuje řízení obratných pohybů a rychlých posturálních změn. Všechny volní pohyby řízené z této úrovně jsou vykonávány za určitým účelem. Jedná se o složitý proces, který vyžaduje přípravu pohybu před samotným provedením. Na provedení volní motoriky se podílí vědomí, psychika člověka, jeho osobnost a intelekt (Véle, 2006).

Tato úroveň nám umožní získat představu o pohybu a naučit se nové dovednosti, které si postupně osvojíme (Kolář, 2011).

Průběhu volního pohybu se neúčastní plné uvědomění. Vědomí se účastní jen cíle pohybu, který chceme provést. Celý detailní průběh pak probíhá podvědomě. Úkony, které vykonáváme denně, si neuvědomujeme. Pokud chceme například spočítat počet schodů, po kterých každý den chodíme, je potřebné si uvědomit chůzi po schodech a následně se soustředit na jejich počet. Uvědomění si pohybu je důležité, pokud chceme změnit určitý pohyb nebo postavení (Véle, 2006).

Mozková kůra představuje dynamický celek, kdy s postupným vývojem dítěte jsou zde zapisovány dostředivé informace. Tyto získané informace jsou zakódovány do paměťových stop (Pfeiffer, 2007).

2.4 Somatognozie a stereognozie

Kvalita somatognozie je velmi důležitá u lidí, kteří se chystají podstoupit ortopedický zákrok. V případě neporušené somatognozie a stereognozie jsou schopni se lépe adaptovat na operační výkon. Pro schopnost vědomého rozložení zatížení je nutné mít dobrou představu o svém těle (Kolář et al., 2012).

Pojem somatognozie představuje schopnost vnímat své tělesné schéma. V mozku se nacházejí paměťové vzorce, které jedinci umožní somatognostickou funkci. Důležitou roli pro správný rozvoj somatognozie představují parietální laloky. K schopnosti vnímat tělesné schéma je potřebné získat informace z vestibulárního, zrakového, taktilního systému, ale i propioceptivní informace (Kolář et al., 2012).

Stereognozii označujeme jako schopnost rozeznat různé předměty a jejich kvalitu při vyloučení vizuální kontroly. Jiná definice označuje stereognozii jako schopnost prostorového vnímání při kontaktu s vnějším prostředím s vyloučením zraku. Nejedná se pouze o hmatové funkce, ale ukazuje nám i schopnost kognitivního procesu při získávání vzruchů z oblasti rukou (Kolář, 2012; Vojta, & Peters, 2010).

Pomocí magnetické rezonance byla zjištěna aktivace mozkové kůry při stereognostických zkouškách. Probandi bez neurologického a psychiatrického nálezu měli za úkol rozpoznat různé předměty. Během testování byla zaznamenána aktivita v primární motorické oblasti, premotorické oblasti, doplňkové motorické oblasti a dorsolaterální prefrontální kůry (Fujii et al., 2011).

Somatognozie je velmi úzce spjatá s propiocepcí. Podle kvality propiocepce můžeme také předpokládat, zda bude představa o svém těle u pacientů narušená či nikoliv (Psalmanová 2013).

Podle kvality stereognozie a somatognozie posuzujeme schopnost izolovaných pohybů a kontrolovanou relaxaci. Pokud nastane porucha obou těchto funkcí, označujeme ji za „tělesnou slepotu“ (Kolář, 2007).

Ke změně somatognozie může dojít dlouhodobou imobilizací pacienta, nedostatečnou pohybovou aktivitou jedince, ale i nevhodně zvolenou obuví. Centrální nervová soustava nedostává potřebné informace z receptorů dané oblasti, což vede ke sníženému vnímání tělesného segmentu. Při vyšetření si můžeme všimnout přecitlivění segmentu a s tím také často nárůst svalového napětí, nebo vnímáme spíše hypotonii a pacient popisuje odcizení části těla. Podle Koláře (2012) je kvalita somatognozie a stereognozie velmi důležitá. Neboť narušením zmíněných funkcí dochází k vadným pohybovým stereotypům a může docházet ke vzniku komplikací, které nastanou po operacích pohybového aparátu v rámci reedukace pacienta na pohybovou zátěž.

Prováděný průzkum u pacientů s hernií disku potvrdil u více jak poloviny pacientů poruchu somatognozie. Pacienti s touto poruchou mají velmi malé dostačující kompenzační

možnosti v době vzniku patologického stavu. Lidé s poruchou vnímání vlastního těla se hůře přizpůsobí operačním výkonům a pacienti po spondylochirurgických operacích patří mezi skupinu, u kterých se objeví failed back surgery syndrom. Z tohoto hlediska je velmi důležité u pacientů s poruchou hybného systému, kteří se chystají podstoupit operační výkon, dobře vyšetřit somatognozii a stereognozii. Před operací pohybového aparátu je vhodné zařadit v rámci rehabilitace cvičení na uvědomování si vlastního těla. Vhodnou metodou je Feldenkreisova nebo Alexandrova metoda. V dnešní době je možné využít i tradiční východní cvičení tai- chi (Psalmanová, 2013).

Změny somatognozie způsobené imobilizací můžeme poměrně snadno upravit. Pomocí mobilizačních a měkkých technik dochází ke zvýšení aferentních informací. Aktivní cvičení nebo využití reflexních metod napomáhá zvyšovat somatosenzorickou pozornost. Somatognozie můžeme ovlivnit nácvikem inhibičních funkcí centrální nervové soustavy. Příkladem je cvičení dle Feldenkraise, které vyžaduje plné soustředění, aktivitu a pravidelné cvičení. V dnešní době se využívá čínské cvičení Tai- chi a Qi gong. Jedná se o provedení pomalých pohybů, které jsou segmentálně rozfázované, spojené s relaxací a maximálním prožitím tělesného pohybu (Lepšíková, Čech, & Kolář, 2013).

2.4.1 Vývoj somatognozie a stereognozie

Somatognozie se začíná vyvíjet už v intrauteriním období a dále pokračuje po narození. Vývoj somatognozie je určen geneticky. Pro vývoj je důležitý první rok života, kdy se jednotlivé části těla dítěte dostávají do tělesného schématu. Postupný vývoj lidské motoriky jde ruku v ruce s vývojem somatognoztické funkce. Díky této spojitosti lze určit úroveň vývoje motoriky na základě vývoje somatognozie a stereognozie, ale také naopak (Lepšíková et al., 2013).

Vývoj v prvním roce života dítěte postupuje současně s vývojem motorických funkcí. V případě poruchy funkce proprioceptivního vnímání není možné uskutečnit cílený pohyb. Pokud není rozvinutá stereognoztická funkce na ruce nebo na noze, nemůžeme zde očekávat dobrou opěrnou funkci (Lepšíková et al., 2013).

Do určitého věku dítěte jsou motorické odpovědi vyvolané pomocí tzv. primitivních reflexů. Primitivní reflexy jsou součástí nižší úrovně řízení motoriky. Dochází k rozvoji nervového spojení mezi tělem a mozkiem. Právě primitivní reflexy souvisí s rozvojem stereognozie. Se zánikem primitivních reflexů dochází k rozvíjení stereognoztické funkce

a možnost provádět izolované pohyby. Jako první se objeví stereognozie v oblasti zad, tato změna nastává v období prvního až druhého trimenonu. Při proprioceptivním drážděním v oblasti zad, například položením předmětu na záda, je dítě již schopno na tento podnět zareagovat a snaží se jakýmkoliv způsobem změnit stávající polohu. V tomto období dojde také k útlumu Galantova reflexu. Od poloviny druhého trimenonu se vyvíjí stereognozie v oblasti celé ruky, objevuje se radiální úchop a následně opěrná funkce ruky. Důležitou funkcí je rozvoj stereognozie plosky nohy, která umožní dítěti vertikalizaci (Kolář et al., 2012; Lepšíková et al., 2013).

Za začátek rozvoje somatognostické funkce můžeme považovat období osmého týdne, kdy je dítě schopno si spojit obě ruce před svým tělem. V období prvního trimenonu si dítě ohmatává oblast třísel a genitálů. Kontakt plosek nohou, ale zatím pouze mediální hranou, je dítě schopno v druhém trimenonu, ve věku čtyři a půl měsíce. K plnému kontaktu obou plosek nohou dozrává až kolem šestého měsíce a zároveň je dítě schopno se dotknout spojených noh pomocí svých horních končetin (Kolář et al., 2012).

2.4.2 Význam somatognozie a stereognozie

Kvalita stereognozie a somatognozie je velmi důležitá. Porucha těchto funkcí úzce souvisí se sníženou představou o svém vlastním těle. Kvalita stereognozie a somatognozie je často dávána do souvislosti se schopností relaxace a selektovaných pohybů. Nedokonalým vnímáním svého těla není člověk schopen se dostatečně přizpůsobit patologickému stavu, který může vzniknout jako následek dlouhodobého přetěžování jednotlivých částí těla. Tito lidé mají sníženou schopnost přizpůsobit se pooperačním nebo poúrazovým stavům. Dále nejsou schopni vnímat držení těla v prostoru nebo opření chodidel o podložku. Lidé se sníženým vnímáním svého těla se orientují ve větší míře pomocí vizuální kontroly, vnímání prostoru díky propriocepci je u nich omezené. Toto omezení je často způsobeno moderním způsobem života, který nás ochuzuje o vjemy získané pomocí propriocepce. Právě uvědomění si části tělesného schématu je zajišťováno pomocí proprioceptorů, které přivádí informace z periferie do centrální nervové soustavy (Kolář et al., 2012; Stránský, 2009).

Rozdíl ve zmíněných funkcích můžeme vidět u sportovců, kteří se převážně věnují estetickým sportům. Jedním ze zástupců estetického sportu je gymnastika. Zde můžeme pozorovat vliv diferencovanosti tělesného schématu. Zaměření na procvičení izolovaných pohybů umožní lepší vnímání jednotlivých částí těla a má kladný vztah na uvědomění si

celého tělesného schématu. Lidé s poruchou představy o svém těle velmi těžce korigují postavení jednotlivých částí svého těla (Stackeová, 2007; Stránský, 2009).

2.4.3 Vyšetření somatognozie a stereognozie

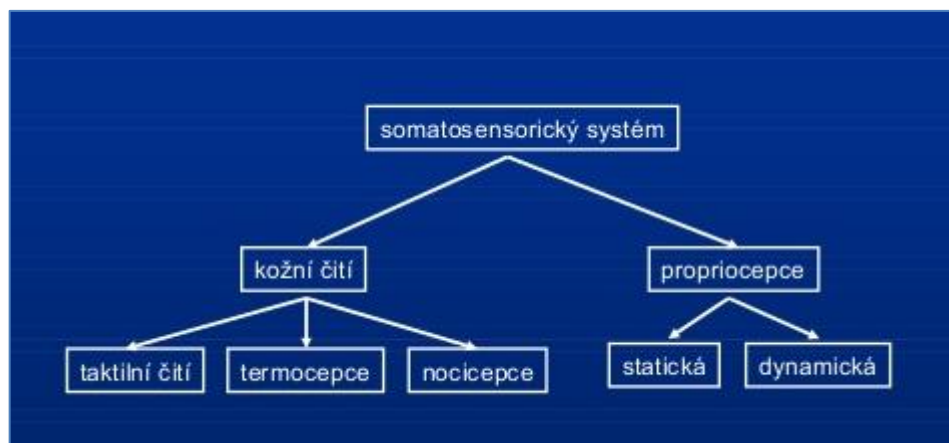
Pro zjištění kvality somatognozie se využívá test podle Koláře et al. (2012). Před začátkem vyšetření je u každého pacienta změřena bispinální délka jeho pánve pomocí pelvimetru. Pacient má za úkol ukázat pomocí předpažených horních končetin bispinální šířku pánve ve vertikální a horizontální rovině s vyloučením zrakové kontroly. Určená vzdálenost je změřena pomocí krejčovského metru a následně porovnána se skutečnou délkou. Jako norma je braná tolerance do dvou centimetrů. V případě většího rozdílu je u vyšetřovaného zjištěna porucha v oblasti somatognozie. Kromě šířky pánve se hodnotí i hloubka pacientova hrudníku nebo šířka jeho ramen (Psalmanová, 2013).

Testování stereognozie se provádí s vyloučením zrakové kontroly. Vyšetřovanému je dán do ruky předmět po dobu pěti sekund. Pacient si musí zapamatovat charakter předmětu a následně rozpoznat stejný předmět umístěný mezi tvarově rozdílnými předměty (Králíček, 2004).

2.5 Somatosenzorický systém

Do somatosenzorického systému patří propriocepce a kožní cití. Systém se řadí mezi samostatné a je oddělen od speciálních smyslů jako je zrak, sluch nebo čich. Důvodem vzniku samostatného systému jsou určité rozdíly. Jedním z nich je umístění receptorů po celém povrchu těla a jejich neseskupení do definovatelného orgánu. Druhým rozdílem je schopnost somatosenzorického systému zachytit a rozpoznat více druhů informačních signálů (Králíček, 2004).

V rehabilitaci nahlížíme na poruchy pohybového systému skrze somatosenzorický systém, který se podílí na řízení motorických funkcí. V centrální nervové soustavě jsou informace z tohoto systému nezbytné pro vznik adekvátní motorické odpovědi. Výsledkem je změna svalového napětí, síly a koordinace. Somatosenzorický je velmi adaptabilní. Má schopnost funkční i strukturální změny při dlouhodobě působících podnětech. Z tohoto důvodu nacházíme u pacientů s chronickými bolestmi poruchu somatognozie a stereognozie (Lepšíková et al., 2013).



Obrázek 4. Rozdělení somatosenzorického systému (Kališová, 2014)

2.5.1 Kožní cití

V kůži jsou umístěny mechanoreceptory. Jedná se o taktilní receptory, které reagují na mechanické podráždění na povrchu těla. Aktivitou mechanoreceptorů vzniká v centrální nervové soustavě taktilní vjem. Ten nám umožní určit tvar, povrch či měkkost předmětu, který držíme v ruce. Receptory lze rozdělit podle morfologického hlediska na volná nebo opouzdřená zakončení nervových vláken. Na povrchu epidermis se nacházejí Merkelovy disky. K jejich podráždění dochází při pouhém lehkém dotyku. V papilách koria jsou uložena Meissenerova tělíska. V hluboké vrstvě koria jsou umístěna Ruffiniho tělíska. Tato tělíska reagují při napnutí kůže a proto je lze považovat za proprioceptory. Dále jsou v kůži uloženy termoreceptory, které podávají informaci o teplotě nejen drženého předmětu. Volná nervová zakončení vláken typu C označujeme jako nociceptory, které zprostředkovávají přenos bolestivých podnětů (Kališová, 2014; Králíček, 2004).

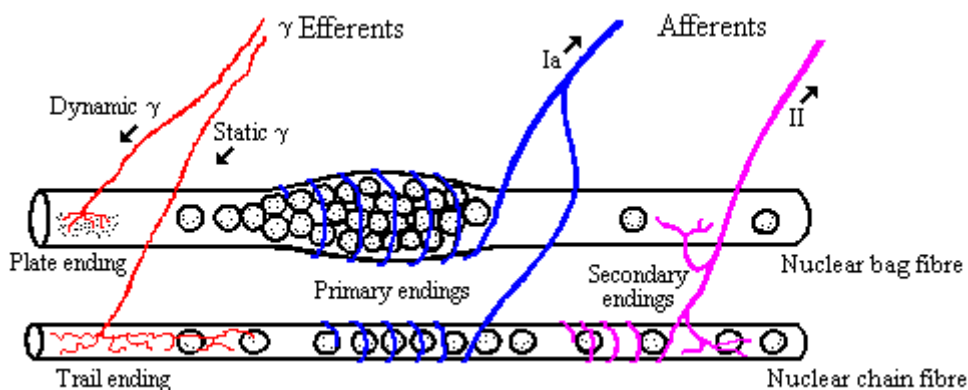
K vyšetření taktilního cití využijeme test grafestezie. Vyšetřovaný má za úkol poznat číslice nebo písmena bez zrakové kontroly, které mu terapeut nakreslí na vybranou část těla. Taktilní cití se dá vyšetřit i testem dvoubodové diskriminace. Pacientovým úkolem je rozpoznat dotyk dvou bodů od jednoho. Nejcitlivější oblastí je oblast rtů a na článcích prstů (3-5 mm). Citlivost se postupně snižuje. Na zádech je pacient schopný rozeznat dotyk dvou bodů v případě, že jsou od sebe 4-7 centimetrů. Rozpoznání dvoubodové diskriminace záleží velmi na hustotě rozložení příslušných receptorů (Kolář et al., 2012).

Hustota kožních mechanoreceptorů je důležitá pro taktilní citlivost, ale důležitou roli v jejím určení hraje kvalita centrálního nervového systému, konkrétně mozková kůra (Králíček, 2004).

2.5.2 Propriocepce

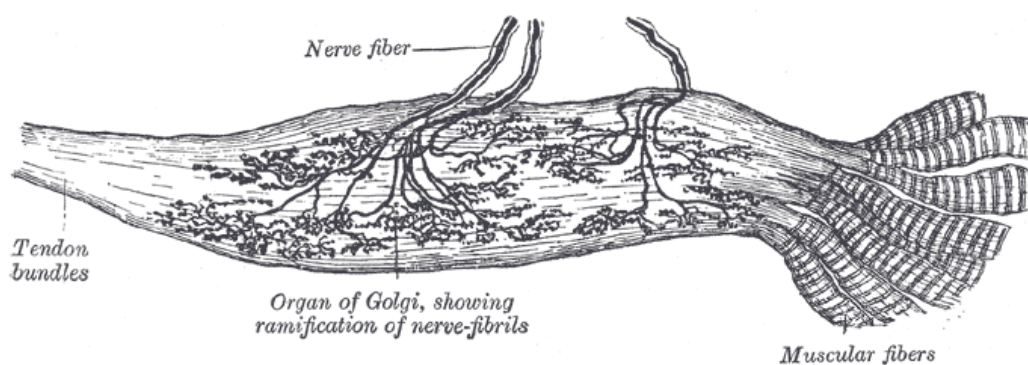
Proprioreceptory jsou schopny rozlišit vzájemnou polohu jednotlivých segmentů těla a pohyb mezi jednotlivými částmi. Mezi takové receptory se řadí ruffiniformní a paciniformní tělíska, která se nacházejí ve vazech a kloubním pouzdře. Dále to jsou svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska a Ruffiniho tělíska. Ruffiniho tělíska jsou uložena ve vrstvách koria, jejich uložení je poměrně hluboké. Aktivují se při napínání kůže, ke kterému dochází při pohybech končetin a prstů. Z tohoto důvodu se dá předpokládat jejich podíl na propriocepci (Králiček, 2004).

Svalové vřeténko představuje proprioceptivní orgán ve svalu. Skládá se z kontraktálních svalových vláken tzv. intrafuzálních. Intrafuzální vlákna mají střední část chudou na kontraktální elementy, a proto slouží jako receptorová oblast. Každý vjem je zachycen v okamžiku, kdy dojde k protažení střední porce intrafuzálních vláken. Intrafuzální vlákna jsou dvojího druhu - „nuclear chain fibres“ a „nuclear bag fibres“. Buněčná jádra „nuclear chain fibres“ jsou uspořádány do axiálního řetězce, zatímco vlákna typu „nuclear bag fibres“ mají hroznovité seskupení. Rozdíl mezi typy vláken je v rychlosti kontrakce. Kontrakce vláken „nuclear chain“ je velmi rychlá zatímco kontrakce druhého typu je pomalá. Svalová vřeténka hrají důležitou roli ve volní motorice. V momentě zahájení pohybu dojde k aktivaci gamamotoneuronů. Tím dojde ke kontrakci jak extrafuzálních, tak intrafuzálních vláken. Svalové vřeténko je protaženo a může plnit receptorovou funkci. Dále se účastní na stabilizaci polohy během motorické aktivity. V případě zkrácení svalových vřetének antagonistů, dochází k stabilizaci kloubu v zamyšlené pozici (Fontana et al., n.d).



Obrázek 5. Svalové vřeténko (http://www.hc-vsetin.cz/ftk/semi/baka_michal2.htm)

Golgiho šlachové tělísko představuje podobný receptor jako svalové vřetenko. K podráždění dochází při protažení šlachy, které musí být větší než při aktivaci svalového vřetenka. Jeho funkcí se inhibuje vlastní sval a na druhé straně facilituje jeho antagonistu. Vyskytuje se v místě spojení šlachy ve sval. Hlavním úkolem je zabránit příliš velkému napětí ve svalu, aby nedošlo k jeho poškození. Během svalové kontrakce dochází k aktivaci tělíska, které následně pošle informaci k zajištění útlumu alfa-motoneuronů inervující daný sval (Trojan, et al., 2003; Véle, 2006).



Obrázek 6. Golgiho šlachová tělíska (<http://cs.wikipedia.org/wiki/Golgiho>)

Pod pojmem propiocepce si představíme vnímání statestézie, kinestézie, vibrací a také rovnováhy. Signály z proprioceptorů se hůře přesně vnímají, ale představují hlavní zdroj zpětnovazebných informací. Poskytují centrální nervové soustavě přehled o pohybu jednotlivých segmentů a jejich vzájemné postavení. Do CNS se informace dostávají ze šlach, kloubů, svalů a jsou důležité k posouzení postavení těla a následné korekci všech změn, ke kterým v průběhu pohybu došlo, aby mohl být realizován zamýšlený pohyb. V případě poruchy propiocepce dochází k snížení pohybového výkonu, pohybové koordinaci a obratnosti. Pacient může popisovat pohybovou nejistotu (Véle, 2006; Stackeová, 2007).

Signály z proprioceptorů se dělí na statické nebo dynamické. Signály statické podávají informaci o aktuální pozici těla a všech segmentů. Dynamické vedou informaci o změnách, které průběžně probíhají během pohybu. Tyto informace poskytují mozečku koordinaci chyb v průběhu pohybu (Véle, 2006).

Mnoho studií se zabývalo otázkou, zda dochází ke změně propiocepce s přibývajícím věkem. Výsledky studie prokázaly, že starší jedinci mají změněnou propiocepci při

provádění pohybu různou rychlostí v porovnání s mladšími jedinci (Boisgontier & Nougier, 2013).

Propriocepce dosahuje nejvyšší kvality na začátku dospělosti. Je to způsobeno vývojem senzomotorického učení v průběhu celého dětství. Postupný pokles ve vyšším věku je dán změnami v centrálním i periferním nervovém systému. Stárnutí je spojeno s úbytkem myelinu, snížení citlivosti svalového vřeténka nebo úbytkem kožních receptorů (Suetterlin & Sayer, 2014).

Studie hodnotící vliv věku na kvalitu propriocepce, došla k závěru, že s rostoucím věkem dochází k zhoršení statestezie v kolenním a hlezenním kloubu. Na druhou stranu se nepodařilo prokázat snížené vnímání polohy v kloubu kyčelním. Limitujícím faktorem prováděné studie mohl být fakt, že účastníci se věnovali aktivnímu cvičení několik hodin týdně. Kvalita statestezie kolenního kloubu byla porovnáována mezi aktivními seniory a seniory se sedavým způsobem života. Z těchto výzkumů tedy jednoznačně vyplývá, že cvičení má pozitivní vliv na rozsah pohybu v kloubech a svalovou sílu, ale také na kvalitu propriocepce (Knoop et al., 2011).

K častým úrazům ve starším věku dochází vlivem pádu. Bylo zjištěno, že u pacientů, kteří utrpěli následkem pádu poranění v oblasti kyčelního nebo kolenního kloubu, byla zjištěna zhoršená propriocepce. Právě zhoršení proprioceptivní funkce vede k rizikovým faktorům pádu, protože reakce k vyrovnání balance bývají chybné nebo opožděné. Na změnu propriocepce může působit i vliv únavy. Svalová únava zpomalí zpětnou vazbu ze svalových vřetének a tím pádem dochází k ovlivnění propriocepce (Mendelsohn, Overend, & Petrella, 2004; Page, Frank, & Lardner, 2010).

Vyšetření propriocepce lze vykonat různými testy. Schopnost uvědomit si polohu jednotlivých kloubu můžeme zjistit pomocí testu dle Petrie. Potřebujeme dřevěný blok podobný hranolu s postupně se zužující šířkou. Proband má za úkol bez zrakové kontroly pomocí palpce vnímat šířku hranolu, který mu je předložen. Poté je hranol vyměněn za dřevěný blok s postupně se zužující šířkou. Proband se snaží na dřevěném bloku najít zapamatovanou šířku pomocí hmatu. Rozlišujeme tři stupně hodnocení. V případě určení menšího rozměru než je skutečná šířka určíme podhodnocení. Udání stejné šířky označujeme za normální vnímání. Větší udání rozměru určuje nadhodnocení. Pro validitu testu je nutné měření opakovat 3krát a vyšetřovanému zatajit předchozí výsledky. Zmíněný test slouží i pro posouzení celkové reaktivity člověka (Véle, 2006; Kolář, 2012).



Obrázek 7. Vyšetření podle Petrie (Kolář, 2012, 93)

2.5.2.1 Statestezie

Statestezie umožní člověku vnímat, v jaké pozici se jednotlivé klouby nacházejí. Toto vnímání je realizováno pomocí svalového vřeténka a kožních mechanoreceptorů (Ambler, Bendařík, & Růžička, 2004).

Statestezie neboli polohocit lze vyšetřit pasivní změnou některého tělesného segmentu. Pacient má po celou dobu testu zavřené oči. Terapeut nastaví pasivně vyšetřovaný segment do libovolné pozice. Následně pacient uvede druhou končetinu do symetrické pozice. Obměnou testu je zapamatování si pasivně nastavené pozice a poté terapeut opět změní pozici segmentu a úkolem pacienta je uvedení končetiny do polohy, kterou si zapamatoval. Porucha statestezie je spojená s poruchou svalové souhry (Véle, 2006; Kolář et al., 2012).

2.5.2.2 Kinestezie

Kinestezie, označovaná také jako pohybocit, představuje vnímání pohybu v kloubech, které ovlivňují kloubní receptory, kožní mechanoreceptory a svalová vřeténka (Ambler et al., 2004).

Vyšetření kinestezie se provádí na akrech končetin, bez využití vyšetřovacích pomůcek. Nejčastěji se testují prsty na dolních končetinách. Při testování má pacient oči zavřené. Terapeut mění polohu prstů a úkolem pacienta je popsat směr pohybu. Vyšetření je prováděno bez aktivity pacienta. Vnímání vyšetřovaného pasivního pohybu testujeme podle stupňů úhlové rychlosti. Vyšetření probíhá v pěti stupních, jedná se o 3, 10, 30, 90 a 270°/s.

Testování různých stupňů je nutné pro určení závažnosti poruchy a následné srovnání pro nadcházející měření. Pacient má za úkol vnímat pohyb při různých stupních úhlové rychlosti. Při testování dojde k podráždění proprioreceptorů, pacient s neporušeným hlubokým čítím je schopen zaznamenat i malou změnu v segmentu. Pokud proband vnímá pohyb do 10°/s, označuje se stav za horní hranici normy. V případě vyšší úhlové rychlosti je stav pohybovosti považován za patologický (Kolář et al., 2012; Véle, 2006).

V praxi je vhodné dotýkat se všech prstů zároveň a jen na jeden zatlačit požadovaným způsobem. Tento způsob vyšetření zabrání záměně mezi testování kinestezie a taktilního čítí, které by mohlo nastat v případě, že bychom se dotýkali jen jednoho prstce (Opavský, 2005).

2.6 Metody pro rozvoj uvědomování si pohybu

Cvičení zaměřené na uvědomování si vlastního těla a pohybu složí pro pochopení, jakým způsobem se pohybujeme, ve kterých svalových skupinách máme příliš velké svalové napětí. Následně nám umožní naučit se ovládat pohyby jednotlivých segmentů vůči sobě a naučit se relaxaci přetížených svalových skupin. Všechna cvičení se provádí opakovaně a velmi pomalu. Úkolem pacienta je vnímat a následně prožít prováděný pohyb a polohu. Cílem cvičení je rozšířit pacientovi povědomí o senzoryckém vnímání a dosáhnout tak zlepšení pohybové diferenciacce (Kolář et al., 2012).

Cílem technik, které se využívají ke změně somatognostických funkcí, je zaměření se na inhibiční funkce centrální nervové soustavy, se kterými souvisí somatosenzorycká pozornost. Od pacienta se předpokládá aktivita, pravidelnost a plná soustředěnost na nácvik, který povede ke zlepšení somatognozie (Lepšíková et al., 2013).

2.6.1 Feldenkraisova metoda

Metodu založil Moshe Feldenkrais, fyzik pocházející z Ruska, který se později odstěhoval do Izraele. Za vznikem zmíněné metody stojí jeho dlouholeté obtíže kolenního kloubu, způsobené traumatickým poraněním. Jeho vlastní zranění ho dovedlo k analýze a následnému ovlivnění pohybů lidského těla. Povolání fyzika mu pomohlo zabývat se biomechanikou lidského těla a působením gravitace na lidský organismus. Později do svých pozorování zavedl i stránky psychologické a neurofyzikologické (Pavlů, 2003).

Podstata zmíněné metody spočívá v uvědoměném vnímání pohybů těla a také v ovládnutí pohybů jednotlivých částí těla. Feldenkraisova metoda není v pravém slova smyslu

považována za terapii nebo druh cvičení. Hlavním cílem je pomocí hravého učení zvětšit pohybový potenciál a tak následně předcházet onemocnění pohybového aparátu. V průběhu učení zmíněnou metodou má člověk získat schopnost detailního vnímání pohybů těla a jejich procítění. Mezi hlavní zásady metody patří radost a zájem o vnímání pohybů. Prováděné pohyby nesmí být náročné a těžko proveditelné. Nezaleží na obratnosti člověka ani na dokonalosti provedeného pohybu (Feldenkrais, 1996).

Ze začátku se začíná cvičit v nižších polohách a cvičí se jednoduché pohyby malého rozsahu v jednotlivých kloubech. Postupně se přechází do polohy sedu nebo stoje a cvičení je zaměřeno na složitější pohyby a ve více kloubech zároveň. Cílem jednotlivých lekcí metody je vnímat aktivity a změny jednotlivých svalových skupin těla. Naučit se vnímat zvýšené prokrvení končetin a tlak, kterým jednotlivé části těla působí na podložku. Důraz je kladen na plynulé dýchání a eliminaci příliš velkého napětí ve svalech. U Feldenkraisovy metody nenalezneme konkrétní diagnózy nebo kontraindikace, kde tuto metodu aplikovat. Aplikovat lze v případě prevence, tak i u poruch vadného držení těla nebo u diskogenních lézí. Metodu lze zvolit i u stavů po úrazech nebo operacích pohybového aparátu (Pavlů, 2003).

Správné fungování těla je možné pouze za předpokladu jeho vnímání. V případě správného vnímání svého těla může jedinec včas zachytit své obtíže. K poruše vnímání svého těla dochází i při traumatických stavech s dlouhou imobilizací (Stackeová, 2007).

Myšlenka metody pochází z představy člověka o svém těle. Přesnějšího a dokonalejšího pohybu člověk dosáhne v případě, kdy představa o své vlastní tělesné soustavě se blíží realitě. Pro provedení kvalitního pohybu je potřebná schopnost propriocepce nebo jinými slovy kinestetického vnímání. Díky cvičení podle Feldenkraisovy metody lze docílit pohybu s minimem vynaložení velké síly a s co největší účinností (Kolář, 2012).

2.6.2 Alexanderova metoda

Zakladatelem metody je Frederick Matthias Alexander, pocházející z Austrálie. Jeho původní povolání bylo herectví. Svou metodu vyvinul na základě vlastních zkušeností. Začal se zajímat o postavení hlavy vůči trupu a vliv na dýchání, prokrvení a pohyb. Snažil se vědomě ovlivnit napětí šíjových svalů a zajistit tak lepší postavení hlavy. Cílem metody bylo provedení ekonomického pohybu, který je nebolestivý a zároveň koordinovaný.

Snahou metody je změnit pohybové návyky každodenních aktivit. Jednoduchým cvičením lze zlepšit rovnováhu, koordinaci a zároveň se klient učí použít vhodné množství úsilí k vykonání konkrétní činnosti (Brennan, 2015).

Alexandrova metoda vychází z představy, kdy člověk při běžných denních činnostech vynaloží příliš velkou sílu k provedení daného úkolu a dochází tak ke zvýšenému napětí. Díky Alexandrově metodě dochází k rozvoji kinestezie a následně dojde k zlepšení uvědomění si vlastního těla a pohybů. Člověk si začne uvědomovat své tělesné i duševní schopnosti. Na Alexandrovu metodu dochází klient individuálně a spolu se svým terapeutem se zaměřují na opakování pohybů prováděných každý den, jako je psaní, chůze nebo vstávání ze sedu do stoje. Terapeut následně pomocí manuálního kontaktu vede pohyb klienta. Důležitý je také nácvik vnímání, uvědomování si svého těla. Cvičení je vhodné provádět před zrcadlem a získat tak schopnost porovnat realitu s představou o pohybu. Důraz se klade na motivaci, uvědomění si nevhodných návyků, zaměření na provádění pohybu nebo dýchání (Pavlů, 2003).

2.6.3 Mensendieck metoda

Jedná se o metodu, kterou založila Bess Mensendieck. Věnovala se studiu medicíny, sochařství a gymnastiky. Vlivem uměleckého zaměření začala vytvářet gymnastické cvičení, které bylo zaměřeno na zlepšení držení těla, k jehož poškozování docházelo vlivem civilizace. Cvičení bylo především určené pro ženy. Podstavou metody bylo odstranit nesprávné pohybové vzory a vytvořit nové, které mají pozitivní vliv na držení těla. Mezi hlavní zásady patřila schopnost vědomého uvolnění zvolených svalových skupin. Cvičení se zaměřovalo na svalové skupiny, které byly vlivem jednostranného zatěžování zanedbány. Naopak u přetížených svalových skupin se snažíme o uvolnění (Pavlů, 2003).

Dalším prvkem metody je dbát na správné rozložení váhy těla a správné dýchání. Jedním z cílů metody bylo naučit pacienta uvědomit si vlastní pohyb, sed či stoj. Při cvičení se využívá zrcadlo ke kontrole prováděných pohybů a následně se provádí pohyb bez zrakové kontroly, aby si pacient mohl sám uvědomit pozici, ve které se nachází. Terapeut nedává žádný konkrétní pokyn k provedení pohybu, ale sám pacient by měl být schopný nalézt vhodnou pozici na základě vlastní představy o svém těle a uvědomování si aktivity určitých svalových skupin. Terapeut následně kontroluje provádění pohybů. Metoda se využívá k preventivním účelům, ale lze ji použít i u funkčních pohybů hybného aparátu, poúrazových a pooperačních stavů (Pavlů, 2003).

2.6.4 Tai- chi

Tai- chi je cvičení mysli a těla, které vzniklo v Číně. Zahrnuje pomalé a kontrolované pohyby. Hlavním cílem je kontrolovat a vnímat vlastní tělo (Sever, 2014).

Velkou oblibu si toto východní cvičení získalo i v západních zemích. V současné době se bojovému umění věnují lidé za účelem zlepšení zdraví a kvality života. Má velký potenciál pro začlenění do oblasti zdravotnictví. Tai-chi je využíváno v rehabilitaci jako preventivní cvičení proti pádům u starší populace, ale také v rámci uvědomění si pohybů a pozice jednotlivých segmentů těla. Pozitivní vliv má také na zlepšení stability, kardiorespiračního systému nebo na odstranění stresu. Pravidelným cvičením se zlepší práce s dechem, fyzická i psychická kondice. Tai-chi je založené na provádění pomalých, koordinovaných pohybech spojených s dýcháním a představou. Cílem je posílit a uvolnit tělo a mysl. Pozitivně působí na kvalitu spánku, ale také na vnímání svého těla a prožití prováděných pohybů (Caldwell, Harrison, Adams, Travis, & Triplett, 2009).

Pravidelný trénink zlepšuje svalovou sílu, flexibilitu kloubů a rovnováhu. Cvičení klade důraz na očištění své mysli a soustředění na provádění pomalých a rovnoměrných pohybů. Prováděné studie potvrdily, že pravidelné cvičení Tai- chi zlepšuje u pacientů povědomí o svém těle, ve srovnání s probandy, kteří se tohoto cvičení neúčastnili. Vědci zjistili, že při představě se aktivují stejné oblasti mozku jako při skutečném pohybu. Klasické Tai-chi je založené na metaforách a jednou z nich je, že pohyb začíná myšlenkou nebo záměrem. Nedávné studie dokázaly, že prostá vizualizace pohybu bez fyzické aktivity může zlepšit motorické funkce (Wayne & Kaptchuk, 2008).

Pravidelné cvičení Tai-chi má pozitivní vliv na chůzi. U pacientů, kteří pravidelně absolvovali trénink, se zvýšila rychlost chůze i délka kroku. U pacientů s artrózou kolenního kloubu vedlo cvičení ke snížení bolesti (Shen et al., 2008).

3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíle

Hlavním cílem diplomové práce je zjistit schopnost vědomého rozložení zatížení během statického stoje u zdravých jedinců a získat základní data o vzorku zdravé populace, která bude možno využít pro měření vědomého rozložení zatížení v klinické praxi.

Dílčí cíle

- Porovnat schopnost vědomého rozložení zatížení ve srovnání s pacienty s totální endoprotézou kyčelního a kolenního kloubu.
- Porovnat schopnost vědomého rozložení zatížení mezi různými instrukcemi dané zátěže.

3.2 Výzkumné otázky

1. Jsou zdraví jedinci schopni vědomého rozložení zatížení během statického stoje bez vizuální zpětné vazby?
2. Existuje rozdíl ve schopnosti vědomého rozložení zatížení mezi skupinou žen a mužů při zatížení 25 %, 50 % a 75 % tělesné hmotnosti?
3. Bude se rozložení zatížení mezi zdravými jedinci a skupinou pacientů s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu statisticky významně lišit?
4. Je statisticky významný rozdíl při instrukci zatížení na 25 %, 50 % a 75 % tělesné hmotnosti u dominantní dolní končetiny u zdravých osob?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Výzkumu se celkem zúčastnilo 22 probandů. Věkové rozmezí bylo od 48 do 65 let (průměrný věk byl 58,14 let). Výzkumný soubor tvořilo 13 žen a 9 mužů. Před začátkem měření byli probandi seznámeni s průběhem vyšetření a následným měřením. Všem probandům byl sdělen cíl studie. V rámci studie je zajištěna ochrana všech osobních údajů a zajištěna anonymita vyšetřovaného. Na základě poučení o měření podepsali všichni probandi informovaný souhlas o zpracování jejich výsledků měření v rámci diplomové práce (Příloha č. 1). Účast na studii byla dobrovolná. Každý proband mohl od měření kdykoliv odstoupit.

4.2 Podmínky měření

Všechna měření probíhala na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Během vyšetření a měření byly zajištěny bezpečnostní podmínky pro každého probanda. Vše probíhalo za standardních podmínek měření v biomechanické laboratoři, která byla upravena v rámci zajištění klidného prostředí a minimalizování rušivých vlivů při vyšetřování a měření na silových plošinách. Na měření jsme spolupracovali s Pavlínou Koutnou, která se v rámci diplomové práce zabývala schopností vědomého rozložení zatížení při statickém stoji a během krokového cyklu u osob s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu. Jako první byli probandi seznámeni s průběhem měření. Dále byla u probandů odebrána anamnéza a provedeno vyšetření stanovených kineziologických a neurologických testů.

4.3 Souhlas etické komise

Při zadání tématu diplomové práce byl vypracován požadavek pro etickou komisi o schválení studie a následně odeslán. Zanedlouho jsme obdrželi od etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci souhlas s touto studií (Příloha č. 2).

4.4 Vyšetření probandů před měřením

Před vlastním měření na silových plošinách byla u každého probanda odebrána anamnéza a bylo provedeno specifické neurologické a kineziologické vyšetření (Příloha č. 3). Každý účastník studie byl vyšetřován samostatně v klidné místnosti s vyloučením rušivých vlivů při vyšetřování. Anamnestické údaje se týkali jména, věku, dřívějších úrazů pohybového aparátu, zvláště dolních končetin, neurologických či psychických onemocnění, které by mohli mít vliv na vědomé zatížení zátěže dolních končetin. Dále jsme zjišťovali sportovní a pracovní anamnézu. Vyšetřující byli dotázáni, zda v současné době subjektivně vnímají bolest. K hodnocení bolesti jsme použili vizuální analogovou škálu bolesti. Probandi hodnotili vnímání intenzity bolesti na úsečce délky 10 cm. Před označením intenzity byl každému probandovi vysvětlen význam škály. Nulovou hodnotu bolesti zaznamenalo 18 účastníků, 3 označili aktuální bolest intenzitou 1 a jeden proband udal 2 stupeň intenzity bolesti. Orientačně byla zjištěna laterální preference dolní končetiny. Preference dolní končetiny byla stanovena na základě otázky: „Kterou nohou by proband kopl do míče“? Všichni probandi preferovali pravou dolní končetinu.

Dále následovalo orientační kineziologické vyšetření, kde jsme hodnotili především postavení pánve. Umbilikomaleolární délku končetin (umbilikus – maleolus medialis) jsme zjistili u všech probandů symetrickou. Vzdálenost trochanteru major po maleolus lateralis, kterou označujeme jako anatomickou délku dolních končetin, byla asymetrická v jednom případě. Povrchové cití bylo u všech probandů v normě. Při vyšetření jsme se zaměřili na zjištění kvality propiocepce a somatognozie. Pro zkoušku propiocepce na dolních končetinách bylo zvoleno vyšetření dle Opavského (2005) :

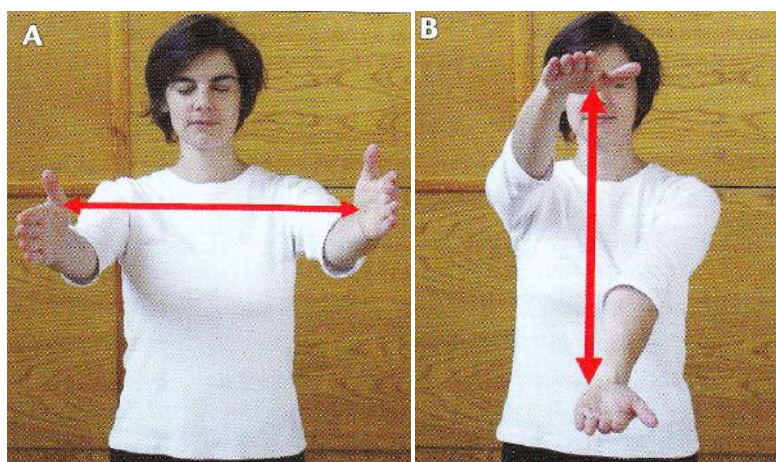
- **Vyšetření statestezie** – pasivně jsme nastavili určitou pozici v hlezenním, kolením a kyčelním kloubu. Vyšetřovaný měl za úkol nastavit druhou dolní končetinu do identické pozice. Po celou dobu vyšetření měl proband zavřené oči. Vyšetření statestezie bylo opakováno třikrát.
- **Vyšetření kinestezie** – pacient ležel na zádech s vyloučením zrakové kontroly. Na akrech dolních končetin jsme pomalým tlakem působili na prstce končetin. Proband měl za úkol zaregistrovat, na který prst dolní končetiny tlačí terapeut více. Celkem bylo provedeno pět pokusů.

Pro účel diplomové práce jsme určili poruchu propriocepce v případě, když proband uvedl více jak dva chybné pokusy z celkových osmi opakování při vyšetření statestézie a kinestézie. Na základě provedeného vyšetření statestézie a kinestézie byla zjištěna porucha propriocepce u 7 probandů.

Pro hodnocení kvality somatognozie jsme použili zkoušku dle Koláře (2012):

Proband měl za úkol vymezit bispinální šířku pomocí předpažených horních končetin s vyloučením zrakové kontroly v horizontální a následně ve vertikální rovině. Vyšetřovaný začínal vždy s dlaněmi u sebe a následně měl určit bispinální šířku. Hodnotili jsme, jak se představa vyšetřovaného liší od skutečnosti. Celkem jsme vyšetřovali tři pokusy v horizontální a vertikální rovině.

Před začátkem vyšetření somatognozie jsme změřili skutečnou bispinální vzdálenost. Rozpětí paží u každého probanda bylo změřeno pomocí krejčovského metru. Psalmanová a kol. (2013) uvádí rozdíl skutečné a naměřené délky do dvou centimetrů jako normu. Na základě tolerovaného rozdílu jsme vyhodnotili naměřené hodnoty. Z 22 probandů nebyla zjištěna porucha somatognozie pouze u dvou jedinců.



Obrázek 8. Vyšetření somatognozie s vyloučením zrakové kontroly – určení bispinální šířky pomocí rozpětí horních končetin v horizontální (A) a vertikální (B) rovině (Kolář et al, 2012, 93)

Všechny testy byly každému účastníkovi studie před zahájením vyšetřování vysvětleny. Následně terapeut názorně předvedl každý test. To umožnilo předejít nepochopení a nesprávnému provedení testu. Před každým testem byli probandi tázáni, zda danému úkolu porozuměli. Testy byly vyšetřovány vždy stejným vyšetřujícím.

4.5 Popis měřicího přístroje

Pro měření vědomého rozložení zatížení při statickém stoji jsme použili dvě silové plošiny značky Kistler 9286AA o rozměru 60x40 cm (Kistler Instrumente AG Winterthur, Switzerland)



Obrázek 9. Silová plošina Kistler (<http://www.kistler.com>)

4.6 Průběh měření

Proband se postavil na plošiny každou nohou zvlášť. Měření probíhalo na boso, v přirozeném stoji. Po celou dobu měření měli osoby otevřené oči s pohledem upřeným před sebe a horní končetiny podél těla. Každý proband byl postupně instruován k zatížení pravé dolní končetiny na 25 %, 50 % a 75 % své tělesné hmotnosti v délce trvání 10 sekund. Instrukce rozložení zatížení byli náhodné. Po každém měřeném pokusu pacient opustil plošiny a na každý další nový pokus opět na plošiny nastoupil. Po měření všech instrukcí byl proband vyzván k dalšímu opakování. V průběhu měření nebyl proband informován o výsledku.

4.7 Měřené veličiny

Při měření je reakční síla podložky zaznamenána v mediolaterálním, anterioposteriorním a vertikálním směru. Pro účel diplomové práce jsme posuzovali vertikální složku reakční síly podložky pro zjištění zatížení během statického stoje.

4.8 Statické zpracování dat

Naměřená data byla zpracována pomocí programu Statistika (verze 10.0). U parametrů, které určí rozložení zatížení během statického stoje, byly stanoveny základní statistické charakteristiky, jako je aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Data jsou udávána jako rozdíl mezi naměřenou hodnotou zatížení a hodnotou zatížení danou instrukcí. Pro posouzení významnosti rozdílu mezi naměřenou hodnotou zatížení a hodnotou zatížení danou instrukcí byl použit jednorozměrný t-test. Pro posouzení rozdílu mezi skupinami po operaci a zdravými probandy byl použit t-test pro nezávislé soubory. K určení rozdílu mezi různými instrukcemi byl použit párový t-test. U porovnání schopnosti rozložení zatížení mezi skupinou s poruchou propriocepce a skupinou bez poruchy propriocepce byl aplikován Mann-Whitney U test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05.

5 VÝSLEDKY

Data jsou udávána jako procentuální rozdíl mezi naměřenou hodnotou zatížení a hodnotou zatížení danou instrukcí.

Při porovnání získaných dat mezi skupinami bude skupina pacientů označena jako „PTEP“ a kontrolní (zdravá) jako „ZS“. Statisticky významné rozdíly jsou v tabulkách označeny tučně.

Při porovnávání hodnot zatížení mezi skupinou zdravých probandů a pacienty po totální endoprotéze kolenního nebo kyčelního kloubu, byly naměřeny parametry pouze u 25 % zatížení.

5.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Jsou zdraví jedinci schopni vědomého rozložení zatížení během statického stoje bez vizuální zpětné vazby?

Tabulka 1. Základní statistické parametry u zdravých probandů při různých instrukcích zatížení

skupina	ZS		
parametry	N	Průměr	SD
25 %	22	-3,9	8,7
50 %	22	0,5	2,9
75 %	22	2,9	8,3

Legenda k Tabulce 1:

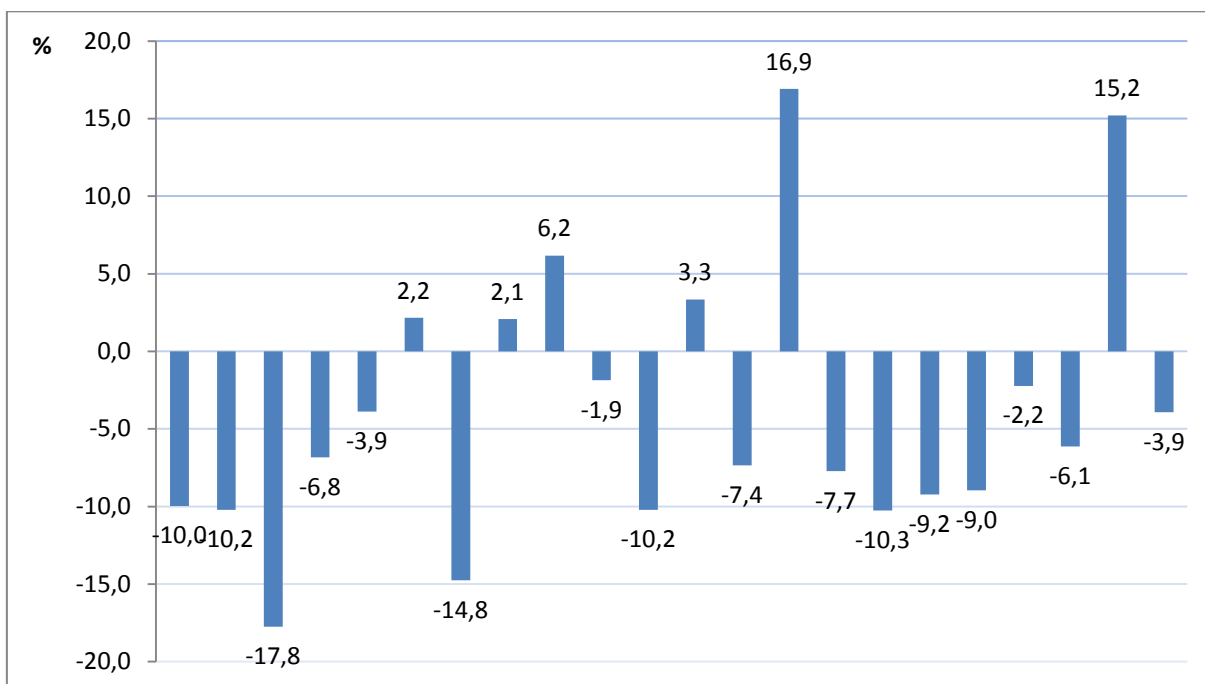
ZS – zdravá skupina

N – počet probandů

SD – směrodatná odchylka

25 %, 50 %, 75 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti

Graf 1. Celkový procentuální rozdíl zatížení od instruovaných hodnot (25 %, 50 %, 75 % zatížení) u 22 zdravých probandů



Tabulka 2. Hodnoty statistické významnosti u různých instrukcí zatížení u zdravých probandů

skupina	ZS		
	t - test		
	t	p	N
25 %	-2,091	0,049	22
50 %	0,866	0,396	22
75 %	1,625	0,119	22

Legenda k Tabulce 2:

ZS – zdravá skupina

N – počet probandů

p – hodnota statistické významnosti

t – hodnota testového kritéria

25 %, 50 %, 75 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti

Tabulka 1 zaznamenává procentuální rozdíl hodnot mezi instrukcí zatížení a skutečnou naměřenou hodnotou. Při porovnání hodnot parametru charakterizujícího schopnost vědomého rozložení zatížení dolní končetiny u zdravé skupiny byl nalezen významný statistický rozdíl u instrukce zatížení na 25 % tělesné hmotnosti (viz. Tabulka 2). Z grafu č. 1 vyplývá, že většina probandů podhodnocovala dané zatížení.

5.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Existuje rozdíl ve schopnosti vědomého rozložení zatížení mezi skupinou žen a mužů při zatížení 25 %, 50 % a 75 % tělesné hmotnosti?

Tabulka 3. Porovnání schopnosti rozložení zátěže u mužů a žen

skupina	M			Ž		
	N	Průměr	SD	N	Průměr	SD
25 %	9	-4,9	5,1	11	-3,2	10,7
50 %	9	-1,0	2,3	11	1,6	2,9
75 %	9	-0,2	5,8	11	5,0	9,3

Legenda k Tabulce 3:

M – muži

Ž – ženy

N – počet probandů

SD – směrodatná odchylka

25 %, 50 %, 75 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti

Tabulka 4. Hodnoty statistické významnosti u mužů a žen

skupina	ZS		
parametry	t - test		
	t	p	N
25 %	-0,457	0,653	22
50 %	-2,333	0,030	22
75 %	-1,510	0,147	22

Legenda k Tabulce 4:

ZS – zdravá skupina

N – počet probandů

p – hodnota statistické významnosti

t – hodnota testového kritéria

25 %, 50 %, 75 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti

Tabulka 3 vyjadřuje procentuální rozdíl hodnot mezi instrukcí zatížení a skutečnou naměřenou hodnotou u mužů a žen. Při porovnání vlivu pohlaví na schopnost vědomého rozložení zatížení během stoje byl nalezen statisticky významný rozdíl u schopnosti zatížení na 50 % tělesné hmotnosti (viz Tabulka 4). Z výsledků vyplývá, že ženy na rozdíl od mužů nadhodnocovali v případě rozložení zatížení na 50 % a 75 % tělesné hmotnosti.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Bude se rozložení zatížení mezi zdravými jedinci a skupinou pacientů s totální endoprotézou kyčelního nebo kolenního kloubu statisticky významně lišit?

Tabulka 5. Základní statistické parametry u zdravých probandů a pacientů po operaci při instrukci zatížení 25 %

skupina	ZS			PTEP		
	N	Průměr	SD	N	Průměr	SD
25 %	22	-3,9	8,7	17	2,9	5,4

Legenda k Tabulce 5:

ZS – zdravá skupina

PTEP – pacienti po totální endoprotéze kolenního nebo kyčelního kloubu

N – počet probandů

SD – směrodatná odchylka

25 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti

Tabulka 6. Hodnocení statistické významnosti u kontrolní skupiny a skupiny pacientů

skupina	ZS a PTEP		
parametry	t - test		
	t	p	N
25 %	-2,818	0,008	39

Legenda k Tabulce 6:

ZS – zdravá skupina

PTEP – pacienti po totální endoprotéze kolenního nebo kyčelního kloubu

N – počet probandů

p – hodnota statistické významnosti

t – hodnota testového kritéria

25 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti

Tabulka 5 vyjadřuje procentuální rozdíl hodnot mezi instrukcí zatížení a skutečnou naměřenou hodnotou u pacientů po totální endoprotéze kolenního nebo kyčelního kloubu a zdravých probandů. Při porovnání vlivu operačního výkonu na schopnost vědomého rozložení zatížení během stoje byl nalezen statisticky významný rozdíl u schopnosti zatížení na 25 % tělesné hmotnosti (viz Tabulka 6). Skupina zdravých jedinců průměrně podhodnocovala o 3,9 % tělesné hmotnosti.

5.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

Je statisticky významný rozdíl při instrukci zatížení na 25 %, 50 %, a 75 % tělesné hmotnosti u dominantní dolní končetiny u zdravých osob?

Tabulka 7. Hodnocení statistické významnosti mezi různými instrukcemi zatížení

skupina	ZS		
parametry	t - test		
	t	p	N
25 % x 50 %	-2,432	0,024	22
25 % x 75 %	-1,953	0,064	22
50 % x 75 %	-1,203	0,242	22

Legenda k Tabulce 7:

ZS – zdravá skupina

N – počet probandů

p – hodnota statistické významnosti

t – hodnota testového kritéria

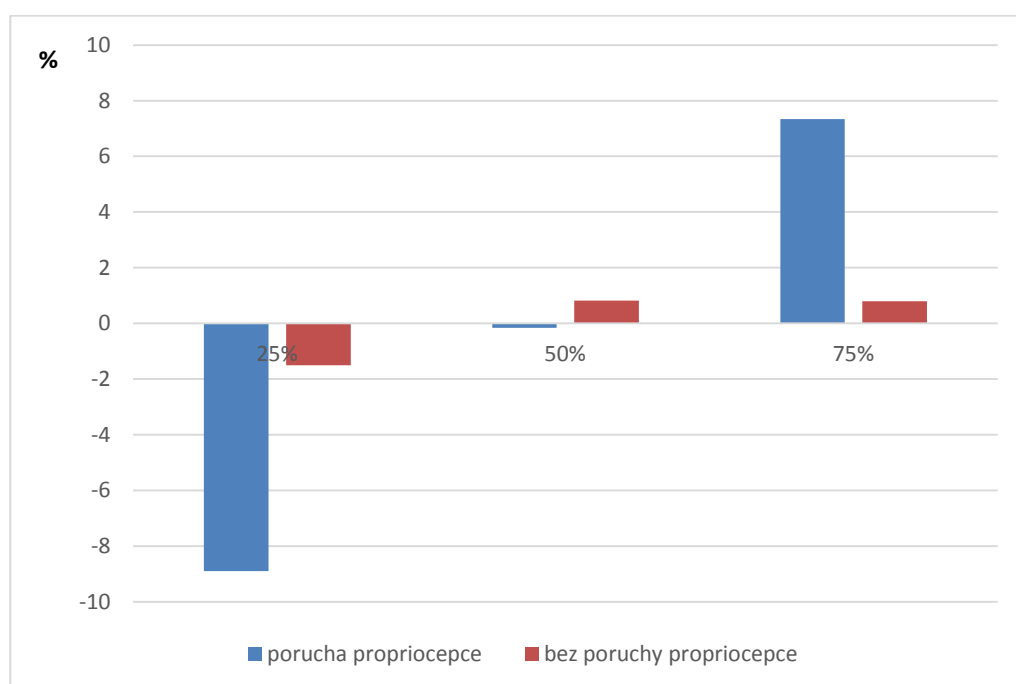
25 %, 50 %, 75 % – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti

Při porovnání různých instrukcí zatížení u skupiny zdravých probandů byl nalezen statisticky významný rozdíl. Největší rozdíly mezi naměřenou hodnotou zatížení a hodnotou zatížení danou instrukcí byli zjištěny u 25 % a 50 % zatížení tělesné hmotnosti. Probandi měli největší problém určit zatížení jedné dolní končetiny na 25 % své tělesné hmotnosti. Naopak zatížení dolní končetiny na 50 % tělesné hmotnosti, byli schopni zatížit dle požadované instrukce.

5.5 Vliv poruchy propiocepce

Na základě provedeného vyšetření před samotným měřením byla zjištěna porucha propiocepce u 7 probandů. Výsledky byly zpracovány graficky procentuálním vyjádřením rozdílů.

Graf 2. Srovnání schopnosti zatížení mezi jedinci s poruchou (n = 7) a bez poruchy propiocepce (n = 15) u skupiny zdravých probandů



Tabulka 8. Hodnocení statistické významnosti mezi různými instrukcemi zatížení u osob s poruchou a bez poruchy propriocepce

skupina	ZS		
parametry	Mann-Whitney U Test		
	Z	p	N
25 % PP x 25 % BP	-1,692	0,090	22
50 % PP x 50 % BP	0,493	0,622	22
75 % PP x 75 % BP	1,410	0,159	22

Legenda k Tabulce 8:

ZS – zdravá skupina

N – počet probandů

p – hodnota statistické významnosti

Z – hodnota testového kritéria

25 % PP, 50 % PP, 75 % PP – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti u osob s poruchou propriocepce

25 % BP, 50 % BP, 75 % BP – hodnota procentuálního zatížení tělesné hmotnosti u osob bez poruchy propriocepce

Graf vyjadřuje procentuální rozdíl od instruovaného procenta zatížení mezi jedinci s poruchou propriocepce a jedinci, u kterých porucha zjištěna nebyla. Z grafu vyplývá, že probandi s poruchou propriocepce měli větší problém určit požadované zatížení dolní končetiny a to především v 25 % a 75 % tělesné hmotnosti. U instrukce zatížení na 25 % tělesné hmotnosti probandi s poruchou propriocepce podhodnocovali, naopak při pokynu zatížení na 75 % tělesné hmotnosti bylo zjištěno nadhodnocování. Při srovnání schopnosti rozložení zatížení mezi osobami s poruchou a bez poruchy propriocepce nebyl nalezen žádný statistický rozdíl. Největší rozdíl ($p=0,090$) se nacházel při zatížení na 25 % tělesné hmotnosti (viz. Tabulka 8).

6 DISKUZE

Vědomé provedení pohybu úzce souvisí s představou o svém vlastním těle. Kvalita této představy je spojená s úrovní somatognozie, která umožní jedinci rozlišit polohu a pohyb jednotlivých částí těla pomocí proprioceptivní aferentace. Každý z nás má obraz o svém těle rozdílný. V případě nedokonalé představy a uvědomění si svého těla můžeme u takových jedinců očekávat nedostatečnou kompenzaci v situaci vzniku patologického stavu. Lidé s poruchou somatognozie se hůře přizpůsobují operačním výkonům a to především ortopedickým a spondylochirurgickým, kde je důležité, aby po operaci dodržovali jistá omezení, které určí operující lékař. V případě nedodržení stanovených zásad jsou lidé s poruchou uvědomění si svého těla vůči prostoru ohroženi selháním operačního výkonu (Kolář, 2012). Pro zlepšení kvality somatognostické funkce je důležité se zaměřit na využití technik, které se zaměřují na výcvik inhibičních funkcí centrální nervové soustavy a související somatosenzorické pozornosti (Lepšíková, Čech, & Kolář, 2013).

Z odebrané osobní anamnézy bylo zjištěno, že žádný z účastníků studie se pravidelně nevěnuje pohybové aktivitě. Právě pohybová aktivita zlepšuje vnímání vlastního těla, především bojové umění nebo aktivity založené na provádění pomalých pohybů s uvědoměním si a procítěním jednotlivých pozic a pohybů těla (Dincovici, 2012). Terapeutické metody zaměřující se na uvědomování si svého těla se začaly vyvíjet koncem 19. století. Jedná se o metody Bess Mensendieck, Alexandrovu a Feldekraisovu metodu. Právě tyto metody se dají využít u lidí se sníženou somatognostickou funkcí (Stránský, 2009).

Ruckstuhl et al. (2012) uvádí, že schopnost uvědomění si rozložení zatížení úzce souvisí s kvalitou psychomotorických funkcí. Psychomotorika představuje souhrn motorických pohybů, které jsou projevem aktuálního psychického stavu a psychických funkcí jedince. Každý motorický projev vyplývá z psychických procesů, jako je vnímání, myšlení a paměť. Propojení motoriky a psychiky můžeme pozorovat při běžných denních aktivitách. Psychické pochody, které se nám odehrávají v mysli, se mohou projevit ochablým postojem nebo nedokonalým pohybem. Psychomotorika má především za cíl prožitek z pohybu, rozvoj pohybových dovedností a pozitivní vztah k pohybu (Blahutková, 2007).

Jedinci s kvalitní psychomotorickou dovedností jsou spíše schopni uvědomit si částečné zatížení dolní končetiny. Vzhledem k tomu, že psychomotorické testy jsou časově nenáročné

a snadno proveditelné, mohly by být využity v rámci klinické praxe pro posouzení vědomé schopnosti zatížení dolní končetiny (Ruckstuhl et al., 2012).

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda jsou zdraví jedinci schopni vědomého rozložení zatížení při statickém stoji. Probandi zahrnuti v této práci sloužili jako kontrolní skupina pro porovnání schopnosti zatížení u pacientů po totální endoprotéze kolenního nebo kyčelního kloubu. Z tohoto důvodu byly do studie vybrány osoby starší 40 let. Studie se zúčastnilo celkem 22 probandů, u kterých byla vyloučena dřívější poranění pohybového systému, neurologická a psychická porucha. Zdraví jedinci neměli v minulosti zkušenost s odlehčením dolních končetin pomocí kompenzačních pomůcek. Probandi byli instruováni pomocí slovní instrukce k zatížení dolní končetiny postupně na 25 %, 50 % a 75 % tělesné hmotnosti. Během měření nezískal proband zpětnou vazbu o rozložení zatížení.

Z výsledků vyplývá, že zdraví probandi nebyli schopni správně určit rozložení zatížení při různých instrukcích. Největší statistický rozdíl byl nalezen u instrukce zatížení na 25 % tělesné hmotnosti, kdy většina probandů dokonce podhodnocovala. Naopak v případě zatížení dolní končetiny na 75 % tělesné hmotnosti probandi spíše nadhodnocovali. Neschopnost vědomě určit rozložení zatížení dolních končetin bez zpětné vazby potvrzuje i studie Sutton et al. (2007), která se zaměřila na schopnost rozložení zatížení u zdravých jedinců při statickém stoji. Měření se zúčastnilo 40 zdravotních pracovníků, mezi které byli zařazeni fyzioterapeuti, zdravotní sestry a studenti lékařské fakulty. Jedinci byli postupně požádáni k zatížení jedné dolní končetiny na 20 kg, 30 kg a 40 kg bez vizuální kontroly. Poté měli probandi týden na nácvik zatížení pomocí osobní váhy. Ani po týdnu tréninku nebyl zjištěn významný rozdíl před a po nácviku zatížení. Problém určit zatížení dolní končetiny měli probandi u všech třech instrukcí, kdy většina probandů nadhodnocovala.

Neschopnost určit rozložení zatížení dolní končetiny během statického stoje může být zapříčiněna i slovní instrukcí. V popsané studii Sutton et al. (2007) byla instrukce zatížení zvolena v kilogramech, zatímco v diplomové práci jsme instruovali probandy k zatížení dolní končetiny pomocí procentuálního vyjádření jejich tělesné hmotnosti. Toto tvrzení dokazuje i studie Rubin et al. (2010). Probandi byli schopni lépe určit rozložení zatížení dolní končetiny v případě, že instrukce byla sdělena v procentuálním vyjádření hmotnosti. Při slovní instrukci zatížení dolní končetiny na kilogramy hmotnosti probandi vykazovali větší odchylky od požadované instrukce. Neschopnost uvědomit si zatížení dolní končetiny na kilogram hmotnosti u zdravých jedinců bez zpětné vazby potvrzuje i další studie

Vasarhelyi et al. (2006). Výsledky studie ukázali, že žádný z probandů nebyl schopen dodržet předepsanou zátěž. U starších jedinců bylo překročení povolené zátěže větší než v případě mladších jedinců. Jedním z důvodů by mohlo být snížení představy o pohybu a periferní sensorické zpětné vazby. Hurkmans (2005) řadí mezi limitující faktory, které ovlivňují schopnost rozložení zatížení právě zvolení slovní instrukce a také duševní stav jedince. Další studie, která potvrzuje neschopnost rozložení zatížení u zdravých probandů je Li et al. (2001).

Nalezené studie hodnotící schopnost rozložení zatížení dolní končetiny posuzují zatížení jedné dolní končetiny po předchozím nácviku pomocí osobních vah nebo biofeedbacku. Málo studií se zabývá otázkou, zda jsou právě zdravé osoby nebo pacienti po ortopedických operacích schopni vědomě určit rozložení zátěže bez předchozí zkušenosti. Z dostupných studií pouze studie Sutton et al. (2007) měřila zatížení jedné dolní končetiny u zdravé populace před a po nácviku zátěže.

Lepší schopnost rozložení zatížení dolní končetiny u zdravých jedinců bylo zjištěno při využití zpětné vazby. Zpětná vazba pro nácvik částečného zatížení dolní končetiny se ukázala jako velmi slibná a účinnější než jen pouhá slovní instrukce (Hustedt et al., 2012a). V rehabilitační praxi existuje několik druhů zpětné vazby. Hershko et al. (2008) hodnotili účinek současné zpětné vazby na dlouhodobý vliv rozložení zátěže dolních končetin. Při překročení daného zatížení dolní končetiny byla okamžitě jedinci poskytnuta zpětná vazba pomocí senzorů, které měl umístěné v botě. Většina probandů byla schopna si pamatovat zatížení po dobu následujících pěti dnů, kdy již nedostávali zpětnou vazbu o překročení nastaveného limitu. Pozitivní účinek biofeedbacku na přesnější rozložení hmotnosti potvrdily i studie (Hustedt, et al., 2012b; Moriana et al., 2013), které hodnotily účinek feedback systému umístěného na berličích a SmartStep systému obsahující tlakové snímače umístěného v botě. Pomocí zvukové zpětné vazby byli schopni pacienti po totální endoprotéze kyčelního kloubu dodržovat předepsané zatížení, ale nebyli již schopni dodržet povolené zatížení bez zpětné vazby. Ze studie vyplývá, že je důležité, aby pacienti po ortopedických operacích využívali zvukovou zpětnou vazbu po celou dobu rehabilitace (Hurkmans et al., 2012). Vizualní zpětná vazba byla shledána jako nedostatečná metoda pro dodržování předepsaného rozložení zatížení po ortopedických operacích dolních končetin (Hurkmans et al., 2009).

Dále jsme v diplomové práci hodnotili, zda se bude výrazně lišit rozložení zatížení mezi zdravými muži a ženami. Celkem bylo změřeno 11 žen a 9 mužů. Při porovnání vlivu pohlaví na schopnost vědomého rozložení zatížení byl zjištěn statisticky významný rozdíl v případě

instrukce zatížení na 50 % tělesné hmotnosti. Během instrukce zatížení na 25 % byly odchylky od požadované hodnoty srovnatelné. Z výsledků vyplývá, že ženy na rozdíl od mužů nadhodnocovaly v případě rozložení zatížení na 50 % a 75 % tělesné hmotnosti. Vliv pohlaví na schopnost rozložení zatížení dolní končetiny mnoho studií nehodnotí. I když skoro vždy uvádí počet žen a mužů, kteří se studie zúčastnili, ve výsledku se k tomuto parametru nevyjadřují. Studie Sutton et al. (2007) uvádí, že nebyly zjištěny žádné signifikantní rozdíly ve schopnosti rozložení zatížení mezi muži a ženami u zdravých jedinců.

Součástí naší práce bylo porovnat naměřené výsledky zdravých jedinců s pacienty po totální endoprotéze kyčelního nebo kolenního kloubu. U pacientů byla porovnáována pouze schopnost rozložení zatížení na 25 % tělesné hmotnosti a to z důvodu nedostatku většího počtu pacientů, kteří mají od lékaře povolenou větší zátěž operované dolní končetiny v době měření diplomové práce. Při porovnání zdravých jedinců a pacientů byl nalezen statisticky významný rozdíl. Pacienti ani zdraví jedinci nebyli schopni dodržet požadovanou instrukci zatížení dolní končetiny. Neschopnost rozložení zatížení dolní končetiny podle požadované instrukce jak u zdravých, tak u pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu potvrdila studie Li et al. (2001). Tato studie hodnotila zatížení na 10 %, 50 % a 90 % tělesné hmotnosti. Největší problém měli probandi při určení 10-ti procentní a 90-ti procentní tělesné hmotnosti. Neschopnost zatížení dolní končetiny u zdravých jedinců je možné vysvětlit na základě nepřítomnosti patologického stavu. Jedinci nevnímali bolest a neměli žádnou zpětnou vazbu při zatížení dolní končetiny (Li et al., 2001). Nedodržení povolené zátěže u operované dolní končetiny potvrdila i studie (Yu et al, 2014; Pataky et al., 2009, Dabke et al. 2004). Pacienti po ortopedické operaci nebyli schopni zatížit dolní končetinu podle instrukce. Výsledky studie ukazují, že většina pacientů dokonce překračovala povolenou zátěž až o 20 kilogramů tělesné hmotnosti. Dabke et al. (2004) srovnával schopnost rozložení zatížení mezi zdravými jedinci a pacienty po ortopedických operacích. Zdravý jedinci ani pacienti nebyli schopni zatížit dolní končetinu podle požadované instrukce i v případě předchozího nácviku pomocí osobních vah. Nevýhodou této studie je nepoměr mezi počtem zdravých jedinců a pacientů.

Talis et al. (2008) hodnotili symetrické rozložení zatížení během statického stoje u zdravých probandů a pacientů po totální endoprotéze kyčelního kloubu. Všichni účastníci studie měli za úkol vydržet v klidném přirozeném stoji při symetrickém rozložení váhy. Měření bylo prováděno pomocí silových plošin. Nebyly nalezeny žádné významné rozdíly v symetrickém zatížení v klidném stoji mezi pacienty a zdravými jedinci. Při porovnání

naměřených výsledků v diplomové práci mezi zdravými jedinci a pacienty při instrukci zatížení na 25 % tělesné hmotnosti při statickém stoji jsme došli k závěru, že ani jedna skupina nebyla schopna rozložit zatížení dolní končetiny dle instrukce. Skupina zdravých jedinců podhodnocovala, u pacientů bylo naopak zjištěno nadhodnocování.

V rámci diplomové práce byl porovnáván rozdíl při instrukci zatížení na 25 %, 50 % a 75 % tělesné hmotnosti u zdravých osob. Statistický významný rozdíl byl nalezen mezi instrukcemi zatížení 25 % a 50 %. Probandi vykazovali největší odchylky od požadovaného zatížení v případě instrukce 25 %, naopak byli schopni lépe určit 50-ti procentní rozložení. K podobnému výsledku dospěl i Vasarhelyi et al. (2006). U zdravých probandů byl zjištěn významný statistický rozdíl mezi schopností v zatížení jedné dolní končetiny na 10 % a 50 %. Pro zdravé jedince bylo obtížnější odhadnout rozložení zatížení na 10 % své tělesné hmotnosti než při instrukci rozložení zátěže na 50 %. Lepší schopnost zatížení dolní končetiny na 50 % své tělesné hmotnosti potvrzuje i Li et al. (2001). Účastníci studie vykazovali větší odchylky v zatížení dolní končetiny v případě instrukce 10 % a 90 % své tělesné hmotnosti.

Studie Malviya et al. (2005) měřila schopnost zatížení dominantní dolní končetiny u zdravých jedinců během statického stoje bez vizuální kontroly. Probandi měli za úkol zatížit dominantní končetinu na 25 % tělesné hmotnosti bez zpětné vazby a následně měli tři pokusy na natrénování zatížení pomocí osobní váhy. Výsledky studie ukazují, že probandi nebyli schopni správně určit zatížení dolní končetiny bez vizuální zpětné vazby a ani po následném tréninku. Pozitivním zjištěním byl fakt, že většina probandů se alespoň přiblížila k požadovanému zatížení. Došli k závěru, že schopnost rozložení zatížení byla lepší na dominantní dolní končetině. Lepší výsledek může mít souvislost s větším propioceptivním vstupem přes dominantní dolní končetinu.

Pro uvědomění si pohybu a jeho kvalitního provedení je důležité mít dobrou představu o svém těle. K provádění přesných pohybů je zapotřebí mít kvalitní somatognostickou funkci. Pro zjištění kvality somatognozie jsme použili test dle Koláře et al. (2012). Probandi měli za úkol určit bispinální rozměr pomocí horních končetin ve vertikálním a horizontálním směru s vyloučením zrakové kontroly. Při vyšetření zdravých probandů byla nalezena porucha somatognozie u všech jedinců kromě dvou, kteří byli schopni určit požadované rozměry svého těla. Důvodem, proč byla u většiny zdravých probandů nalezena porucha somatognozie, bylo stanovení příliš nízká odchylky od skutečné hodnoty. Pro účel diplomové práce jsme zvolili rozdíl od skutečné a naměřené hodnoty 2 cm (Psalmanová, 2013). Pro

testování kvality somatognozie nebyla do dnešní doby uvedena žádná standardní hodnota pro vyhodnocení. Z důvodu nalezené poruchy somatognozie téměř u všech testovaných osob nemohla být porovnána schopnost vědomého rozložení zatížení s kvalitou somatognostické funkce. Dalším důvodem mohl být i vliv věku. Přestože se jedná o zdravou skupinu, byli do studie vybráni probandí starší 40 let a to z důvodu následného porovnání výsledků měření s pacienty po totální endoprotéze kyčelního nebo kolenního kloubu.

Kvalita somatognozie velmi úzce souvisí i s kvalitou propiocepce. Propriocepce patří mezi důležitý druh čítí ve vnímání vlastního těla a je důležitá během cíleného pohybu (Stackeová, 2007). Podle několika studií bylo zjištěno, že s přibývajícím věkem dochází ke snížení kvality propiocepce (Knoop et al., 2011; Suetterlin & Sayer, 2014; Boisgontier & Nougier, 2013). Při vyšetření propiocepce byla zjištěna porucha u 7 probandů. Následně byla porovnána schopnost rozložení zatížení ve zdravé skupině mezi jedinci s poruchou propiocepce a bez poruchy. Bylo zjištěno, že jedinci s poruchou propiocepce vykazovali větší odchylky od požadovaného zatížení dolní končetiny než jedinci, u kterých porucha propiocepce zjištěna nebyla. V případě zatížení dolní končetiny na 25 % tělesné hmotnosti bylo zjištěno podhodnocování. Schopnost určit zatížení na 50 % tělesné hmotnosti bylo srovnatelné u obou skupin, zatížení na 75 % tělesné hmotnosti bylo obtížnější pro jedince s poruchou propiocepce, kde bylo zjištěno nadhodnocování.

Limitujícími faktory této studie byly právě věk probandů a jejich počet. Zajímavé by byly výsledky schopnosti vědomého rozložení zatížení mezi různými věkovými skupinami. Výzkumu se celkem zúčastnilo 22 probandů. Jedná se o malý soubor populace a chybí srovnání právě s mladšími jedinci. Schopnost vědomého rozložení zatížení byla u zdravých jedinců v rámci diplomové práce hodnocena pouze ve stoji. Bylo by zajímavé zjistit, zda by se výsledky lišili v případě využití berlí během chůze. Posouzení dodržení požadované instrukce zatížení během chůze hodnotí studie Vasarhelyi et al. (2006). Limitujícím faktorem výsledků naměřených pomocí silových plošin může být chyba měření, která vznikne vlivem lidského faktoru nebo chybou přístroje.

7 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda jsou zdraví jedinci schopni vědomě rozložit zatížení při statickém stoji. Naměřené výsledky byly také porovnávány se schopností rozložení zatížení u pacientů po totální endoprotéze kolenního nebo kyčelního kloubu. Byla sledována schopnost zatížení dolní končetiny na 25 %, 50 % a 75 % tělesné hmotnosti.

Výsledky diplomové práce ukázaly, že zdraví jedinci nejsou schopni vědomého rozložení zatížení při statickém stoji. Probandi nebyli schopni určit požadované zatížení dle instrukce bez vizuální zpětné vazby. Statisticky významný rozdíl byl zjištěn při zatížení dolní končetiny na 25 % tělesné hmotnosti. Probandi vykazovali největší odchylky od požadovaného zatížení v případě instrukce 25 %, naopak byli schopni lépe určit 50-ti procentní rozložení zátěže.

Při porovnání vlivu pohlaví u zdravých jedinců jsme zjistili statisticky významný rozdíl v případě rozložení zatížení na 50 % tělesné hmotnosti. V případě zatížení dolní končetiny na 25 % a 75 % byly odchylky od požadované hodnoty mezi muži a ženami srovnatelné.

Při srovnání výsledků vědomého rozložení zatížení mezi zdravými probandy a pacienty po totální endoprotéze kolenního nebo kyčelního kloubu byl nalezen statisticky významný rozdíl v případě rozložení zátěže na 25 % tělesné hmotnosti. Skupina pacientů a zdravých jedinců nebyla schopna správně určit rozložení zatížení na dolní končetině. Zdravý probandi podhodnocovali, naopak skupina pacientů nadhodnocovala.

Výsledky klinického testování kvality propiocepce měly vliv na schopnost rozložení zatížení dolních končetin u zdravých probandů. U zdravých jedinců byla zjištěna porucha propiocepce u 7 probandů. Tito lidé vykazovali větší odchylky od instruované hodnoty zatížení než jedinci, u kterých porucha propiocepce zjištěna nebyla.

8 SOUHRN

Cílem diplomové práce bylo zjistit schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji u zdravých jedinců.

Teoretická část pojednává o strukturách centrálního nervového systému, které se podílí na vzniku vědomého a chtěného pohybu. Dále byla popsána problematika propiocepce a somatognozie, jejichž kvalita vypovídá o schopnosti představy o svém vlastním těle.

Analýza schopnosti představy zatížení dolní končetiny bez zpětné vazby byla provedena pomocí dvou silových plošin Kistler, na kterých byla v rámci výzkumu sledována vědomá schopnost rozložení zatížení dolní končetiny na 25 %, 50 % a 75 % tělesné hmotnosti. Výzkumný soubor tvořilo 22 zdravých probandů (9 mužů, 13 žen) v průměrném věku 58,14 let. Porovnávali jsme procentuální rozdíl mezi naměřenou hodnotou zatížení a hodnotou zatížení danou instrukcí.

Výsledky ukázaly, že zdraví jedinci nejsou schopni vědomě určit rozložení zatížení dle požadované instrukce. Zatížení dolní končetiny na 25 % tělesné hmotnosti bylo pro probandy výrazně obtížnější než v případě určení rozložení zatížení na 50 % a 75 % tělesné hmotnosti. Právě při zatížení dolní končetiny na 25 % své tělesné hmotnosti vykazovali probandi největší odchylky od požadované instrukce.

Vedlejším cílem diplomové práce bylo porovnat schopnost vědomého rozložení zatížení mezi zdravou skupinou a skupinou pacientů po totální endoprotéze kolenního nebo kyčelního kloubu. Při porovnání naměřených výsledků mezi zdravou skupinou a skupinou pacientů byl nalezen statisticky významný rozdíl. Skupina zdravých osob průměrně podhodnocovala o 3,9 % tělesné hmotnosti, naopak pacienti při zatížení dolní končetiny na 25 % tělesné hmotnosti nadhodnocovali o 2,9 %.

Schopnost vědomého pohybu úzce souvisí s kvalitou somatognozie a propiocepce. Na základě klinického testování byla zjištěna porucha somatognozie u všech zdravých probandů kromě dvou jedinců. Snížená schopnost propioceptivního vnímání byla nalezena u 7 probandů ze skupiny zdravé populace. Osoby s poruchou propiocepce vykazovaly větší odchylky od požadovaného zatížení dolní končetiny než jedinci u kterých porucha propiocepce zjištěna nebyla. Při srovnání schopnosti rozložení zatížení na 25 % tělesné hmotnosti mezi osobami s poruchou a bez poruchy propiocepce byl rozdíl těsně pod hladinou statistické významnosti.

9 SUMMARY

The thesis aims at assessing the capacity for conscious distribution of weight bearing during the static stand in healthy persons.

The theoretical part deals with the structures of the central nervous system that participate in the creation of conscious and willed movement, and describes proprioception and somatognosis, the quality of which reflects the capacity for visualisation of one's own body.

The analysis of the capacity for conscious weight bearing to a lower extremity without any feedback was carried out using two Kistler force platforms. The research aimed at the monitoring of the capacity for conscious distribution of the lower extremity weight bearing to 25%, 50% and 75% of the body weight. The research group comprised 22 healthy probands (9 men, 13 women) whose average age was 58.14 years. The comparison focused on the percent difference between the measured and the instructed weight bearing values.

The results show that healthy individuals are not capable to determine consciously the weight bearing distribution according to required instructions. The lower extremity weight bearing to 25% of the body weight was more difficult for the probands than determining the weight bearing distribution to 50% and 75% of the body weight. The probands showed the greatest departures from the required instruction when instructed to load the lower extremity to 25% of their body weight.

The secondary aim of the thesis was to compare the capacity for conscious distribution of weight bearing in a group of healthy individuals and in a group of individuals with total knee replacement or total hip replacement. A statistically significant difference was found when comparing the values measured in the healthy group and in the group of patients. The group of healthy persons tended to undervalue by 3.9% of the body weight on an average, while patients tended to overvalue by 2.9% on an average when loading their lower extremity to 25% of the body weight.

The capacity for conscious movement relates closely to the quality of somatognosis and proprioception. Somatognosis impairment was found in all but two healthy probands during clinical testing. Lowered capacity for proprioceptive perception was found in 7 probands among the healthy population group. Persons with proprioception impairment showed greater departure from the required weight bearing of the lower extremity compared to individuals without proprioception impairment. A difference just below the statistical significance level

was found when comparing the capacity for conscious distribution of weight bearing to 25% of the body weight among persons with proprioception impairment and without proprioception impairment.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ambler, Z., Bednařík, J., & Růžička, E. (2004). *Klinická neurologie (část obecná)*, Praha: Triton.
- Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie (7th ed.)*. Praha: Galén.
- Blahutková, M. (2007). *Psychomotorika*. 1. dotisk 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita.
- Boisgontier, M. P. & Nougier, V. (2013). Ageing of internal models: from a continuous to an intermittent proprioceptive control of movement, *Age*,35(4), 1339-1355.
- Brennan, R. (2015). What is the Alexander Technique? Retrieved 1.3. 2015 from the World Wide Web: <http://www.alexandertechnique.com>
- Caldwell, K., Harrison, M., Adams, M., & Triplett, N. T. (2009). Effect of Pilates and taiji quan training on self-efficacy, sleep quality, mood, and physical performance of college students. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*,13(2),155-163.
- Dabke, H. V., Gupta, S. K., Holt, C. A., O'Callaghan, P., & Dent, C. M. (2004). How accurate is partial weightbearing? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 421, 282-286.
- Desmurget, M., Reilly, K. T., Richard, N., Szathmari, A., Mottolese, C., & Sirigu, A. (2009). Movement intention after parietal cortex stimulation in humans. *Science*, 324(5928), 811 – 813.
- Desmurget, M., & Sirigu, A. (2009). A parietal-premotor network for movement intention and motor awareness. *Trends in Cognitive Sciences*, 13(10), 411-419.
- Dincovici, A. (2012). The Appearance of the Body: On Body Awareness and Combat Sports. *Studia Phaenomenologica*, 12(1), 239-251.
- Feldenkrais, M. (1996). *Feldenkraisova metoda*. Nakladatelství Pragma.
- Fontana, J. a kol. (n.d). *Funkce buněk a lidského těla*. Multimediální skripta. Retrieved 18.3. 2015 from the World Wide <http://fbt.cz/skripta/regulacni-mechanismy-2-nervova-regulace/8-motoricke-funkce/>

- Fujii, R., Takahashi, T., Toyomura, A., Miyamoto, T., Ueno, T., & Yokoyama, A. (2011). Comparison of cerebral activation involved in oral and manual stereognosis. *Journal of Clinical Neuroscience*, *18*(11), 1520-1523.
- Funda, T. (2008) Vyhodnocení dat z měření stability pomocí balančních plošin. Retrieved 16.2.2015 from the World Wide Web:
http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/MATLAB08/prispevky/034_funda.pdf
- Haggard, P. (2008). Human volition: towards a neuroscience of will. *Nature Reviews Neuroscience*, *9*(12), 934-946.
- Hatta, A, Nishihira, Y., & Ogawa-Akiyama, S. (2014). Central sensorimotor processing preceding voluntary movement. *Advances in Exercise & Sports Physiology*, *20*(2), 29-33.
- Hershko, E., Tauber, Ch., & Carmeli, E. (2008). Biofeedback versus physiotherapy in patients with partial weight-bearing. *The American Journal of Orthopedics*, *37*(5), 92-96.
- Hurkmans, H. L., Bussmann, J., B., & Benda, E. (2009). Validity and interobserver reliability of visual observation to assess partial weight-bearing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *90*(2), 309-313.
- Hurkmans, H. (2005). Partial weight bearing, long-term monitoring of load in patients with a total hip arthroplasty during postoperative recovery. Retrieved 11. 3. 2015 from the World Wide Web: <http://www.erasmusmc.nl/47460/res/91177/1403113/proefschriftthurkmans>
- Hurkmans, H. L., Bussmann, J., B., Benda, E., Verhaar, J. A., & Stam, H. J. (2012). Effectiveness of audio feedback for partial weight-bearing in and outside the hospital: A randomized controlled. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *93*(4), 565-570.
- Hustedt, J. W., Blizard, D. J., Baumgaertner, M. R., Leslie, M. P., & Grauer, J. N. (2012a). Is it possible to train patients to limit weight bearing on a lower extremity? *Orthopedics*, *35*(1), 31-37.
- Hustedt, J. W., Blizard, D. J., Baumgaertner, M. R., Leslie, M. P., & Grauer, J. N. (2012b). Current advances in training orthopaedic patients to comply with partial weight-bearing instructions. *Yale journal of biology and medicine*, *85*(1), 119-125.
- Janura, M., Vařeka, I, Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody Biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Kališová, T. (2014). Somatosenzorický systém. Retrieved 24.6. 2014 from the World Wide Web: <http://www.slideshare.net/terezakalisova/somatosens-ped>
- Kim, Y. K. & Shin, S. H. (2014). Comparison of effects of transcranial magnetic stimulation on primary motor cortex and supplementary motor area in motor skill learning (randomized, cross over study). *Frontiers in Human Neuroscience*, 8(937), 1-7.
- Klöpfer-Krämer, I. & Augat, P. (2010). Teilbelastung in der Rehabilitation. Vermittlungsstrategien und Grenzen. *Unfallchirurg*, 113(1), 14-20.
- Knoop, J., Steultjens, M. P. M., van der Leeden, M., van der Esch, M., Thorstensson, C. A., Roorda, L. D., Lems, W. F., & Dekker, J. (2011). Proprioception in knee osteoarthritis: a narrative review. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(4), 381-388.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře - terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14(1), 3-17.
- Kolář, P., Smržová, J., & Kobesová, A. (2011). Vývojová dyspraxie, senzomotorická integrace a jejich vliv na pohybové aktivity a sport. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca* 20(2), 66-81.
- Kolář, P. (2011). Tři úrovně řízení motoriky: diagnostika a terapie hybného systému. Retrieved 14.1. 2015 from the World Wide Web: http://www.dnscz.com/sites/default/files/story/2011/10/kolar_czech.pdf
- Kolář, P., et. al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P. (2014) Tři úrovně motoriky, Retrieved 10.3. 2014 from the World Wide Web: <http://slideslive.com/38891225/tri-urovne-motoriky>
- Konczak, J., Corcos, D. M., Horak, F., Poizner, H., Shapiro, M., Tuite, P., Volkman, J., & Maschke, M. (2009). Proprioception and motor control in Parkinson's disease. *Journal of Motor Behavior*, 41(6),543-552.
- Králíček, P. (2004). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum
- Kulka, J. (2008). *Psychologie umění*, 2. přepracované a doplněné vydání. Grada
- Lepšíková, M., Čech, Z., & Kolář, P. (2013). Změny somatognozie v klinickém obraze chronických bolestivých poruch pohybového aparátu. *Medicina po promoci*, 14(2), 42-47.

- Li, S., Armstrong, Ch. W., & Cipriani, D. (2001) Three-point gait crutch walking: Variability in ground reaction force during weight bearing . *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(1), 86-92.
- Macháčková, K. & Vyskotová, J. (2013). *Rehabilitační propedeutika 2*, Ostravská univerzita v Ostravě.
- Malviya, A., Richards, J., Jones, R. K., Udawadia, A., & Doyle, J. (2005). Reproducibility of partial weight bearing. *Injury*, 36(4), 556-559.
- Mariën, P., Wackenier, P., Surgeloose, D., de Deyn, P. P., & Verhoeven J. (2010). Developmental coordination disorder: Disruption of the cerebello-cerebral network evidenced by SPECT. *The Cerebellum*, 9(3), 405-410.
- Mendelsohn, M. E., Overend, T. J., & Petrella, R. J. (2004). Effect of rehabilitation on hip and knee proprioception in older adults after hip fracture. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(8), 624-632.
- Moriana, G. Ch., Roldán, J. R., Rejano, J. J. J., Martínez R. Ch., & Serrano, C. S. (2013). Design and validation of GCH System 1.0 which measures the weight-bearing exerted on forearm crutches during aided gait. *Gait & Posture*, 37(1), 564-569.
- Opavský, J. (2005). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Page, P., Frank, C., & Lardner, R. (2010). *Assessment and treatment of muscle imbalance : the Janda approach*. Champaign, Ill.: Human Kinetic.
- Pataky, Z., De León Rodriguez, D., Golay, A., Assal, M., Assal, J-P, & Hauet, C-A. (2009). Biofeedback training for partial weight bearing in patients after total hip arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(8), 1435-1438.
- Pavlů, D. (2003). *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*. Brno: Akademické nakladatelství Cerm.
- Pfeiffer, J. (2007). *Neurologie v rehabilitaci pro studium a praxi*. 1. vyd. Praha: Grada.
- Psalmanová a kol. (2013). *Výzkum ve sportovní medicíně*. Masarykova univerzita Brno. Retrieved 21.2. 2015 from the World Wide Web:
<http://www.fsps.muni.cz/~tvodicka/data/reader/book-27/07.html>

- Roceanu, A., Capris, G., & Bajenaru, O. (2014) Balance assessment using computerized static posturography. *Romanian Journal of Neurology*, 13(1), 23-30.
- Rokyta, R. a kol. (2000). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV nakladatelství.
- Rubin, G., Monder, O., Zohar, R., Oster, A., Konra, O., & Rozen, N. (2010). Toe-touch weight bearing: Myth or reality? *Orthopedics*, 33(10), 729.
- Ruckstuhl, T., Osterhoff, G., Zuffellato, M., Favre, P., Werner, C.,(2012). Correlation of psychomotor findings and the ability to partially weight bear. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 4, 1-7.
- Sauvage, C., Jissendi, P., Seignan, S., Manto, M., & Habas, C. (2013). Brain areas involved in the control of speed during a motor sequence of the foot. *Journal of Neuroradiology*, 40(4), 267-280.
- Sever, J. (2014). Modulation of motor processes on the basic of taijiquan movement principles. *Interdisciplinary Description of Complex Systems*, 12(4),305-313.
- Shen, Ch-L , James C. R., Bixby W. R., Brismée J. M., Zumwalt M. A., & Poklikuha G. (2008). Effects of Tai Chi on gait kinematics, physical function, and pain in elderly with knee osteoarthritis — A pilot study. *American Journal of Chinese Medicine*, 36(2), 219-232.
- Stackeová, D. (2007). Tělesné sebepojetí v kontextu psychosomatiky a možnosti jeho ovlivnění. *Psychosom*, 5(2), 47-55.
- Stránecký, M. (2009). Možnosti rehabilitace při diagnostice a léčbě chronického verterbrogenního syndromu. *Bolest*, 12(2), 93-100.
- Straton, A., Gidu, D., Carmen, E. V., & Straton C. (2012). Cerebral cortex, sensations and movements. *Science, movement and health*, 12(2), 479-485.
- Suetterlin, K. J, & Sayer A. A. (2014). Proprioception: where are we now? A commentary on clinical assessment, ganges across the life course, functional implications and future interventions. *Age and Ageing* 43(3), 313-318.
- Sutton, P., Stedman, J., & Livesley, P. (2007) Perception and education of unilateral weightbearing amongst health care professional. *Injury*, 38(2), 163-164.
- Talis, V., L., Grishin, A. A., Solopova I., A., Oskanyan, T. L., Belenky, V., E., & Ivanenko, Y., P. (2008). Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in

- patients after unilateral total hip replacement surgery. *Clinical Biomechanics*, 23(4), 424-433.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka (3rd ed.)*. Praha: Grada Publishing.
- Turner, R. S. & Desmurget, M. (2010). Basal ganglia contributions to motor control: a vigorous tutor. *Current Opinion in Neurobiology*, 20(6), 704-716.
- Vališ, M., Dršata, J., Kalfeřt, D., Semerák, P., & Kremláček, J. (2012). Computerised static posturography in neurology. *Central European Journal of Medicine*, 7(3), 317-322.
- Vasarhelyi, A., Baumert, T., Fritsch, Ch., Hopfenmülle, W., Gradl, G., Mittlmeier T., (2006). Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity – is it achievable? *Gait & Posture*, 23(1), 99–105.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (2nd ed.)*. Praha: Triton.
- Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip – Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada Publishing.
- Vyskotová, J. (2006). Přístrojová technika v rehabilitaci pro fyzioterapeuty, Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta.
- Wayne, P. M., & Kaptchuk, T. J. (2008). Challenges inherent to Tai Chi research: Part I— Tai Chi as a complex multicomponent intervention. *Journal of Alternative*, 14(1), 95-102.
- Yu, S., McDonald, T., Jesudason, Ch., Stiller, K., & Sullivan, T. (2014). Orthopedic inpatients' ability to accurately reproduce partial weight bearing orders. *Orthopedics*, 37(1), 10-18.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1 Informovaný souhlas

Příloha 2 Souhlas etické komise

Příloha 3 Kineziologický rozbor

Příloha 1 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Studie: **Schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji u zdravých osob**

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband bude do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný (á) souhlasím s účastí na této studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o vyšetřovacích i terapeutických postupech, které budu absolvovat, a také o průběhu studie. Jsem plně srozuměn(a), že se jedná o neinvazivní postupy.
3. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
4. Souhlasím s tím, že moje účast na studii je zcela dobrovolná. Svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit nebo ukončit.
5. Při zařazení do studie budou osobní data uchována s plnou ochrannou důvěrností dle platných zákonů ČR. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data – pod číselným kódem) nebo s mým výslovným souhlasem. Porozuměl(a) jsem tomu, že moje osobní identifikační údaje nebudou nikde uveřejněny.
6. Účast na studii je bez poskytnutí jakékoliv odměny.
7. Souhlasím s tím, že nebudu proti použití výsledků z této studie. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude vyskytovat v referátech o této studii.

Podpis účastníka studie:

Datum:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Příloha 2 Souhlas etické komise



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

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 2. 5. 2014 byl projekt diplomové práce

autorky **Bc. Jany Opálkové**

s názvem **Schopnost vědomého rozložení zatížení při statickém stoji u zdravých osob**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 42/2014

dne: 30. 6. 2014.

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

Příloha 3 Kineziologický rozbor

Jméno a příjmení probanda:

věk:

Lateralita: P/L

Anamnéza:

Osobní anamnéza:

Pracovní anamnéza:

Sociální anamnéza:

Farmakologická anamnéza:

Sportovní anamnéza:

Nynější onemocnění:

VAS:

0

10

Kineziologické vyšetření:

Vyšetření pánve:

- vodorovná/ šikmá P výš/L výš
- anteverze, retroverze
- shift dx/sin,
- rotace pánve dx/sin
- torze (P SIPS výš, níž)

Postavení DKK: P

L

- ZR
- VR

Postavení KOK: P

L

- valga
- vara
- recurvata

Preference DK: dx/sin

„Kterou nohou byste kopl do míče“?

Preference HK: dx/sin

„Kterou rukou byste hodil míč“?

Délky DK:	P	L
• anatomická	cm	cm
• umbilikomaleolární	cm	cm

Vyšetření propriocepce:

- statestézie 3/
- kinestézie 5/

Vyšetření somatognózie:

- horizontální rovina 3/
- vertikální rovina 3/

Povrchové čítí: P L

- stehna
- bérce
- chodidla