

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

INTERINDIVIDUÁLNÍ VARIABILITA PŘI VYŠETŘENÍ NA PŘÍSTROJI
BALANCE MASTER[®]

Diplomová práce

Autor: Radka Oršulíková, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: MUDr. Alena Kobesová

Praha 2009

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Radka Oršulíková

Název diplomové práce: Interindividuální variabilita při vyšetření na přístroji Balance Master[®]

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Alena Kobesová

Rok obhajoby diplomové práce: 2009

Abstrakt:

Diplomová práce „Interindividuální variabilita při vyšetření na přístroji Balance Master[®]“ se zabývá řešením problematiky posturální stability v souvislosti s věkem testovaných osob a s působením zevních faktorů, jako je denní doba, fyzická aktivita či únava, na tyto testované osoby.

Tato práce měla za úkol shrnout poznatky o posturální stabilitě, mechanismech jejího řízení a udržování, o možnostech testování posturálních schopností zejména pomocí přístroje Balance Master. Cílem výzkumu bylo ověřit, zda při vyšetření na stabilometrické plošině Balance Master[®] budou zaznamenány rozdíly v kvalitě stabilizačních funkcí ve skupině zdravých jedinců a ve skupině zdravých seniorů a zda se kvalita stabilizačních funkcí ve skupině zdravých jedinců a ve skupině zdravých seniorů mění v závislosti na denní době, únavě a předchozí zátěži. Vyšetřili jsme následujících 6 testů: Weight Bearing/Squat (WBS), Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB), Limits of Stability (LOS), Rhythmic Weight Shift (RWS), Step Up/Over (SUO) a Forward Lunge (FL).

Klíčová slova: Balance Master[®], postura, posturální stabilita, COG, stabilometrická plošina

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliografická identifikace v angličtině

Author's first name and surname: Radka Oršulíková, BA.

Title of the master thesis: The interindividual variability in the investigation by Balance Master[®] System

Department: Department of physiotherapy and exercise medicine

Supervisor: Alena Kobesová, MUDr.

The year of presentation: 2009

Abstract:

This thesis „The interindividual variability in the investigation by Balance Master[®] System“ resolves the problem of postural stability in the context of age and incidence of external factors as day-time, physical activity or stress in tested individuals.

The aim of the work was to summarize knowledge about the postural stability, mechanisms of processing, holding and testing postural stability. The target of the research was to verify if there are any differences in quality of postural stability between the group of healthy young individuals and the group of healthy elderly by Balance Master[®] measurements, and if the quality of postural stability is affected by the day-time, fatigue and stress. It was investigated 6 tests: Weight Bearing/Squat (WBS), Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB), Limits of Stability (LOS), Rhythmic Weight Shift (RWS), Step Up/Over (SUO) a Forward Lunge (FL).

Keywords: Balance Master[®], posture, postural stability, COG, stabilometric platform

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Aleny Kobesové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne 17. 4. 2009

.....

Poděkování autora

Na tomto místě bych ráda poděkovala MUDr. Aleně Kobesové za poskytnutí odborných konzultací při zpracování práce, Paedr. Miluši Matoušové za možnost spolupráce se členy kardioklubu a Ing. Haně Tomáškové za poskytnutí konzultací při statistickém zpracování výsledků.

Seznam použitých zkratk

CNS – centrální nervový systém

COG – centre of gravity

COM – centre of mass

COP – centre of pressure

FL – Forward Lunge

FN – Fakultní nemocnice

LOS - Limits of Stability

mCTSIB - Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance

RWS - Rhythmic Weight Shift

SD – směrodatná odchylka

SUO - Step Up/Over

VOR – vestibulookulomotorický reflex

WBS - Weight Bearing/Squat

OBSAH

1 ÚVOD	9
PŘEHLED POZNATKŮ	11
2 TERMINOLOGIE A DISKUTOVANÉ POJMY	11
3 POSTURÁLNÍ STABILITA	13
3.1 Posturální ontogeneze	14
3.2 Posturální kontrola.....	15
3.2.1 Sensorický systém.....	15
3.2.2 Výkonný systém	17
3.2.3 Řídící systém.....	18
3.2.4 Integrace jednotlivých součástí posturálního systému.....	19
3.3 Mechanismy zajištění posturální stability.....	20
3.3.1 Hlezenní mechanismus udržování rovnováhy	20
3.3.2 Kyčelní mechanismus udržování rovnováhy	20
3.3.3 Krokový mechanismus udržování rovnováhy	21
4 OVLIVNĚNÍ POSTURÁLNÍ STABILITY	22
4.1 Fyzikální faktory ovlivňující stabilitu.....	22
4.2 Neurofyziologické faktory ovlivňující stabilitu.....	23
5 MOŽNOSTI VYŠETŘENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY	25
6 BALANCE MASTER®	26
6.1 Výběr pacienta pro vyšetření na přístroji Balance Master®	27
6.2 Průběh vyšetření na balanční plošině.....	27
7 CÍL PRÁCE	28
8 HYPOTÉZY	29
9 METODIKA PRÁCE	30
9.1 Popis výzkumné činnosti	30
9.2 Výběr osob pro testování	30
9.3 Použité vyšetřovací metody	31
9.4 Postup při testování.....	32
9.5 Přehled použitých testů z nabídky přístroje Balance Master®	32
9.5.1 Symetrie stoje – Weight Bearing/Squat (WBS)	33

9.5.2 Modifikovaný sensorický test – Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB)	33
9.5.3 Limity stability – Limits of Stability (LOS)	35
9.5.4 Rytmické přesuny hmotnosti – Rhythmic Weight Shift (RWS).....	36
9.5.5 Přejechod přes schod – Step Up/Over (SUO).....	37
9.5.6 Výpad vpřed – Forward Lunge (FL).....	39
10 VÝSLEDKY	41
10.1 Zpracování dat získaných systémem Balance Master®	41
10.2 Statistické zpracování dat stabilometrického vyšetření	41
11 DISKUZE	54
12 ZÁVĚR	62
13 SOUHRN	64
14 SUMMARY	66
POUŽITÁ LITERATURA.....	68
SEZNAM PŘÍLOH.....	73
PŘÍLOHY	74

1 ÚVOD

Pro svou diplomovou práci jsem si vybrala téma, které se soustředí na posturální schopnosti člověka, jednu z nejzákladnějších a všudypřítomných činností, kterou musí lidské tělo vykonávat po celý den v jakékoli situaci. Udržování rovnováhy je obtížný proces, při kterém je nezbytná koordinace sensorického, muskuloskeletálního a centrálního nervového systému. Informace přicházející z receptorů jsou zpracovávány v centrálním nervovém systému (CNS) a následně využívány pro korekci a udržení stabilní pozice.

Člověk se rodí centrálně i morfologicky nezralý, proto i činnost posturálního systému vyzrává postupně během prvních roků života člověka, mluvíme o takzvané posturální ontogenezi. S přibývajícím věkem však dochází k involuci jednotlivých systémů a odrazem jsou změny držení těla a zhoršování posturální funkce. Ačkoli posturální ontogeneze je geneticky zakódovaný proces, má posturální chování člověka individuální charakter. Posturální schopnosti jsou ovlivňovány mnoha faktory, mezi které řadíme: antropometrické parametry (jako je například výška, hmotnost, poměr jednotlivých segmentů těla), pohlaví, věk či neurofyzilogické pochody v těle.

V klinické praxi se využívá různých testů a měřících metod pro hodnocení posturálních a balančních schopností. Při testování se uplatňují jak jednoduché klinické testy různých typů stoje či chůze, tak moderní přístroje umožňující podrobné zpracování a zhodnocení měřených parametrů.

Cílem teoretické části je shrnout poznatky o posturální stabilitě, mechanismech jejího řízení a udržování, o možnostech testování posturálních schopností zejména pomocí přístroje Balance Master[®]. Praktická část je věnována porovnání testů dvou skupin probandů vyšetřených na stabilometrické plošině Balance Master[®].

Předpokládali jsme, že stabilizační mechanismy skupiny mladých zdravých osob se budou lišit od skupiny zdravých seniorů. Také jsme chtěli ověřit, zda se kvalita stabilizačních mechanismů u obou skupin mění v závislosti na denní době, únavě a předchozí zátěži. Otázkou však může být, jak silně je přístroj Balance Master[®]

sensitivní, aby pomocí tohoto vyšetření bylo možné zachytit rozdíly posturálních schopností v závislosti na denní době, únavě či předchozí fyzické zátěži.

PŘEHLED POZNATKŮ

2 TERMINOLOGIE A DISKUTOVANÉ POJMY

Posturální stabilita

Posturální stabilitou označujeme schopnost zajistit vzpřímené držení těla a možnost reagovat na změny zevních a vnitřních sil, aby nedošlo k nechtěnému pádu.

Rovnováha a balance

Rovnováha a balance zahrnují soubor statických a dynamických strategií k zajištění posturální stability. Zařazujeme zde posturální a vzpřimovací reflexy (Vařeka, 2002).

COM (Centre of Mass)

COM, těžiště těla je hypotetický „hmotný bod“, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému (Vařeka, 2002). Celkové těžiště těla lze zjistit na základě znalosti poloh dílčích těžišť jednotlivých segmentů a hmotnosti (resp. tíhy) těchto segmentů (http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpc/kompendium/biomechanika/geometrie_teziste.php). Početně lze určit celkové těžiště pomocí nosníkové nebo grafické metody.

V základním anatomickém postavení se těžiště těla nachází v malé pánvi ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle, zhruba 4 – 6 cm před promontoriem. Díky disproporcím mužského a ženského těla bývá u mužů posunuto o 1 – 2 % výše. Také u dětí je těžiště umístěno relativně vysoko, s vývojem a změnou proporcí jednotlivých segmentů se posunuje kaudálně (Janura, 2004). Velmi často dochází k záměně pojmů COM za COG.

COG (Centre of Gravity)

COG je průmět společného těžiště těla do opěrné báze. Těžnice spuštěná z COM do podložky prochází 4 – 5 cm před osou kotníků (Maisson, 1998). Ve statické poloze se musí COG vždy nacházet v opěrné bázi, pokud je přeneseno mimo opěrnou bázi, dojde k pádu. Sledováním posunu COG můžeme popsat jakýkoli pohyb tělesa v prostoru (Vařeka, 2002).

COP (Centre of Pressure)

COP označuje působiště vektoru reakční síly podložky. Jeho poloha je ovlivněna polohou těžiště a aktivitou svalů bérce. Pro zjištění polohy COP se využívají tzv. stabilometrické plošiny (Vařeka, 2002).

Opěrná plocha (AS – Area of Support)

Opěrná plocha je částí plochy kontaktu, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze (Vařeka, 2002).

Opěrná báze (BS – Base of Support)

Opěrná báze je prostor ohraničený nejperifernějšími hranicemi opěrné plochy. K vytvoření opěrné báze dochází během ontogenetického vývoje každého jedince. U novorozence hovoříme pouze o úložné ploše. U dítěte se zdravým vývojem se vytváří první opěrná báze ve třetím měsíci života. V poloze na břiše je tvořena oporou o symfýzu a mediální epikondyly obou humérů. Vznik opěrné báze je možný díky vytvoření ko-aktivity ventrální a dorzální muskulatury. Při vzpřímeném stoji s DKK mírně rozkročenými má tvar lichoběžníku tvořeného spojnicemi pat, zevních hran nohou a bříšky metatarzů (Kolář, 1998; Vařeka, 2002; Dvořák, Vařeka).

3 POSTURÁLNÍ STABILITA

„Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu“ (Vařeka, 2002).

Posturou označujeme aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, v praxi to znamená převážně proti síle tíhové. Postura je nedílnou součástí a zároveň základní podmínkou jakéhokoli pohybu, je udržována působením vnitřních sil. Aktivní držení postury je řízeno CNS podle určitého programu a realizováno prostřednictvím anatomicky definovaného pohybového systému (Vařeka, 2002).

Pojem „stabilita“ označuje míru úsilí nutnou k porušení rovnováhy tělesa umístěného v gravitačním poli. V našem případě se jedná o lidské tělo. Tento pojem lze ale také použít pro pohyb. Stabilní je pohyb tehdy, pokud má lineární nebo rotační charakter a při působení síly se nemění směr ani rychlost pohybu stochasticky, ale podle určitého stanoveného a predikovaného průběhu programu (Véle, 1995). Udržování stabilní polohy je dynamický proces, při kterém dochází k neustálému vyvažování labilní rovnováhy protichůdnými svalovými skupinami, které tvoří partnerské dvojice (Véle, 1997).

Z biomechanického hlediska je těleso stabilní tehdy, když má nejmenší potenciální energii. Míru stability tělesa proti převržení určuje tzv. úhel stability, který se zvětšuje se snížením těžiště a zvětšením opěrné plochy (Janura, Vaverka, 1997). Podélná osa těla osciluje okolo osy kotníků jako převrácené kyvadlo (Janura, Míková, 2003; Maisson, 1998).

Při vzpřímeném stoji se promítá těžnice spuštěná z těžiště lidského těla do opěrné báze (Røgind et al., 2003), ale nemusí se promítat do opěrné plochy. Vektor tíhové síly při lokomoci nemusí směřovat do opěrné báze, ale musí do ní směřovat výslednice zevních sil, jakými jsou setrvačnost, třecí síla, reakční síla a další (Dvořák, Vařeka, 1999).

Pokud rozlišíme stabilitu na vnitřní (stabilita osového orgánu) a vnější (celková), je stabilita vnitřní základem stability celkové. Díky stabilitě osového orgánu je možné

provádět účelově řízený pohyb. Je však nutné, aby určité sektory byly schopny stabilizovat svou polohu a jiné mohly svou polohu účelně měnit. Vnitřní stabilita musí být tedy „sektorově proměnlivá.“ Na zajištění vnitřní stability spolupracují krátké intersegmentální svaly, některé hluboko uložené svaly probíhající přes více segmentů, bránice a pravděpodobně i m. transversus abdominis (Čumpelík, 2001).

3.1 Posturální ontogeneze

Člověk se rodí centrálně i morfologicky nevyzrálý. CNS uzrává až během postnatálního vývoje. „Hlavním předmětem posturální ontogeneze je vývoj držení – schopnost zaujmout polohu – a s tím spojená lokomoce.“ S vývojem držení těla se uplatňují svalové synergie, které jsou v mozku uloženy jako matrice (Kolář, 2002).

Posturální ontogeneze je tedy geneticky zakódovaný proces, který je ale nutno podporovat zevní stimulací, aby se mohl realizovat. Postupuje podle určitého časového schématu od horizontální indiferentní postury až k postuře vertikální a lokomoci ve vertikále. Celková posturální reakce se mění v závislosti na funkční diferenciaci CNS při tvorbě posturálních programů (Véle, 1995).

U novorozence neexistuje opěrná báze, můžeme hovořit pouze o úložné ploše. Jelikož dítě v tomto období neumí cíleně řídit svalový tonus v rámci jednotlivých segmentů, segmenty těla tak netvoří jeden funkční celek. Nelze proto hovořit o společném těžišti těla. U tříměsíčního dítěte s neporušeným vývojem se objevuje symetrická opěrná báze podle podélné osy těla. Těžiště těla se posunuje kaudálně, takže i oblast maximálního zatížení se přesunuje stejným směrem. Dále pozorujeme zmenšení opěrné báze jako důsledek schopnosti odpoutat hlavu od podložky. S dalším vývojem posturálního systému je možné vytvořit asymetrickou oporu, takže se větší část těla může dostat mimo opěrnou bázi při současném zachování stability (Dvořák, Vařeka, 1999).

„Ontogenezi lidské motoriky je možno celkově charakterizovat jako získávání schopnosti najít těžiště a udržet a/nebo cíleně měnit jeho polohu v prostoru“ (Dvořák, Vařeka, 1999). Začátek motorické ontogeneze je tedy spojen se schopností změnit polohu těžiště (Vojta, Peters, 1995).

Nezrálý CNS není schopný zpracovávat a následně využívat množství informací, ve výsledku je jimi nakonec zahlcen a ve své funkci zpomalen. CNS se nedokáže přizpůsobit pravidelným opakovaným změnám, řeší až akutně vzniklou situaci, proto jsou svalové odpovědi malých dětí pozdní a méně výrazné (Vařeka, 2002). K prostorové diferenciaci dochází nejprve regionálně, později segmentálně, při současně probíhající diferenciaci časové. Podle stupně diferenciaci posturální funkce lze zhodnotit posturální ontogenezi a případnou vývojovou retardaci (Véle, 1995).

S vývojem se rovnovážné reakce stávají méně stereotypní a jsou více přizpůsobeny konkrétní situaci. K zásadním změnám v řízení a mechanismech udržení posturální stability dochází mezi 6. – 8. rokem. Je to hlavně díky měnícím se antropometrickým parametrům, dozrávání integrace sensorických vstupů a dozrávání mozečkových funkcí (Vařeka, 2002).

3.2 Posturální kontrola

Pro udržení vzpřímené pozice je nutná spolupráce tří systémů: řídicího, výkonného a sensorického. Řídicí systém je reprezentován funkcí CNS. Výkonnou složkou je pohybový systém, především kosterní svaly, které jsou také důležitou součástí sensorického systému díky propiocepci. Zrak, propiocepce a vestibulární ústrojí jsou části sensorického systému. Vařeka (2002) zdůrazňuje také podíl exterocepce na udržování posturální stability. Informace z exteroceptorů slouží k identifikaci míst s různým zatížením a zároveň jsou důležitým receptorem míry tření (Vařeka, 2002).

3.2.1 Sensorický systém

Základní funkcí sensorického systému je podávat informace týkající se vlastní pozice a okolního prostředí. Informace jsou vedeny ze sensorických receptorů do CNS aferentními drahami, v CNS jsou dále zpracovány a využity pro ovlivnění výsledné pozice.

Vzájemný poměr využití informací z jednotlivých složek sensorického systému závisí na dané situaci. Navzdory multisensorickému zásobení CNS o pozici těla se CNS spoléhá v dané chvíli dominantně na informace přicházející z jednoho sensorického systému (Shumway-Cook, Horak, 1986). Pokud stojí zdravý dospělý člověk na pevném povrchu v dobře osvětleném prostředí, jeho CNS přijímá asi 70% informací z proprio a exteroceptorů, 20% z vestibulárního ústrojí a 10% pomocí zraku. Se změnou prostředí se mění i procento zastoupení složek sensorického systému (Horak, 2006). Také s přibývajícím věkem se mění procentuální zastoupení informací získávaných z jednotlivých částí sensorického systému. U starších osob lze pozorovat redukci funkce vestibulárního systému a propriocepce, což vede ke zvýšenému využívání zrakové kontroly při udržování stability (Choy, Brauer, Nitz, 2003).

Zrak

Informace ze sítnice jsou vedeny zrakovou dráhou do týlního laloku, v němž se nachází primární zrakové centrum. Odtud jsou zrakové signály projikovány a zpracovávány v parietálním, temporálním a frontálním laloku a následně využity k motorickým reakcím (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000). Zrak je pro posturální kontrolu velmi důležitý, za určitých okolností však může být jeho funkce kompenzována ostatními sensory (např. při zhoršeném osvětlení prostředí). Efektivita zrakové kontroly je dána zrakovým kontrastem, jasnem, kvalitou nazíraného objektu a osvětlením prostoru. Na zrakovou kontrolu při řízení rovnováhy spoléhají především starší lidé (Kejonen, 2002).

Vestibulární systém

Vestibulární systém přispívá k percepce tělesné orientace, je proto zahrnut do systému řízení posturální kontroly (Kejonen, 2002). Úkolem vestibulárního systému je neustále zaznamenávat polohu a pohyb hlavy v prostoru. Semicirkulární kanálky slouží k detekci rotačního zrychlení hlavy. O lineárním zrychlení hlavy a poloze hlavy v prostoru vzhledem k vektoru gravitační síly informuje otolitový systém utrikulu a sakulu. Semicirkulární kanálky citlivě zodpovídají za změny rychlosti pohybu, a proto jsou aktivní převážně na začátku a na konci pohybu (Králiček, 2004). Informace z receptorů jsou vedeny do vestibulárních jader, která kromě těchto signálů přijímají informace z dalších částí sensorického systému.

Vestibulární systém má na udržování rovnováhy při normálním stoji (pevná podložka, otevřené oči, osvětlené prostředí) minoritní podíl (Fitzpatrick, McCloskey, 1994).

Vestibulární systém zprostředkovává vestibulookulomotorický reflex (VOR) a vestibulospinální reflex. VOR umožňuje stabilizovat pohled na nazíraný objekt pomocí pohybu očí k opačné straně při změně polohy hlavy (Jeřábek, 2007). Vestibulospinální reflex stabilizuje tělo a trup ve vzpřímené poloze (Králíček, 2004; Kejonen, 2002).

Proprioreceptory a exteroceptory

Proprioreceptory uložené ve svalech, šlachách a kloubech poskytují informace o pozici těla a jeho částí v prostoru a vůči sobě navzájem. Exteroceptivní receptory lokalizované v kůži a podkoží poskytují informace z různých typů taktilních receptorů (Kejonen, 2002).

Statickou propiocepci (statestesii) zajišťují svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska a Ruffiniho kožní tělíska. Dynamická propiocepce (kinestésie) je zprostředkována Ruffiniformními a Paciniformními tělisky lokalizovanými v kloubních pouzdrech a vazech.

Na exterocepci se podílejí informace přicházející z kožních mechanoreceptorů, termoreceptorů a kožních nociceptorů (Králíček, 2004).

3.2.2 Výkonný systém

Výkonný systém je reprezentován kosterním a svalovým systémem. Posturální kontrola vyžaduje koordinovanou činnost svalů. Pokud dojde k protažení svalu, propioceptivní receptory uvnitř svalu signalizují změnu délky svalu centrálním mechanismům pro řízení posturální kontroly (Kejonen, 2002).

Posturální motorika využívá převážně svaly s dominantně tonickou funkcí schopnými vyvíjet sice menší úsilí ale po delší dobu. V případě, že dojde k překročení schopnosti tonických svalů udržovat polohu, je nutný zásah fázických svalů pro zabránění pádů (Véle, 2006).

3.2.3 Řídící systém

Na posturálním zajištění participují hierarchicky uspořádané oddíly CNS (spinální mícha, hybná centra mozkového kmene – především retikulární formace a vestibulární jádra, mozeček, bazální ganglia, frontální a parietální oblasti kortexu) (Druga et al., 1996; Kejonen, 2002). CNS přijímá informace od všech sensorických soustav, pro zajištění postury jsou však nejdůležitější aferentní signály z proprioreceptorů, exteroceptorů, vestibulárního systému a zraku (Kralíček, 2004).

Lze popsat dva nervové regulační mechanismy pro zajištění stabilní pozice. Jednodušším mechanismem jsou reflexní děje na úrovni spinální míchy (Deliagina et al., 2007). Tyto reflexy zajišťující vzpřímenou polohu označujeme jako postojové reflexy. Základní podmínkou postojových reflexů je svalový tonus. Na míšní úrovni probíhají lokální a segmentální statické reakce. Nadřazené jim jsou celkové statické reakce koordinující tonus svalstva všech končetin i trupu. Celkové statické reakce zahrnují soubor reflexů, mezi něž patří: tonické šíjové reflexy, tonické labyrintové reflexy a fázické labyrintové reflexy (Druga et al., 1996; Kralíček, 2004).

Hierarchicky vyšší skupinu reflexů tvoří vzpřimovací reflexy. Jejich cílem je návrat těla do vzpřímené pozice, jako první má snahu dostat se do správného postavení hlava a poté i trup a končetiny. Mezi vzpřimovací reflexy patří: labyrintový vzpřimovací reflex, tělový vzpřimovací reflex působící na polohu hlavy, šíjový vzpřimovací reflex, tělový vzpřimovací reflex působící na polohu těla, zrakový vzpřimovací reflex (Druga et al., 1996; Kralíček, 2004).

Mozeček

Na řízení svalového tonu, rovnováhy a koordinaci pohybu má značný vliv také mozeček. Do mozečku přicházejí informace z vestibulárních jader, míchy a pontu (Pfeiffer, 2007). Podle Glicksteina (2007) je možné, že se mozeček podílí také na kognitivních procesech, není však mnoho studií, které by tento názor potvrdily.

Informace z vestibulárních jader jsou zpracovávány v části označované jako vestibulární mozeček (archicerebelum). Tato část slouží k udržování vzpřímené polohy těla při chůzi i stoji, a také má podíl na řízení automatických očních pohybů.

Informace přicházející z míchy prostřednictvím spinocerebelární dráhy zpracovává spinální mozeček (paleocerebelum). Funkcí spinálního mozečku je

porovnávat předpokládaný pohyb, o kterém dostává informace z mozkové kůry, s pohybem skutečně realizovaným. Může tedy detekovat vzniklou diskrepanci a eferentními výstupy tuto situaci upravit.

Třetí část mozečku je označována jako mozeček cerebrální (neocerebelum). Zde přicházejí informace z premotorické, suplementární motorické, somatosensorické a zadní parietální korové oblasti. Tato část se podílí na plánování a programování volných pohybů v koordinaci s bazálními ganglii a mozkovým kortexem (Kralíček, 2004).

Ačkoli mozeček sám není zdrojem pohybu, je nezbytný pro harmonizaci pohybu, vypočítává optimální svalovou souhru, pohyb tak může být plynulý, cílený a přiměřený. Do funkce je zapojován až během postnatálního vývoje, plně vyžívá až okolo 6. roku (Druga et al., 1996).

Při poruše v oblasti mozečku dochází k ovlivnění kvality stoje i chůze. Pozorujeme stoj s rozšířenou bází, při chůzi jsou nápadné nepravidelné kroky taktéž o širší bázi. Je zde častější tendence k pádům (Tlach, Bastian, 2003).

3.2.4 Integrace jednotlivých součástí posturálního systému

Proces řízení posturální stability můžeme shrnout do několika fází:

- detekce konkrétní situace (aferentní informace ze sensorického systému)
- vyhodnocení dané situace a volba vhodného programu v CNS
- aktivace příslušných svalových skupin (zajištěno prostřednictvím eferentních drah)
- generace kontrakční svalové síly, která je převedena na momenty sil v pákovém systému lidského těla a vyvolání reakční síly okolí

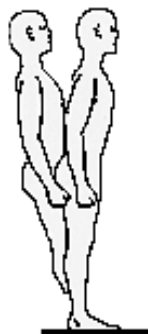
Řízení posturální stability je ovlivněno strukturálním a funkčním stavem organismu. Na proces volby vhodné posturální strategie má vliv aktuální fyzický i psychický stav a také předchozí zkušenosti (Vařeka, 2002; Vele, 2006).

3.3 Mechanismy zajištění posturální stability

Pro udržení rovnovážné pozice během stoje jsou využívány tři mechanismy: hlezenní, kyčelní a krokový. Při prvních dvou jsou udržovány plošky v kontaktu s podložkou. U třetího mechanismu je dosaženo vyrovnaní labilní pozice pomocí změny opěrné báze ukročením (Horak, 2006).

3.3.1 Hlezenní mechanismus udržování rovnováhy

Hlezenní mechanismus (Obrázek 1) udržování rovnováhy je využíván především ve ventrodorzálním směru při stoji s nohama u sebe. Ventrodorzálně je aktivita udržována hlavně aktivitou plantárních flexorů, méně již aktivitou dorziflexorů. Větší volnost pohybu v předozadním směru je dána tím, že v této rovině probíhá přirozená lokomoce. Tato volnost je však kompenzována zvýšenou labilitou v tomto směru. Navíc vzhledem k omezené ploše chodidel je i páka působících svalů menší v porovnání se svaly v oblasti kyčelního kloubu (Vařeka, 2002). Využití hlezenního mechanismu je tedy dominantní při klidném stoji na rovném povrchu pro kompenzaci malých výchylek (Horak, 2006).

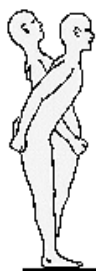


Obrázek 1. Hlezenní mechanismus (Balance Master[®] Manual, 2002)

3.3.2 Kyčelní mechanismus udržování rovnováhy

Kyčelní mechanismus (Obrázek 2) udržování rovnováhy se uplatňuje ve směru laterolaterálním. Díky větší účinnosti svalů v oblasti kyčelního kloubu je stranová stabilita stoje výrazně lepší než stabilita předozadní. Pokud na tělo působí větší zevní

síly, dostává se do popředí využití kyčelního mechanismu (Vařeka, 2002). V praxi je tento mechanismus využíván při stoji na úzkém nebo měkkém povrchu v případě, že se nemůže uplatnit kotníková strategie, nebo je potřeba rychlého přesunu COM (Horak, 2006).



Obrázek 2. Kyčelní mechanismus (Balance Master[®] Manual, 2002)

3.3.3 Krokový mechanismus udržování rovnováhy

Při vychýlení ze stabilní pozice je nejprve pozorována snaha o návrat COM do původní pozice pomocí kotníkové strategie. Starší osoby a lidé s vyšší tendencí k pádu raději využívají pro udržení stability ukročení a ve zvýšené míře i kyčelního mechanismu. Obava z pádu tak může vést k nadbytečnému zapojování kyčelní strategie (Horak, 2006).

4 OVLIVNĚNÍ POSTURÁLNÍ STABILITY

Udržení stability závisí na mnoha faktorech. Tyto faktory lze rozdělit na fyzikální a neurofyziologické.

4.1 Fyzikální faktory ovlivňující stabilitu

Mezi fyzikální faktory, které mají vliv na udržení stability, zahrnujeme: opěrnou plochu, hmotnost, polohu těžiště, charakter kontaktu těla s opěrnou plochou, postavení a vlastnosti hybných segmentů.

Stabilita je přímo úměrná velikosti opěrné báze, opěrné plochy a jejím vlastnostem. Pro rozšíření opěrné báze se využívají opěrné pomůcky jako jsou hole nebo chodítka. Přímou úměrou je také vztah mezi stabilitou a hmotností (Véle, 1995). Nepřímou úměrou je naopak charakterizovaný vztah stability k výšce těžiště nad opěrnou bází (tedy tělesnou výškou), sklonem opěrné plochy k horizontální rovině a vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze (COG) od středu opěrné báze (Dvořák, Vařeka, 2002). Pokud dojde k vychýlení COG k hranicím opěrné báze, stává se poloha labilnější.

Kontakt těla s plochou, na které stojíme, je zprostředkován ploskou nohy, která se díky aktivitě nožní klenby dokáže pružně přizpůsobit různým povrchům. U obuté nohy jsou důležité vlastnosti podrážky obuvi, která by měla mít jak adhezivitu k danému terénu, tak určitou pružnost (Véle, 1995).

Lidské tělo je z biomechanického pohledu segmentované těleso. Pro takové těleso platí, že je stabilní tehdy, jestliže těžnice prochází středy jednotlivých segmentů (Véle, 1995). Charakteristika tělesných segmentů (výška, hmotnost, délka končetin,...) ovlivňuje posturální chování a výběr strategie pro udržení rovnováhy. Proto by při hodnocení posturálních schopností měl být výkon vztahován a porovnáván s tělesnými parametry (Wollacott, Shumway-Cook, 1990).

Dále i tuhost tkání se odráží ve stabilitě. Za patologických situací dochází ke zvýšené tuhosti tkání s cílem lepší stabilizace postiženého segmentu (Véle, 1995).

4.2 Neurofyziologické faktory ovlivňující stabilitu

Mezi neurofyziologické faktory ovlivňující stabilitu patří: vlivy psychické a vlivy vnitřního prostředí, nastavení excitability, spouštějící pohybové programy a zpětnovazebné vlivy (Véle, 1995).

Vliv psychiky je patrný již při ontogenetickém vývoji. Dítě s porušeným psychickým vývojem nikdy nedosáhne posturálně a motoricky kvalitativně stejné úrovně jako dítě zdravé. Neporušená psychika je tedy podmínkou úspěšné motorické ontogeneze.

Podíl psychiky na držení těla je velmi důležitý. Psychika ovlivňuje také procesy volby vhodného pohybového programu k udržení či obnovení posturální stability. Depresivní ladění podmiňuje k flekčnímu držení, naopak u excitovaných stavů psychiky pozorujeme spíše tendenci k extenčnímu držení těla (Vařeka, 2002).

Vedle psychických vlivů je to také působení onemocnění na posturální držení. Rozdílnou posturu zaujímají pacienti trpící astmatem, m. Bechtěrev, kardiaci a mnozí další (Véle, 1995).

Přirozeným procesem probíhajícím během života je stárnutí. Se stárnutím dochází k postupné degeneraci sensorického, nervového i muskuloskeletálního systému, tím dochází k narušování mechanismů podílejících se na udržování stability (Wollacott, Shumway-Cook, 1990). Již po čtvrté dekádě můžeme pozorovat nárůst obtíží týkajících se posturální instability. Zhoršená schopnost pružně reagovat na měnící se posturální podmínky vede u starších osob k ovlivnění kvality života s hrozícím rizikem pádu a potřebou využívat kompenzační pomůcky (Borah et al., 2007).

Posturální držení je také odrazem excitability organismu. Jinak vypadá držení těla po psychické či fyzické únavě v porovnání s posturou odpočatého člověka. I určitá míra soustředění a připravenosti se projeví v posturálním chování. Vše je pak korigováno zpětnovazebnými mechanismy v souladu s celkovým motorickým programem pro danou situaci (Vařeka, 2002; Véle, 1995).

Fyziologické a neurologické funkce člověka jsou ovlivňovány cirkadiánním rytmem. Během 24 hodinového cyklu dochází ke změnám metabolických a kognitivních procesů a tím je ovlivňován fyzický a psychický výkon (Gribble, Tucker, White, 2007). Často bývá v literatuře zdůrazněno, že kognitivní schopnosti, reakční čas,

síla, tělesná teplota, srdeční frekvence a další tělesné funkce nabývají svého maximálního výkonu v dopoledních hodinách (Jirák, Vašina, 2005). Tyto faktory mohou mít vliv na řízení posturální kontroly během dne. Gribble et al. (2007) připouští, že signifikantní vliv denní doby lze pozorovat při dynamickém testování posturální stability. Avšak při statickém testování posturálních schopností není vliv denní doby tak výrazný. Studie však byla provedena na mladých zdravých dobrovolnících, autoři připouštějí, že u skupiny nemocných, popřípadě starších osob by mohl být pozorován vliv denní doby také při statickém testování posturálních schopností.

5 MOŽNOSTI VYŠETŘENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY

Existuje množství testů a měřících metod, které se používají pro hodnocení balančních schopností. Výběr určité metody se odvíjí od cíle měření a požadovaných výsledků, které chceme hodnotit.

Obecně lze metody, které se využívají pro testování posturálních schopností, rozdělit na statické a dynamické. Statické testování zahrnuje různé typy stoje (bipedální stoj, Rombergův test, stoj na jedné dolní končetině). Dynamické testování hodnotí chůzi a její modifikace (chůze pozpátku, tandemová chůze) popřípadě další dynamické testy, mezi které bychom mohli zahrnout výpad vpřed, otočku, přechod přes schůdek a další. Tyto testy lze provádět jako klinické nebo s využitím techniky.

Velmi propracovanou, ale také náročnou metodou, která využívá technické vybavení, je 3D kinematická analýza. Z technického hlediska (videokamery, hardware, software) je tato metoda náročná, proto je využívána pouze na specializovaných pracovištích.

Dostupnější metodou je takzvaná stabilografie či posturografie. Pro tato měření se využívají různé typy silových plošin (Kistler, AMTI). Silové plošiny zaznamenávají reakční sílu pomocí snímačů v rozích plošiny. Sensory umístěnými nejen v rozích jsou vybaveny tzv. „koberce“, např. Footscan nebo Emed. Rozlišovací schopnost je přímo úměrná počtu sensorů. Tyto systémy umožňují sledovat změny polohy COP, k vyhodnocení je nutný kvalitní software (Vařeka, 2002). Přístroje tohoto typu mohou být využity také při samotné terapii na základě principu zpětné vazby. Praktické využití posturografického vyšetření lze také uplatnit při dispenzarizaci osob se zvýšeným rizikem pádů (Piirtola, Era, 2006).

Při testování je nezbytné dodržet maximální standardizaci vnějších podmínek, používaných testů a parametrů, zaměřit se na limitní situace k hodnocení dynamické stabilizace a doplnit testování použitím dalších metod jako je například polyelektromyografie (Janura, Míková, 2003).

V našem případě byl pro testování využit systém Balance Master[®].

6 BALANCE MASTER®

Balance Master® (Obrázek 1) je přístroj firmy Neuro Com. Jedná se o silovou plošinu se zabudovanými sensory, která je propojena s počítačem vybaveným daným softwarem. Přístroj Balance Master® se využívá pro objektivní hodnocení a trénink sensorické a volně motorické kontroly balančních schopností při současném využití vizuálního biofeedbacku (Balance Master® Manual, 2002). Přístroj lze využít nejen k testování, je zde také možnost vytvořit tréninkový set různých cvičení pro výcvik balančních schopností.

Přístroj se skládá z dlouhé dvojité plošiny, stojanu s centrální jednotkou včetně klávesnice, myši, monitoru, tiskárny a izolačního transformátoru. Součástí příslušenství je dřevěný okraj plošiny, různé typy schůdků a podložek a čtvercová podložka z pěnové gumy. Přístroj lze ovládat pomocí myši či klávesnice. Sada snímačů v plošině měří rozložení vertikálních sil, která vytvářejí chodidla vyšetřovaného tlakem na plošinu (Anonymous).

Vyšetření provedené touto formou je výhodné jak pro terapeuta (objektivní zhodnocení balančních schopností pacienta, zhodnocení efektivity terapie) tak pro pacienta (vizuální biofeedback, motivace, určení a snazší pochopení vytyčených cílů,...) (Anonymous).



Obrázek 3. Balance Master® System (Balance Master® Manual, 2002)

6.1 Výběr pacienta pro vyšetření na přístroji Balance Master®

Na přístroji je možné vyšetřovat pacienty s výškou do 253 cm, s hmotnostním rozmezím 18 až 136 kg. Při vyšetření pacientů mimo tato rozmezí bývá přesnost měření nižší.

Při vyšetření pacientů s těžkými artritickými nebo ortopedickými změnami musíme dbát mimořádné obezřetnosti. Před vyšetřením je nutné zjistit toleranci vyšetřovaného a zhodnotit míru jeho spolupráce. Nelze vyšetřovat pacienty, kteří nejsou schopni stát vzpřímeně a bez pomoci alespoň 2-3 minuty, nebo pacienty, kteří ztrácejí stabilitu při stožení s otevřenými očima na pevném podkladu.

48 hodin před vyšetřením nesmí pacient požit alkoholický nápoj a kofein, také bychom měli znát medikaci, která může mít vliv na stabilitu pacienta (Anonymous).

6.2 Průběh vyšetření na balanční plošině

Na začátku testování je nutné vyplnit základní anamnestické údaje. Poté je pacient umístěn na plošinu dle daných kritérií: vnitřní kotník je na tlusté vodorovné čáře, laterální část chodidla v místě patní kosti na průsečíku této vodorovné čáry a jedné ze tří svislých čar S, M nebo L (na základě výšky pacienta systém určí, o kterou z těchto tří čar se jedná). Špičky chodidel jsou umístěny tak, aby se pacientovi stálo pohodlně a stabilně. Pacient se po dobu testování nesmí přidržovat, jakákoli opora může mít vliv na výsledné naměřené hodnoty.

Z nabízených 11 testů dostupných ze softwarového vybavení bylo pro naše účely vybráno 6 testů, které jsou dále popsány v části věnované metodice. Testy lze libovolně kombinovat a měnit jejich pořadí (Balance Master® Manual, 2002).

7 CÍL PRÁCE

Cílem práce je zjistit, zda

1. při vyšetření na přístroji Balance Master[®] budou zaznamenány rozdíly v kvalitě stabilizačních funkcí ve skupině zdravých jedinců a ve skupině zdravých seniorů.
2. se kvalita stabilizačních funkcí ve skupině zdravých jedinců a ve skupině zdravých seniorů mění v závislosti na denní době, únavě a předchozí zátěži.

8 HYPOTÉZY

Na plošině Balance Master[®] System, z jehož nabídky bylo vybráno 6 testů, byly vyšetřeny 2 skupiny osob (skupina mladých zdravých osob a skupina zdravých seniorů), každá skupina absolvovala dvě měření za odlišných podmínek.

1. H_0 – u skupiny mladých osob není rozdíl mezi prvním a druhým měřením.
 H_1 – u skupiny mladých osob je rozdíl mezi prvním a druhým měřením.
2. H_0 – u skupiny seniorů není rozdíl mezi prvním a druhým měřením.
 H_1 – u skupiny seniorů je rozdíl mezi prvním a druhým měřením.
3. H_0 – při prvním měření není rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů.
 H_1 – při prvním měření je rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů.
4. H_0 – při druhém měření není rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů.
 H_1 – při druhém měření je rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů.

9 METODIKA PRÁCE

9.1 Popis výzkumné činnosti

Na souboru 19 pacientů rozdělených dle věku do dvou skupin bylo provedeno vyšetření statických a dynamických balančních schopností. Vyšetření bylo provedeno na rehabilitační klinice FN Motol za použití přístroje Balance Master® v období od října do prosince 2008.

9.2 Výběr osob pro testování

V první skupině se studie účastnilo 10 zdravých mladých osob ve věku 20 – 28 let (5 mužů a 5 žen). Žádný z vyšetřovaných probandů neměl v anamnéze zaznamenány obtíže týkající se posturální instability. Charakteristiky vyšetřované skupiny jsou uvedeny v tabulce č. 1.

Druhou skupinu tvořilo 9 žen. Tyto ženy se nacházely ve věkovém rozmezí 67 – 80 let. Všechny vyšetřené osoby jsou bez poruch rovnováhy v anamnéze, které by mohly mít vliv na posturální stabilitu. Ženy jsou členkami kardioklubu (kardiální obtíže nejsou podmínkou účasti na cvičení v kardioklubu) a pravidelně (jednou týdně) vykonávají kondiční cvičení pod odborným vedením. Charakteristiky druhé skupiny jsou uvedeny v tabulce č. 2.

Vyšetření probandi jsou z různých socioekonomických poměrů. Hlavním kritériem pro účast na měření je schopnost stoje a chůze bez opěrných pomůcek, schopnost stát na pevné podložce se zavřenýma očima po dobu 30 s, nepřítomnost závažných zrakových poruch a vyloučení balančních obtíží.

1. Skupina	muži	ženy	celkem
počet	5	5	10
věk (roky)			
průměr (SD)	25 ± 2,5	23 ± 2,0	24 ± 2,4
rozmezí	21 - 28	20 - 25	20 - 28
výška (cm)			
průměr (SD)	177,8 ± 4,1	164,2 ± 3,7	171 ± 8,1
rozmezí	172 - 183	160 - 169	160 - 183

Tabulka 1. Charakteristika probandů ze skupiny mladých osob

2. Skupina	ženy
počet	9
věk (roky)	
průměr (SD)	74 ± 5,0
rozmezí	67 - 80
výška (cm)	
průměr (SD)	158,3 ± 7,0
rozmezí	149 - 173

Tabulka 2. Charakteristika probandů ze skupiny seniorů

9.3 Použité vyšetřovací metody

U každého pacienta byla odebrána anamnéza a poté provedeno vyšetření na stabilometrické plošině.

Na přístroji Balance Master[®] byla vybrána testovací baterie zahrnující 6 testů: symetrie stoje, modifikovaný senzorycký test, limity stability, rytmické přesuny hmotnosti, přechod přes schod a výpad vpřed.

Před zahájením testování byl každému probandovi vysvětlen postup provedení jednotlivých testů. Všechny vyšetřované osoby vylechly standardizované instrukce k provedení testu a poté dostaly příležitost k vyzkoušení daného testu před samotným měřením.

9.4 Postup při testování

U každé skupiny byla provedena dvě měření. Probandi z první skupiny absolvovali první měření v pondělí dopoledne. Před víkendem dostali instrukce, aby na dopolední měření přišli odpočati a vyvarovali se nadměrné fyzické či psychické činnosti, která by se mohla projevit při testování únavou. Před druhým vyšetřením, které bylo provedeno v pátek odpoledne, dostaly testované osoby instrukci opačnou. Aby pokud možno ve čtvrtek odpoledne či v pátek dopoledne vykonávali sportovní aktivitu, kterou mají rádi a běžně ji praktikují (trénink v posilovně, plavání, aerobik,...). Fyzická zátěž v kombinaci s odpolední hodinou vyšetření je předpokladem pro menší koncentraci při vyšetření a možnost subjektivního pocitu únavy.

Druhá skupina osob podstoupila také dvě měření. Z časových důvodů však byla obě vyšetření provedena v jeden den. Při prvním vyšetření stejně jako v první skupině byli vyšetřeni probandi bez výrazné předchozí fyzické či duševní zátěže. Všechny vyšetřované osoby měřené ve druhé skupině absolvovaly hodinové kondiční cvičení v kardioklubu pod odborným vedením. Po cvičení bylo provedeno druhé měření.

9.5 Přehled použitých testů z nabídky přístroje Balance Master®

Pro testování bylo vybráno 6 testů: symetrie stoje (WBS - Weight Bearing/Squat), modifikovaný sensorický test (mCTSIB - Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance), limity stability (LOS - Limits of Stability), rytmické přesuny hmotnosti (RWS - Rhythmic Weight Shift), přechod přes schod (SUO - Step Up/Over) a výpad vpřed (FL – Forward Lunge) (Příloha č. 1).

9.5.1 Symetrie stoje – Weight Bearing/Squat (WBS)

Test se skládá ze čtyř vyšetření, která jsou prováděna v následujícím pořadí:

1. plná extenze v kolenou (vzpřímený stoj)
2. flexe 30° v kolenou
3. flexe 60° v kolenou
4. flexe 90° v kolenou (Anonymous).

Při testu musí pacient udržovat stejné rozložení hmotnosti na obou dolních končetinách ve vzpřímené pozici a v pozicích s daným stupněm flexe v kolenních kloubech. Při testu je hodnoceno procentuální zatížení obou dolních končetin.

Hodnocené veličiny

1. Číselné hodnoty
 - Procentuální rozložení hmotnosti na každé končetině u jednotlivých vyšetření
2. Přehledné výsledky s grafickým zobrazením
 - Procentuální rozložení hmotnosti na každé končetině ve formě sloupcového grafu včetně číselných údajů (Balance Master[®] Manual, 2002).

9.5.2 Modifikovaný sensorický test – Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB)

Modifikovaný sensorický test se skládá ze čtyř vyšetření a každé z nich se třikrát opakuje. Při testování se postupně zhoršují podmínky pro udržení stability stoje změnou percepce vizuální a proprioceptivní. Vyšetření probíhá v následujícím pořadí:

1. otevřené oči, stoj na pevné podložce (EO – Eyes Open, Firm Surface)
2. zavřené oči, stoj na pevné podložce (EC – Eyes Closed, Firm Surface)
3. otevřené oči, stoj na pěnové podložce (EO – Eyes Open, Foam Surface)

4. zavřené oči, stoj na pěnové podložce (EC – Eyes Colosed, Foam Surface) (Anonymous).

Před testem je pacient instruován stát za všech podmínek co nejklidněji a nejrovněji, jak je to možné. Test kvantifikuje rychlost výchylek pacientova COG během čtyř sensoricky odlišných podmínek.

Hodnocené veličiny

1. Číselné hodnoty

- COG Sway Velocity – Rychlost výchylek

Udává poměr vzdálenosti, kterou urazí pacientovo COG za dobu 10 s, je udávána ve stupních za sekundu. Čím je výsledek nižší, tím lépe je pacient schopný minimalizovat pohyby COG.

- COG Alignment – Umístění těžiště

Odráží polohu pacientova COG ve vztahu k centru opěrné báze na začátku každého testu. Poloha COG by se měla co nejvíce blížit centru opěrné báze.

2. Přehledné výsledky s grafickým zobrazením

- COG Trace – graficky vyjádřená stopa pohybu COG pro všechna vyšetření, včetně číselného přehledu.
- Mean COG Sway Velocity – průměrná rychlost výchylek pro každé vyšetření zobrazená ve formě sloupcového grafu.
- Initial COG Alignment – počáteční poloha těžiště na počátku každého vyšetření.
- Initial COG Averaged – průměr ze všech předchozích hodnot (Balance Master[®] Manual, 2002).

9.5.3 Limity stability – Limits of Stability (LOS)

Test je složen z 8 dílčích vyšetření, při kterých dochází k náklonu pacienta a vychýlení jeho COG do různých směrů v následujícím pořadí:

1. přímo dopředu (forward)
2. dopředu šikmo vpravo (forward-right)
3. přímo doprava (right)
4. dozadu šikmo vpravo (backward-right)
5. přímo dozadu (backward)
6. dozadu šikmo vlevo (backward-left)
7. přímo doleva (left)
8. dopředu šikmo vlevo (forward-left) (Anonymous).

Při každém z osmi pokusů udržuje pacient své COG centrované nad svou bází opory. COG je na displeji znázorněno kurzorem v blízkosti středového terče. Na výzvu pacient provede pohyb svým COG kurzorem jak nejrychleji a nejpřesněji dokáže směrem k terči vzdálenému ve 100% teoretické vzdálenosti LOS, poté se snaží udržet pozici co nejbližší cílovému terči.

Vyšetření kvantifikuje několik pohybových charakteristik spojených se schopností pacienta volně pohybovat těžištěm v různých směrech v prostoru bez ztráty rovnováhy, úkroku nebo potřeby opory a udržet stabilitu v této pozici. Měřenými parametry jsou: reakční čas, průměrná rychlost COG, kolísání v koncovém bodě, maximální výchylka, směrová kontrola.

Hodnocené veličiny

1. Číselné hodnoty

- Reaction Time – Reakční čas

Reakční čas v sekundách je rozdílem mezi příkazem k pohybu a pacientovým započítáním pohybu.

- Movement Velocity – Rychlost pohybu

Průměrná rychlost pohybu COG k cíli ve stupních za sekundu. Rychlost reakce by měla být co nejvyšší.

- Endpoint Excursion – Výchylka v koncovém bodě

Kolísání v koncovém bodě je vzdálenost prvního pokusu při dosažení vyznačeného cíle vyjádřená v procentech LOS.

- Maximum Excursion – Maximální výchylka

Maximální výchylka dosažená COG udávaná v procentech LOS.

- Directional Control – Směrová kontrola

Směrová kontrola porovnává množství pohybů v zamýšleném směru (přímo k vyznačenému cíli) s množstvím pohybů mimo požadovaný směr. Hodnota je udávána v procentech, 100% vyjadřuje kontrolu pohybu bez jakýchkoli vedlejších pohybů.

2. Přehledné výsledky s grafickým zobrazením

- COG Trace – graficky vyjádřená stopa pohybu COG pro všechna vyšetření, včetně číselného přehledu.
- Výsledky Reaction Time, Movement Velocity, Endpoint Excursion, Maximum Excursion, Directional Control ve formě sloupcových grafů (Balance Master[®] Manual, 2002).

9.5.4 Rytmické přesuny hmotnosti – Rhythmic Weight Shift (RWS)

Test se skládá ze 6 vyšetření, která jsou běžně prováděna v tomto pořadí:

1. rytmičtý přesun pravolevý – pomalý (Slow), přesun 3s
2. rytmičtý přesun pravolevý – středně rychlý (Medium), přesun 2s
3. rytmičtý přesun pravolevý – rychlý (Fast), přesun 1s
4. rytmičtý přesun předozadní – pomalý (Slow), přesun 3s
5. rytmičtý přesun předozadní – středně rychlý (Medium), přesun 2s
6. rytmičtý přesun předozadní – rychlý (Fast), přesun 1s (Anonymous).

Pacient je instruován, aby pohyboval COG kursorem ze strany na stranu nebo dopředu dozadu mezi dvěma hranicemi ve stejném rytmu jako pohybující se terč.

RWS kvantifikuje pacientovu schopnost rytmicky přenášet své COG latero-laterálně a anterio-posteriorně v prostoru vymezeném hranicemi ve 3, 2 a 1 sekundových intervalech. Měřenými parametry jsou rychlost pohybu COG v ose pohybu a směrová kontrola.

Hodnocené veličiny

1. Číselné hodnoty

- On-Axis Velocity – Rychlost v ose pohybu
Průměrná rychlost v ose pohybu, je udávána ve stupních za sekundu.
- Directional Control – Směrová kontrola
Směrová kontrola porovnává množství pohybů směrem k hraničním liniím a množství pohybů za hraničními liniemi.

2. Přehledné výsledky s grafickým zobrazením

- COG Trace – graficky vyjádřená stopa pohybu COG pro všechna vyšetření včetně číselného přehledu.
- Výsledky On-Axis Velocity a Directional Control ve formě sloupcových grafů (Balance Master[®] Manual, 2002).

9.5.5 Přejed přes schod – Step Up/Over (SUO)

Test tvoří celkem 6 vyšetření. Třikrát pacient vystoupí na schod a překročí ho levou nohou a třikrát pravou nohou (Anonymous).

Pro test se využívají schody různé výšky (10, 20 nebo 30 cm) umístěné na značku na silové plošině. Pacient vystoupí co nejrychleji jednou nohou na schod a druhou nohu přes něj přenesse, touto nohou došlápne na plošinu a tou, kterou původně vystoupil na schod, sestoupí ze schůdku na plošinu.

Tento test kvantifikuje charakteristiky motorické kontroly, kterými jsou výstup na schod jednou dolní končetinou, přenesení těla přes schod ve vzpřímené pozici,

přešvihnutí druhé dolní končetiny přes schod a poté přenesení těla za schod s dopadem švihové končetiny. Měřenými parametry jsou: index odrazu, čas pohybu, index došlapu.

Hodnocené veličiny

1. Číselné hodnoty

- Lift-Up Index – Index odrazu

Vyjadřuje maximální sílu přenesenou vykračující končetinou vztahenou k celkové hmotnosti. Je vyjádřený jako procento celkové hmotnosti. Žádoucí je co nejvyšší výsledek. Lift-Up Index Difference je porovnání průměrů maximálních sil přenesených vykračující nohou pro levou a pravou končetinu udávané v procentech.

- Movement Time – Čas pohybu

Doba potřebná k překročení schůdku od počátečního přenesení váhy na stojnou končetinu po dopad téže končetiny za schůdkem měřený v sekundách. Dosažení kratšího času značí lepší výsledek. Movement Time Difference je porovnáním těchto časů pro pravou a levou dolní končetinu vyjádřeným v procentech.

- Impact Index – Index došlapu

Maximum vertikálně působící síly došlapující dolní končetinou, vztahené k celkové hmotnosti vyjádřené jako procento celkové hmotnosti. Čím je procento menší, tím je dosažený výsledek hodnocen lépe. Impact Index Difference je procentuálním vyjádřením porovnání levé a pravé končetiny.

2. Přehledné výsledky s grafickým zobrazením

- COG Trace – graficky vyjádřená stopa pohybu COG pro obě strany
- Průměrné výsledky Lift-Up Index, Movement Time a Impact Index vyjádřené ve sloupcových grafech
- Průměrné výsledky pravo-levé symetrie pro Lift-Up Index, Movement Time a Impact Index (Balance Master[®] Manual, 2002).

9.5.6 Výpad vpřed – Forward Lunge (FL)

Test se skládá ze tří vyšetření, která se opakují pro výpad levou nohou a ze tří vyšetření pro výpad pravou nohou (Anonymous).

Na počátku testu stojí pacient vzpřímeně na silové plošině, jakmile uvidí na obrazovce signál, provede výpad vpřed levou (pravou) dolní končetinou jak nejrychleji a nejdále dokáže, poté se co nejrychleji vrátí do původní pozice a zůstane stát.

Test kvantifikuje několik pohybových charakteristik, jsou to: výpad vpřed jednou nohou, přenesení váhy na tuto končetinu a poté návrat do stoje. Měřenými parametry jsou: délka výpadu, index došlapu, doba kontaktu a silový impuls.

Hodnocené veličiny

1. Číselné hodnoty

- Distance – Délka výpadu

Délka výpadu vyjádřena v procentech tělesné výšky. Výsledek je tím lepší, čím je distance větší. Mean Distance Difference vyjadřuje poměr mezi levou a pravou končetinou a je udávaný v procentech.

- Impact Index – Index došlapu

Je maximum vertikálně působící síly vynaložené vykračující končetinou na povrch podložky při dopadu, zobrazené jako procento tělesné hmotnosti. Pozitivně je hodnocen co nejnižší výsledek. Mean Impact Index Difference je procentuálním vyjádřením porovnání levé a pravé končetiny.

- Contact Time – Doba kontaktu

Doba kontaktu vykračující končetiny s podložkou v sekundách. Žádoucí je co nejkratší doba kontaktu. Mean Contact Time Difference je porovnáním mezi levou a pravou končetinou a vyjadřuje se v procentech.

- Force Impuls (Impact) – Silový impuls

Je vyjádřením celkové práce vykonané vykračující končetinou během fáze výkroku v procentech tělesné hmotnosti za sekundu. Tento výsledek

je odvozen od Impact Index a Contact Time. Čím je naměřená hodnota nižší, tím je výsledek lepší. Mean Force Impulse Difference je porovnáním vykonané práce mezi pravou a levou končetinou.

2. Přehledné výsledky s grafickým zobrazením

- COG Trace – graficky vyjádřená stopa pohybu COG pro obě strany.
- Průměrné výsledky Impact Index, Contact Time, Force Impuls vyjádřené ve sloupcových grafech.
- Průměrné výsledky pravo-levé symetrie pro Impact Index, Contact Time a Force Impuls (Balance Master[®] Manual, 2002).

10 VÝSLEDKY

10.1 Zpracování dat získaných systémem Balance Master®

Pro zpracování dat získaných ze systému Balance Master® a tvorbu grafů byla použita aplikace Microsoft Excel. Pro statistické vyhodnocení byla také použita aplikace Microsoft Excel pomocí funkce „Studentův t-test“. Funkce t-test se používá k testování rozdílnosti nebo shodnosti středních hodnot dvou výběrů nebo jednoho výběru testovaného dvakrát.

Srovnání mezi skupinami bylo zaměřeno na:

- porovnání středních hodnot jednotlivých testů u skupiny mladých zdravých osob při prvním a druhém měření
- porovnání středních hodnot jednotlivých testů u skupiny zdravých seniorů při prvním a druhém měření
- porovnání středních hodnot jednotlivých testů skupiny mladých zdravých osob se skupinou zdravých seniorů při prvním měření
- porovnání středních hodnot jednotlivých testů skupiny mladých zdravých osob se skupinou zdravých seniorů při druhém měření

10.2 Statistické zpracování dat stabilometrického vyšetření

V tabulkách č. 3 - 8 jsou uvedeny výsledky testů každé skupiny vyjádřené průměrnou hodnotou, směrodatnou odchylkou (SD) a mediánem. Hodnota p ($p < 0,05$) vyjadřuje statistickou významnost rozdílu. Cílem práce je tedy zjistit, zda

- a) naměříme statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) středních hodnot měřených veličin mezi prvním a druhým měřením u skupiny mladých zdravých probandů (p_1)
- b) naměříme statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) středních hodnot měřených veličin mezi prvním a druhým měřením u skupiny zdravých seniorů (p_2)

- c) naměříme statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) středních hodnot měřených veličin u prvního měření při porovnání skupiny mladých zdravých probandů se skupinou zdravých seniorů (p3)
- d) naměříme statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) středních hodnot měřených veličin u druhého měření při porovnání skupiny mladých zdravých probandů se skupinou zdravých seniorů (p4)

WBS

Pro žádnou z měřených veličin testu WBS jsme nezjistili $p_1, 2, 3, 4 < 0,05$. Proto můžeme konstatovat, že jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny mladých osob a také jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny seniorů. Statisticky významný rozdíl nebyl také zjištěn při porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při prvním ani při druhém měření (Tabulka 3).

mCTSIB

Pro žádnou z měřených veličin testu mCTSIB jsme nezjistili $p_1, 2 < 0,05$. Proto můžeme konstatovat, že jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny mladých osob a také jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny seniorů.

Pro všechny z měřených veličin testu mCTSIB jsme zjistili $p_3, 4 < 0,05$. Proto můžeme konstatovat, že jsme zjistili statisticky významný rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů při prvním i při druhém měření pro všechny měřené parametry tohoto testu (Tabulka 4).

Testovaným parametrem je Mean COG Sway Velocity, cílem je dosažení co nejnižšího výsledku. Při prvním i druhém měření dosáhla lepších výsledků (nižších středních hodnot Mean COG Sway Velocity) skupina mladých osob.

LOS

Pro žádnou z měřených veličin testu LOS jsme nezjistili $p_{1, 2} < 0,05$. Proto můžeme konstatovat, že jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny mladých osob a také jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny seniorů.

$P_3 < 0,05$ jsme naměřili pro veličinu Movement Velocity - Front, Back, Left. Statisticky významný rozdíl při prvním měření mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů jsme zjistili pouze pro veličinu Movement Velocity a to ve směrech Front, Back Left.

$P_4 < 0,05$ jsme naměřili pro veličiny Reaction Time - Front, Right; Movement Velocity - Front, Back a Directional Control - Front. Statisticky významný rozdíl při druhém měření mezi skupinou mladých osob a seniory jsme zjistili pouze pro veličiny Reaction Time ve směrech Front a Right; Movement Velocity ve směrech Front a Back a Directional Control ve směru Front (Tabulka 5a, 5b).

U veličiny Reaction Time značí lepší výsledek nižší dosažená hodnota. Pro veličiny Movement Time a Directional Control je žádoucí dosažení vyššího výsledku. U všech veličin prvního i druhého měření, u kterých byl zjištěn signifikantní rozdíl, dosáhla lepších výsledků skupina mladých osob.

RWS

Pro žádnou z měřených veličin testu RWS jsme nezjistili $p_{1, 2} < 0,05$. Proto můžeme konstatovat, že jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny mladých osob a také jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny seniorů.

$P_3 < 0,05$ jsme naměřili ve směru Left/Right u veličiny Directional Control - Moderate a u všech veličin ve směru Front/Back. Statisticky významný rozdíl při prvním měření mezi skupinou mladých osob a seniory jsme zjistili ve směru Left/Right pro veličinu Directional Control Moderate a ve směru Front/Back pro všechny veličiny.

$P4 < 0,05$ jsme naměřili ve směru Front/Back u veličiny On Axis Velocity - Fast a u veličiny Directional Control - Slow a Moderate. Statisticky významný rozdíl při druhém měření mezi skupinou mladých osob a seniory jsme zjistili ve směru Front/Back pro veličiny On Axis Velocity - Fast a Directional Control - Slow a Moderate (Tabulka 6a, 6b).

Pro veličiny On Axis Velocity i Directional Control je žádoucí dosažení vyššího výsledku. U všech veličin prvního i druhého měření, u kterých byl zjištěn signifikantní rozdíl, dosáhla lepších výsledků (vyšších středních hodnot) skupina mladých osob.

SUO

Pro žádnou z měřených veličin testu SUO jsme nezjistili $p1, 2 < 0,05$. Proto můžeme konstatovat, že jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny mladých osob a také jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny seniorů.

Pro všechny z měřených veličin testu SUO jsme zjistili $p3, 4 < 0,05$. Proto můžeme konstatovat, že jsme prokázali statisticky významný rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů při prvním i při druhém měření pro všechny měřené parametry tohoto testu (Tabulka 7).

U veličiny Lift-up Index značí lepší výsledek vyšší dosažená hodnota. Při prvním i druhém měření dosáhla lepších výsledků (vyšších středních hodnot) skupina mladých osob. Pro všechny ostatní parametry (Movement Time, Impact Index) tohoto testu značí lepší výsledek nižší dosažená hodnota. Skupina mladých osob dosáhla lepších výsledků (nižších středních hodnot) při prvním i druhém měření u parametru Movement Time. Skupina seniorů dosáhla lepších výsledků (nižších středních hodnot) při prvním i druhém měření u parametru Impact Index.

FL

Pro žádnou z měřených veličin testu FL jsme nezjistili $p1, 2 < 0,05$. Proto můžeme konstatovat, že jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním

a druhým měřením u skupiny mladých osob a také jsme neprokázali statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u skupiny seniorů.

Pro všechny z měřených veličin testu FL jsme zjistili $p_{3, 4} < 0,05$. Proto můžeme konstatovat, že jsme prokázali statisticky významný rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů při prvním i při druhém měření pro všechny měřené parametry tohoto testu (Tabulka 8).

U veličiny Distance značí lepší výsledek vyšší dosažená hodnota. Při prvním i druhém měření dosáhla lepších výsledků (vyšších středních hodnot) skupina mladých osob. Pro všechny ostatní parametry (Impact Index, Contact Time a Force Impuls) tohoto testu značí lepší výsledek nižší dosažená hodnota. Skupina mladých osob dosáhla lepších výsledků (nižších středních hodnot) při prvním i druhém měření u parametrů Contact Time a Force Impuls. Skupina seniorů dosáhla lepších výsledků (nižších středních hodnot) při prvním i druhém měření u parametru Impact Index.

Weight Bearing/Squat									
		LEVÁ DK (%hm)				PRAVÁ DK (%hm)			
		FL 0°	FL 30°	FL 60°	FL 90°	FL 0°	FL 30°	FL 60°	FL 90°
mladší 1.měření	průměr ± SD	51,2 ± 2,8	50,5 ± 5,1	49,7 ± 6,8	50,8 ± 4,7	48,8 ± 2,8	49,5 ± 5,1	50,3 ± 6,8	49,2 ± 4,7
	medián	51,0	49,0	49,0	49,5	49,0	51,0	51,0	50,5
mladší 2.měření	průměr ± SD	52,0 ± 2,9	51,1 ± 4,3	49,7 ± 4,4	49,1 ± 4,5	48 ± 2,9	48,9 ± 4,3	50,3 ± 4,4	50,9 ± 4,5
	medián	52,0	51,5	49,0	49,0	48,0	48,5	51,0	51,0
senioři 1.měření	průměr ± SD	49,2 ± 4,8	46,8 ± 4,3	48,4 ± 7,8	51,2 ± 6,6	50,8 ± 4,8	53,2 ± 4,3	51,6 ± 7,8	48,8 ± 6,6
	medián	49,0	46,0	48,0	50,0	51,0	54,0	52,0	50,0
senioři 2.měření	průměr ± SD	50,4 ± 5,9	48,8 ± 5,1	48,4 ± 6,9	50,1 ± 5,9	49,6 ± 5,9	51,2 ± 5,1	51,6 ± 6,9	49,9 ± 5,9
	medián	49,0	48,0	49,0	51,0	51,0	52,0	51,0	49,0
1. hypotéza párový t-test p1=		0,41130	0,63011	1,00000	0,21200	0,41130	0,63011	1,00000	0,21200
2. hypotéza párový t-test p2=		0,24257	0,26666	1,00000	0,60393	0,24257	0,26666	1,00000	0,60393
3. hypotéza dvouvýběrový t-test p3=		0,27833	0,10398	0,71163	0,87346	0,27833	0,10398	0,71163	0,87346
4. hypotéza dvouvýběrový t-test p4=		0,46716	0,29280	0,64015	0,68010	0,46716	0,29280	0,64015	0,68010

Tabulka 3. Statistické zpracování parametrů testu WBS.

p1 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny mladých osob; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p2 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny seniorů; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p3 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při prvním měření; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p4 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při druhém měření; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

Modified CTSIB					
		Mean COG Sway Velocity (deg/sec)			
		Firm - EO	Firm - EC	Foam - EO	Foam - EC
mladší 1.měření	průměr ± SD	0,15 ± 0,07	0,19 ± 0,09	0,45 ± 0,14	0,95 ± 0,28
	medián	0,10	0,20	0,45	0,90
mladší 2.měření	průměr ± SD	0,19 ± 0,06	0,20 ± 0,05	0,42 ± 0,06	0,97 ± 0,25
	medián	0,20	0,20	0,40	0,95
senioři 1.měření	průměr ± SD	0,26 ± 0,09	0,28 ± 0,08	0,79 ± 0,15	1,71 ± 0,34
	medián	0,30	0,30	0,80	1,70
senioři 2.měření	průměr ± SD	0,28 ± 0,07	0,26 ± 0,05	0,76 ± 0,17	1,71 ± 0,37
	medián	0,30	0,30	0,80	1,65
1.hypotéza párový t-test p1=		0,10389	0,75774	0,43438	0,78508
2. hypotéza párový t-test p2=		0,44681	0,44681	0,64994	0,86736
3. hypotéza dvouvýběrový t-test p3=		0,01012	0,03937	0,00009	0,00007
4. hypotéza dvouvýběrový t-test p4=		0,00650	0,02667	0,00003	0,00004

Tabulka 4. Statistické zpracování parametrů testu mCTSIB.

p1 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny mladých osob; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p2 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny seniorů; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p3 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při prvním měření; pro všechny z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty $p < 0,05$ jsou zvýrazněny červeně)

p4 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při druhém měření; pro všechny z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty $p < 0,05$ jsou zvýrazněny červeně)

Limits Of Stability									
		Reaction Time (sec)				Movement Velocity (deg/sec)			
		Front	Right	Back	Left	Front	Right	Back	Left
mladší 1.měření	průměr ± SD	0,8 ± 0,3	0,7 ± 0,2	0,7 ± 0,3	0,8 ± 0,3	4,7 ± 2,2	5,9 ± 2,8	3,9 ± 1,4	8,2 ± 3,0
	medián	0,8	0,6	0,6	0,7	5,2	5,0	3,9	8,3
mladší 2.měření	průměr ± SD	0,7 ± 0,3	0,7 ± 0,4	1,6 ± 0,2	0,7 ± 0,3	4,9 ± 2,9	6,0 ± 2,5	3,5 ± 1,3	6,0 ± 1,7
	medián	0,6	0,6	0,6	0,5	4,2	5,2	4,0	6,0
senioři 1.měření	průměr ± SD	1,2 ± 0,6	0,9 ± 0,4	0,6 ± 0,4	1,6 ± 2,0	1,7 ± 0,9	4,2 ± 2,8	2,1 ± 1,1	4,0 ± 2,5
	medián	1,2	0,8	0,6	1,0	1,7	3,4	2,0	3,1
senioři 2.měření	průměr ± SD	1,3 ± 0,5	1,3 ± 0,6	0,6 ± 0,3	1,0 ± 0,6	1,9 ± 0,8	3,9 ± 2,7	2,0 ± 0,8	4,7 ± 2,8
	medián	1,2	1,3	0,5	1,0	1,7	3,3	1,7	3,6
1. hypotéza párový t-test p1=		0,59650	0,97720	0,43520	0,29150	0,76110	0,92390	0,15540	0,05190
2. hypotéza párový t-test p2=		0,59880	0,32390	0,57610	0,45810	0,55880	0,82340	0,76000	0,65090
3. hypotéza dvouvýběrový t-test p3=		0,07910	0,16970	0,36770	0,20760	0,00150	0,20270	0,00780	0,00450
4. hypotéza dvouvýběrový t-test p4=		0,00340	0,02580	0,40760	0,10190	0,00760	0,09600	0,00820	0,21180

Tabulka 5a. Statistické zpracování parametrů testu LOS.

p1 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny mladých osob; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p2 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny seniorů; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p3 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při prvním měření; pro některé z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty p < 0,05 jsou zvýrazněny červeně)

p4 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při druhém měření; pro některé z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty p < 0,05 jsou zvýrazněny červeně)

Limits of Stability					
		Dicertional Control (%)			
		Front	Right	Back	Left
mladší 1.měření	průměr ± SD	90,1 ± 6,4	87,7 ± 8,7	84,8 ± 8,8	85,8 ± 12,9
	medián	91,5	90,5	85,0	89,0
mladší 2.měření	průměr ± SD	91,6 ± 4,2	82,1 ± 8,6	80,0 ± 12,9	86,0 ± 8,6
	medián	91,5	82,5	84,5	86,5
senioři 1.měření	průměr ± SD	78,9 ± 19,5	82,2 ± 9,5	79,0 ± 13,4	82,2 ± 10,1
	medián	86,0	86,0	83,0	84,0
senioři 2.měření	průměr ± SD	83,1 ± 11,4	86,1 ± 5,6	78,7 ± 10,6	83,0 6,7
	medián	85,0	85,0	81,0	84,0
1.hypotéza párový t-test p1=		0,56600	0,01870	0,21430	0,92550
2. hypotéza párový t-test p2=		0,63700	0,25520	0,94830	0,82770
3. hypotéza dvouvýběrový t-test p3=		0,10260	0,20480	0,27610	0,51410
4. hypotéza dvouvýběrový t-test p4=		0,04120	0,24910	0,81040	0,41050

Tabulka 5b. Statistické zpracování parametrů testu LOS.

Viz 5a

Rhythmic Weight Shift							
		Left/right					
		On Axis Velocity (deg/sec)			Directional Control (%)		
		Slow	Mod	Fast	Slow	Mod	Fast
mladší 1.měření	průměr ± SD	3,4 ± 0,4	5,0 ± 0,6	9,2 ± 1,7	76,0 ± 4,3	81,4 ± 2,8	85,6 ± 5,0
	medián	3,4	5,1	9,2	77,5	81,5	86,0
mladší 2.měření	průměr ± SD	3,1 ± 0,5	4,8 ± 0,8	8,5 ± 1,9	71,9 ± 5,6	78,7 ± 3,7	84,5 ± 6,1
	medián	3,2	5,0	9,1	71,0	78,5	86,5
senioři 1.měření	průměr ± SD	4,0 ± 1,3	5,2 ± 2,2	8,9 ± 3,8	72,2 ± 14,7	69,0 ± 18,0	77,2 ± 27,1
	medián	3,5	4,9	9,7	78,0	73,0	86,0
senioři 2.měření	průměr ± SD	3,4 ± 1,3	4,7 ± 1,4	8,8 ± 3,5	72,7 ± 8,9	76,8 ± 9,4	83,0 ± 7,2
	medián	3,1	4,7	7,2	76,0	78,0	83,0
1.hypotéza párový t-test p1=		0,07113	0,54701	0,21836	0,07416	0,11541	0,60766
2. hypotéza párový t-test p2=		0,06056	0,30843	0,86268	0,89513	0,13302	0,45164
3. hypotéza dvouvýběrový t-test p3=		0,18438	0,78993	0,85318	0,44666	0,04594	0,35010
4. hypotéza dvouvýběrový t-test p4=		0,47039	0,86358	0,85587	0,82298	0,55669	0,63037

Tabulka 6a. Statistické zpracování parametrů testu RWS.

p1 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny mladých osob; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p2 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny seniorů; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p3 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při prvním měření; pro některé z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty $p < 0,05$ jsou zvýrazněny červeně)

p4 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při druhém měření; pro některé z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty $p < 0,05$ jsou zvýrazněny červeně)

Rhythmic Weight Shift							
		Front/Back					
		On Axis Velocity (deg/sec)			Directional Control (%)		
		Slow	Mod	Fast	Slow	Mod	Fast
mladší 1.měření	průměr ± SD	2,4 ± 0,5	3,2 ± 0,3	5,5 ± 0,7	80,6 ± 5,9	82,5 ± 6,3	85,7 ± 3,9
	medián	2,3	3,3	5,6	81,0	84,0	86,0
mladší 2.měření	průměr ± SD	2,3 ± 0,7	3,1 ± 0,3	5,5 ± 1,1	80,9 ± 6,6	84,3 ± 6,7	81,4 ± 6,0
	medián	2,2	3,2	5,1	82,0	86,5	83,5
senioři 1.měření	průměr ± SD	1,7 ± 0,4	2,4 ± 0,5	3,8 ± 1,6	66,7 ± 10,8	69,4 ± 11,8	67,9 ± 16,2
	medián	1,8	2,5	3,0	72,0	72,0	69,0
senioři 2.měření	průměr ± SD	2,2 ± 0,8	3,1 ± 0,9	4,2 ± 1,0	75,3 ± 5,6	73,8 ± 12,0	75,2 ± 11,9
	medián	1,9	3,0	4,0	74,0	71,0	82,0
1.hypotéza párový t-test p1=		0,55545	0,29987	0,96150	0,82379	0,51587	0,05774
2. hypotéza párový t-test p2=		0,20325	0,11614	0,47183	0,05258	0,47530	0,14774
3. hypotéza dvouvýběrový t-test p3=		0,00693	0,00035	0,00703	0,00251	0,00713	0,00351
4. hypotéza dvouvýběrový t-test p4=		0,84398	0,86568	0,01721	0,04609	0,02856	0,16392

Tabulka 6b. Statistické zpracování parametrů testu RWS.

Viz 6a

Step Up/Over							
		LEVÁ			PRAVÁ		
		Lift-Up Index (%hm)	Movemen Time (sec)	Impact Index (%hm)	Lift-Up Index (%hm)	Movemen Time (sec)	Impact Index (%hm)
mladší 1.měření	průměr ± SD	40,6 ± 10,2	1,2 ± 0,2	41,3 ± 19,3	46,1 ± 12,3	1,1 ± 0,1	40,0 ± 8,7
	medián	39,5	1,1	45,5	42,0	1,1	40,5
mladší 2.měření	průměr ± SD	43,3 ± 11,5	1,2 ± 0,2	47,1 ± 14,4	51,2 ± 13,0	1,1 ± 0,2	47,4 ± 14,6
	medián	40,0	1,2	41,0	46,5	1,1	49,5
senioři 1.měření	průměr ± SD	23,3 ± 6,6	1,4 ± 0,3	27,9 ± 12,6	25,2 ± 7,4	1,4 ± 0,5	22,7 ± 9,2
	medián	22,0	1,5	26,0	23,0	1,2	25,0
senioři 2.měření	průměr ± SD	20,7 ± 6,1	1,6 ± 0,5	22,3 ± 8,5	24,2 ± 7,5	1,4 ± 0,4	17,4 ± 6,9
	medián	23,0	1,4	20,0	28,0	1,2	17,0
1. hypotéza párový t-test p1=		0,28605	0,45967	0,27645	0,12474	0,83965	0,08380
2. hypotéza párový t-test p2=		0,07467	0,13097	0,16118	0,29756	0,62957	0,06598
3. hypotéza dvouvýběrový t-test p3=		0,00024	0,04465	0,04720	0,00019	0,04605	0,00029
4. hypotéza dvouvýběrový t-test p4=		0,00007	0,01338	0,00032	0,00004	0,04840	0,00003

Tabulka 7. Statistické zpracování parametrů testu SUO.

p1 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny mladých osob; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p2 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny seniorů; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p3 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při prvním měření; pro všechny z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty $p < 0,05$ jsou zvýrazněny červeně)

p4 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při druhém měření; pro všechny z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty $p < 0,05$ jsou zvýrazněny červeně)

Forward Lunge									
		LEVÁ				PRAVÁ			
		Distance (%výšky)	Impact Index (%hm)	Contact Time (sec)	Force impulse (hm-sec)	Distance (%výšky)	Impact Index (%hm)	Contact Time (sec)	Force Impulse (hm-sec)
mladší 1.měření	průměr ± SD	55,4 ± 7,0	25,5 ± 9,8	1,0 ± 0,1	109,4 ± 11,1	57,2 ± 5,8	24,2 ± 7,7	1,1 ± 0,2	113,4 ± 18,3
	medián	54,0	24,5	1,0	109,0	56,0	23,0	1,0	110,5
mladší 2.měření	průměr ± SD	55,0 ± 5,1	26,7 ± 11,0	1,0 0,3	109,1 ± 23,7	55,0 ± 6,4	25,8 ± 4,7	1,0 ± 0,3	106,9 ± 19,42
	medián	53,5	25,0	1,0	103,0	54,0	27,5	0,9	101,5
senioři 1.měření	průměr ± SD	35,8 ± 5,9	15,4 ± 4,5	1,9 ± 0,8	182,6 ± 74,6	37,2 ± 6,0	17,0 ± 5,7	1,8 ± 0,9	184,2 84,3
	medián	35,0	16,0	1,9	188,0	36,0	19,0	1,8	174,0
senioři 2.měření	průměr ± SD	36,3 ± 4,0	13,4 ± 3,8	1,7 ± 0,8	164,8 ± 82,6	36,2 ± 5,3	15,9 ± 4,7	1,7 ± 0,9	173,7 ± 91,8
	medián	36,0	13,0	1,1	114,0	34,0	16,0	1,1	113,0
1. hypotéza párový t-test p1=		0,69911	0,29233	0,85214	0,95341	0,17177	0,29987	0,57664	0,65640
2. hypotéza párový t-test p2=		0,73867	0,11143	0,20909	0,25047	0,44189	0,43377	0,20527	0,23928
3. hypotéza dvouvýběrový t-test p3=		< 0,00001	0,01176	0,00428	0,00692	< 0,00001	0,03443	0,01300	0,01877
4. hypotéza dvouvýběrový t-test p3=		< 0,00001	0,00331	0,03377	0,04667	< 0,00001	0,00025	0,03892	0,03785

Tabulka 8. Statistické zpracování parametrů testu FL.

p1 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny mladých osob; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p2 – porovnání prvního a druhého měření u skupiny seniorů; pro žádnou z měřených veličin jsme nezjistili statisticky významný rozdíl

p3 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při prvním měření; pro všechny z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty $p < 0,05$ jsou zvýrazněny červeně)

p4 – porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů při druhém měření; pro všechny z měřených veličin jsme zjistili statisticky významný rozdíl (hodnoty $p < 0,05$ jsou zvýrazněny červeně)

11 DISKUZE

Fyziologické a neurologické funkce člověka jsou ovlivňovány cirkadiánním rytmem. Během dne dochází k periodickým změnám životních funkcí organismu, pozorujeme kolísání intenzity metabolismu, krevního tlaku, srdeční frekvence, tělesné teploty, aktivity enzymů a endokrinních žláz. Toto se může promítnout do celkového psychického a fyzického stavu člověka. Fyzická zátěž v kombinaci s odpolední hodinou vyšetření je předpokladem snížení koncentrace při vyšetření a možnosti subjektivního pocitu únavy (Jirák, Vašina, 2005). Již dříve byl sledován a zaznamenán vliv cirkadiánního rytmu či únavy na posturální schopnosti člověka. Při hodnocení dynamické posturální stability byly horší výsledky dosaženy při měřeních provedených v odpoledních a večerních hodinách (Gribble et al., 2004; Gribble et al., 2007). Očekávali jsme, že denní doba, fyzická zátěž a pocit únavy budou mít vliv na kvalitu stabilizačních funkcí. Předpokládali jsme, že při prvním vyšetření provedeném v dopoledních hodinách na odpočatých probandech dosáhnou měřené osoby lepších výsledků v porovnání s druhým měřením provedeným v odpoledních hodinách po předchozí fyzické aktivitě.

Předpoklad, že denní doba, předchozí fyzická zátěž či pocit únavy a snížené soustředění ovlivní kvalitu stabilizačních mechanismů, se nepotvrdil u skupiny mladých zdravých probandů ani u skupiny zdravých seniorů. U obou skupin nebyly při porovnání prvního a druhého měření zaznamenány žádné statisticky významné rozdíly u žádného ze šesti provedených testů na přístroji Balance Master[®].

Posturální programy jsou sice druhově specifické, ale během lidské ontogeneze jsou postupně individuálně doplňovány a modifikovány učení (Véle, 2006). Můžeme se tedy domnívat, že individuálně mohou být posturální programy tak silně fixované, že i za změněných podmínek mají stabilizační mechanismy uniformní charakter? Mademli et al. (2008) poukazují na schopnost CNS rychle upravovat mechanismy posturální korekce i po zátěži tak, aby hranice stability nebyly únavou ovlivňovány. Další otázkou může být, jak silně je přístroj Balance Master[®] citlivý (Liston, Brouwer, 1996), aby bylo možné pomocí tohoto vyšetření zaznamenat intraindividuální variabilitu posturálních schopností, ovlivněnou faktory jako je denní doba, únava,

fyzická či psychická zátěž (Gribble et al., 2004; Gribble et al., 2007). Pravidelná pohybová aktivita pozitivně ovlivňuje neuromuskulární a somatosensorický systém. U osob navyklých pravidelnému tréninku (individuální sportovní aktivity a zájmy) můžeme uvažovat o adaptaci na pravidelnou pohybovou aktivitu, a proto i menší možnost ovlivnění zafixovaných posturálních programů únavou po tréninku (Alpert et al. 2009).

Dále jsme předpokládali, že se na kvalitě stabilizačních mechanismů také výrazně projeví věková rozdílnost skupin. Se stárnutím pozorujeme postupnou degeneraci sensorického, nervového i muskuloskeletálního systému, tím dochází k narušování mechanismů podílejících se na udržování stability (Wollacott, Shumway-Cook, 1990). Již po čtvrté dekádě můžeme pozorovat nárůst obtíží týkajících se posturální instability. Zhoršená schopnost pružně reagovat na měnící se posturální podmínky vede u starších osob k ovlivnění kvality života s hrozícím rizikem pádu a potřebou využívat kompenzační pomůcky (Borah et al., 2007) . Očekávali jsme, že skupina mladých osob při testování na přístroji Balance Master[®] dosáhne v porovnání se skupinou seniorů signifikantně lepších výsledků.

Při porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů byly zaznamenány při prvním i druhém měření statisticky významné rozdíly pouze u některých testů a jen pro některé parametry. V následujícím textu budou diskutovány výsledky každého testu zvlášť.

WBS

Při tomto testu je hodnoceno procentuální rozložení hmotnosti na každé končetině při flexi v kolenních hloubkách 0°, 30°, 60°, 90°. Norma tolerovaná systémem Balance Master[®] ještě jako fyziologická je procentuální poměr zatížení DKK 41%:59% pro všechny věkové kategorie.

Testování WBS neprokázalo žádné signifikantní rozdíly v prvním ani ve druhém měření při porovnání skupiny mladých probandů se skupinou seniorů. Dle grafu (Příloha č. 2) však můžeme pozorovat výraznější rozptyl hodnot u skupiny seniorů.

Při stožení bez korekce je většinou rozložení zatížení dolních končetin asymetrické. Při vyrovnaném stožení nemá rozložení váhy mezi končetinami převyšovat 10 – 15% z celkové hmotnosti těla (Véle, 2006).

mCTSIB

Tímto testem zaznamenáváme průměrnou rychlost výchylky COG během čtyř odlišných posturálních podmínek. S rostoucí posturální náročností podmínek se zvyšuje rychlost výchylek COG. Účelem tohoto testu je identifikovat abnormality sensorického systému, které mají vliv na posturální kontrolu (Balance Master[®] Manual, 2002).

Při vyhodnocení testu mCTSIB jsme zjistili signifikantní rozdíl mezi oběma skupinami při prvním i druhém měření pro všechny čtyři posturální podmínky tohoto testu. Při prvním i druhém měření dosáhla skupina mladých probandů lepších výsledků při všech čtyřech posturálních podmínkách. Přesto, že u skupiny seniorů byly zaznamenány signifikantně horší výsledky, jsou tyto výsledky při porovnání s normodaty softwaru přístroje Balance Master[®], která jsou přizpůsobená věku, stále hodnoceny jako fyziologické.

Se zvyšujícím se věkem můžeme pozorovat vyšší rychlost výchylek COG (Borah et al. 2007; Røgind et al., 2003; Choy et al., 2003), což bývá spojováno s úbytkem sensorických informací z dolních končetin (Lord et al., 1991).

LOS

Tímto testem jsou hodnoceny tři parametry: Reaction Time, Movement Velocity a Directional Control. Reaction Time označuje čas mezi signálem k pohybu a začátkem pohybu směrem k označenému cíli, Movement Velocity označuje rychlost pohybu COG a Directional Control porovnává množství pohybů v zamýšleném směru s množstvím vedlejších pohybů. Test kvantifikuje pohybové charakteristiky spojené se schopností volně pohybovat těžištěm v různých směrech v prostoru bez ztráty rovnováhy, úkroku nebo potřeby opory a poté udržet stabilitu v cílové pozici (Balance Master[®] Manual, 2002).

Při vyhodnocení testu LOS jsme zjistili signifikantní rozdíl mezi oběma skupinami při prvním i druhém měření, ale pouze pro některé měřené parametry tohoto testu. Při prvním měření byl zaznamenán signifikantní rozdíl pro parametr Movement Velocity, ale pouze pro směry Front, Back a Left. Při druhém měření byl zaznamenán signifikantní rozdíl pro parametry Reaction Time ve směrech Front a Right, Movement Velocity ve směrech Front a Back a Directional Control ve směru Front. U všech parametrů, které jsou hodnoceny jako signifikantně rozdílné, byly naměřeny lepší výsledky u skupiny mladých osob.

Mladé osoby tedy při některých z testů reagovaly na signál k pohybu výrazně rychleji, pohyb k cíli prováděly rychleji a přesněji. Proč se ale tento statisticky významný rozdíl mezi skupinami nepodařilo prokázat pro všechna měření? Pro objasnění by bylo vhodné provést další měření na početnějších skupinách osob.

Ve studii Borah et al. (2007) se testování LOS účastnilo 64 osob ve věku od 8 do 70 let. Signifikantní rozdíly mezi odlišnými věkovými skupinami byly zaznamenány pro parametry Reaction Time a Movement Velocity. Borah et al. (2007) předpokládají, že s věkem se zvyšující Reaction Time souvisí s pomalejším kognitivním zpracováním informací v CNS u starších osob. Obdobné výsledky nacházíme také v dřívější studii Lord et al. (1991). Vyšší reakční čas je spojován s posturální instabilitou a častějšími pády u starších osob (Borah et al, 2007; Lord et al., 1991). Se zvyšujícím se věkem probandů dochází také ke zpomalení rychlosti pohybu, tedy veličiny Movement Time (Borah et al., 2007). Omezení rychlosti pohybu může být signálem poruchy ve vyšší úrovni CNS (např. Parkinsonova choroba, onemocnění spojená s vysokým věkem) (<http://www.onbalance.com>). Pro parametr Directional Control Borah et al. (2007) neuvádějí žádné signifikantní rozdíly mezi jednotlivými věkovými skupinami. Omezení exkurze pohybů směrem k cíli se může projevit u pacientů trpících slabostí dolních končetin, u pacientů obávajících se pádu, trpících závratí, popřípadě může souviset s biomechanickými limity pacienta (Balance Master[®] Manual, 2002).

RWS

Tímto testem jsou hodnoceny dva parametry: On Axis Velocity a Directional Control pro pohyby ve směru předozadním a pravolevém. On Axis Velocity hodnotí

rychlost v ose pohybu a Directional Control porovnává množství pohybů v zamýšleném směru s množstvím vedlejších pohybů. Vyšetření kvantifikuje schopnost rytmicky přenášet COG latero-laterálně a antero-posteriorně v prostoru mezi vymezenými hranicemi (Balance Master[®] Manual, 2002).

Při vyhodnocení testu RWS jsme zjistili signifikantní rozdíl mezi oběma skupinami při prvním i druhém měření, ale pouze pro některé měřené parametry tohoto testu. Při prvním měření byl zaznamenán statisticky signifikantní rozdíl pro oba parametry ve směru předozadním při všech rychlostech pohybu a ve směru pravolevém pro parametr Directional Control – Moderate. Při druhém měření byl zaznamenán statisticky signifikantní rozdíl ve směru předozadním pro parametr On Axis Velocity – Fast a Directional Control – Slow a Moderate. U všech parametrů, které jsou hodnoceny jako signifikantně rozdílné, byly naměřeny lepší výsledky u skupiny mladých osob.

Mladé osoby tedy při některých z testů dosáhly při pohybu vyšší rychlosti s přesnějším cílením pohybu. Více signifikantních rozdílů bylo zaznamenáno při pohybu předozadním než při pohybu do stran. Při předozadním pohybu je pro udržení stability převážně využíván hlezenní mechanismus pro zajištění rovnováhy. Pro pohyb v tomto směru je nutná aktivita především plantárních a částečně dorzálních flexorů hlezenních kloubů, a proto i kvalitnější propiocepce. Při pohybu pravolevém se na udržení stabilní pozice výrazněji podílejí svaly v oblasti kyčelního kloubu, a proto tento mechanismus označujeme jako kyčelní (Vařeka, 2002). Svaly pletence kyčelního mají v porovnání se svaly hlezna větší páku působení, a proto je i jejich účinnost výrazně větší (Janura, 2004). Stranová stabilita je tedy podstatně lepší než stabilita předozadní. U starších osob můžeme při porovnání pohybu předozadního a pravolevého nacházet lepší výsledky při pohybu pravolevém, neboť tento směr pohybu je stabilnější (Vařeka, 2002).

Borah et al. (2007) nachází při testování RWS u různých věkových skupin signifikantní rozdíly pouze pro veličinu On Axis Velocity. Přesun tělesné hmotnosti ze strany na stranu a předozadně je u starších osob pomalejší než u osob mladých. Instabilita u starších osob se tak může promítnout do situací, kdy je nutno provést velmi rychlý pohyb, změnit rychlost nebo směr pohybu (Balance Master[®] Manual, 2002). Stejně jako u testu LOS by bylo vhodné provést kontrolní měření na početnějších skupinách.

SUO

Tímto testem jsou hodnoceny tři parametry: Lift-Up Index, Movement Time a Impact Index. Lift-Up Index hodnotí účinnou sílu, kterou vyvine končetina k efektivnímu přenesení těla přes schod, Movement Time hodnotí čas nutný k překročení schůdku a poslední hodnocený parametr Impact Index hodnotí sílu přenesenou došlapující dolní končetinou. Test kvantifikuje charakteristiky motorické kontroly, kterými jsou výstup na schod jednou dolní končetinou, přenesení těla přes schod ve vzpřímené pozici, přešvihnutí druhé dolní končetiny přes schod a poté přenesení těla za schod s dopadem švihové končetiny (Balance Master[®] Manual, 2002).

Při vyhodnocení testu SUO jsme zjistili signifikantní rozdíly mezi oběma skupinami při prvním i druhém měření pro všechny měřené parametry tohoto testu. Při obou měřeních dosáhli lepších výsledků pro parametry Lift-Up Index a Movement Time probandi ze skupiny mladých osob. U skupiny seniorů byl při obou měřeních signifikantně lepší Impact Index.

Skupina mladých osob tedy schůdek překonávala rychleji pomocí větší vynaložené síly s výrazně vyšší silou došlapu. Senioři překonávali schůdek opatrněji v delším časovém intervalu, a proto i index došlapu byl výrazně nižší. S rostoucím věkem je při překonávání překážek nutná zvýšená koncentrace, což se projeví prodloužením doby potřebné k překonání překážky (Brown, McKenzie, Doan, 2005).

Zdolávání schodů a dalších překážek je neoddělitelnou součástí pohybu v běžném denním životě. Pro osoby se sníženou schopností pohybu a poruchami rovnováhy se může tato pohybová dovednost stát jednou z nejnáročnějších činností běžného života. Stejně jako chůze i zdolávání schodů může být negativně ovlivněno mnoha různými onemocněními (Balance Master[®] Manual, 2002).

FL

Tímto testem jsou hodnoceny čtyři parametry: Distance, Impact Index, Contact Time a Force Impulse. Distance hodnotí délku výpadu, Impact Index hodnotí sílu přenesenou došlapující dolní končetinou, Contact Time vyjadřuje dobu kontaktu vykračující končetiny s podložkou a Force Impuls označuje práci vykonanou vykračující končetinou během fáze výkroku vpřed. Test kvantifikuje pohybové

charakteristiky: výpad vpřed jednou nohou, přenesení váhy na tuto končetinu a poté návrat do stoje (Balance Master[®] Manual, 2002).

Při vyhodnocení testu FL jsme zjistili signifikantní rozdíly mezi oběma skupinami při prvním i druhém měření pro všechny měřené parametry tohoto testu. Skupina mladých osob dosáhla výrazně lepších výsledků při obou měřeních pro tři z těchto parametrů: Distance, Contact Time a Force Impulse. U skupiny seniorů byl při obou měřeních signifikantně lepší Impact Index.

Skupina mladých osob tedy prováděla delší a rychlejší výpad s potřebou vynaložit menší práci. Seniori prováděli výpad do menší vzdálenosti, pomaleji, opatrněji s nutností vykonat větší práci, a proto i index došlapu byl výrazně nižší (Hsiao-Weckler and Robinovitch, 2007; Mademli et al. 2008). Tato skutečnost může souviset se snižováním svalové kapacity v závislosti na zvyšujícím se věku (Mademli et al. 2008)

Při provedení tohoto testu jsou kladeny vysoké nároky na koordinaci a sílu svalů v oblasti kolenního kloubu. Provedení tohoto testu vyžaduje sílu, rozsah pohybu, rovnováhu, koordinaci a řídicí kontrolu. Stojná dolní končetina musí rychle akceptovat přenesení tělesné hmotnosti na vykračující dolní končetinu. Toto vyžaduje adekvátní sílu a vzájemnou koordinaci mezi oběma dolními končetinami. Vykračující končetina musí rychle vyrazit vpřed, akceptovat na ni přenesenou hmotnost, ztlumit sílu došlapu a poté přenést zpět tělesnou hmotnost a udělat krok vzad (Balance Master[®] Manual, 2002).

Předpoklad o vlivu denní doby, únavy, fyzické či psychické zátěže na kvalitu posturálních schopností se nepotvrdil u žádné z testovaných skupin. Proto přijímáme 1 H_0 – u skupiny mladých osob není rozdíl mezi prvním a druhým měřením a 2 H_0 – u skupiny seniorů není rozdíl mezi prvním a druhým měřením. Mohli bychom se domnívat, že přístroj Balance Master[®] není tak sensitivní (Liston, Brouwer, 1996), aby tuto variabilitu bylo možné zachytit. Výsledky může také zkreslovat fakt, že při prvním měření testovaná osoba nejprve zjišťuje jak nejlépe každý test provést a při druhém měření má již „natrénováno“, pohyb se tak stává automatickým a pro testování je potřeba menšího kognitivního úsilí. Pro ozřejmění situace by bylo vhodné provést testování na početnější skupině probandů. Vhodné by také bylo

standardizovat pohybovou aktivitu, po které očekáváme únavu pro všechny vyšetřované osoby (např. plavání, běh, ... stejné intenzity a doby trvání).

Druhý předpoklad o vlivu věku na kvalitu stabilizačních funkcí se potvrdil pro tři testy (mCTSIB, SUO, FL), pro dva se potvrdil částečně (LOS, RWS) a pro jeden se nepotvrdil (WBS). Proto pro testy mCTSIB, SUO a LOS zamítáme H_0 a přijímáme 3 H_1 – při prvním měření je rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů a 4 H_1 – při druhém měření je rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů. Pro test WBS přijímáme 3 H_0 – při prvním měření není rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů a 4 H_0 – při druhém měření není rozdíl mezi skupinou mladých osob a skupinou seniorů. Testy LOS a RWS vykazují nekonstantní výsledky, měření by proto bylo vhodné zopakovat na větším vzorku probandů a objasnit tak tuto problematiku.

Při testování pomocí přístroje Balance Master[®] je důležité také pozorovat a zaznamenávat kvalitu provedení jednotlivých testů, zda testované osoby neprovádí požadovanou pohybovou aktivitu náhradním mechanismem (př. kotníková versus kyčelní strategie při LOS).

12 ZÁVĚR

Cílem práce bylo posoudit interindividuální variabilitu posturálních schopností dvou věkově odlišných skupin při vyšetření na stabilometrické plošině Balance Master[®]. Zajímalo nás, zda při vyšetření budou zaznamenány rozdíly v kvalitě stabilizačních funkcí ve skupině zdravých jedinců a ve skupině zdravých seniorů a zda se kvalita stabilizačních funkcí ve skupině zdravých jedinců a ve skupině zdravých seniorů mění v závislosti na denní době, únavě a předchozí zátěži.

Během procesu stárnutí dochází k postupné degeneraci sensorického, nervového i muskuloskeletálního systému, což se může projevit narušením mechanismů podílejících se na udržování stability. Proto jsme předpokládali, že skupina mladých zdravých osob dosáhne při vyšetření signifikantně lepších výsledků než skupina zdravých seniorů. Dále jsme předpokládali, že u obou skupin bude mít na testování vliv denní doba a únava po předchozí zátěži. Protože neurofyziologické funkce člověka jsou ovlivňovány cirkadiánním rytmem, dochází během 24 hodinového cyklu ke změnám metabolických a kognitivních procesů, a tím je ovlivňován fyzický a psychický výkon.

Pro statistické vyhodnocení byla použita statistická funkce „Studentův t-test“. Statistickou významnost rozdílů představuje hodnota $p < 0,05$. Při porovnání skupiny mladých osob se skupinou seniorů byly statisticky významné rozdíly zaznamenány u testů mCTSIB, SUO, FL pro všechny sledované parametry, u testů LOS a RWS pouze pro některé sledované parametry a u testu WBS pro žádný parametr. Lepších výsledků dosáhla skupina mladých osob, což se potvrdilo v obou měřeních. Při porovnání prvního a druhého měření u skupiny mladých osob nebyly zaznamenány žádné signifikantní rozdíly u žádného ze šesti provedených testů na přístroji Balance Master[®]. Taktéž u skupiny seniorů nebyly při porovnání prvního a druhého měření zaznamenány žádné signifikantní rozdíly u žádného ze šesti provedených testů na přístroji Balance Master[®].

Přesto, že se v literatuře často uvádí zhoršení posturální stability v souvislosti se zvyšujícím se věkem, tato studie potvrzuje tento předpoklad pouze částečně. Druhý předpoklad, že se při testování na přístroji Balance Master[®] projeví vliv denní doby a

únavy, se při testování nepotvrdil. Testování by bylo vhodné zopakovat na větším počtu testovaných osob.

13 SOUHRN

Název práce: Interindividuální variabilita při vyšetření na přístroji Blance Master[®]

Cíl práce: zjistit, zda při vyšetření na přístroji Blance Master[®] budou zaznamenány rozdíly v kvalitě stabilizačních funkcí ve skupině zdravých mladých jedinců v porovnání se skupinou zdravých seniorů, a dále porovnat, zda se kvalita stabilizačních funkcí ve skupině zdravých jedinců a ve skupině zdravých seniorů mění v závislosti na denní době, únavě a předchozí zátěži.

Soubor probandů: Měření se zúčastnilo 19 jedinců rozdělených dle věku do dvou skupin. První skupinu tvořilo 10 mladých zdravých jedinců (5 mužů a 5 žen) ve věku 20 – 28 let s průměrným věkem 24 let ($\pm 2,4$ SD). Druhou skupinu tvořilo 9 zdravých seniorů (9 žen) ve věku 67 – 80 let s průměrným věkem 74 let ($\pm 5,0$ SD).

Metodika: Pro měření na stabilometrické plošině bylo vybráno 6 testů. Weight Bearing/Squaw (WBS) a modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB) jsou testy statické, Limits Of Stability (LOS), Rhythmic Weight Shift (RWS), Step Up/Over (SUO) a Forward Lunge (FL) se řadí mezi testy dynamické. Každá skupina absolvovala dvě měření. První měření proběhlo za předpokladu, že se vyšetřovaná osoba dostavila na testování fyzicky i psychicky odpočatá, bez subjektivních pocitů únavy či bolesti. Druhé vyšetření probíhalo v odpoledních hodinách po předchozí fyzické zátěži.

Výsledky: Výsledky byly statisticky zpracovány pomocí „Studentova t-testu“. Při porovnání prvního a druhého měření u skupiny mladých osob nebyly zaznamenány žádné statisticky signifikantní rozdíly u žádného ze šesti provedených testů na přístroji Blance Master[®]. Při porovnání prvního a druhého měření u skupiny seniorů také nebyly zaznamenány žádné statisticky signifikantní rozdíly u žádného ze šesti provedených testů na přístroji Blance Master[®]. Při porovnání obou skupin mezi sebou navzájem při prvním a druhém měření byly zaznamenány signifikantní rozdíly u testů mCTSIB, SUO, FL pro všechny sledované parametry, u testů LOS a RWS pouze pro některé sledované parametry a u testu WBS pro žádný parametr.

Závěr: Přesto, že se v literatuře často uvádí zhoršování posturální stability v souvislosti se zvyšujícím se věkem, tato studie potvrdila tento předpoklad jen z části. Lepší

posturální stabilitu jsme zaznamenali u skupiny mladých probandů, ovšem pouze u některých parametrů provedených testů. Nepotvrdili jsme rozdíl v kvalitě stabilizačních funkcí při vyšetření pomocí přístroje Balance Master[®] ovlivněných denní dobou, únavou a předchozí zátěží.

Klíčová slova: Balance Master[®], postura, posturální stabilita, COG, stabilometrická plošina

14 SUMMARY

Title of Thesis: The interindividual variability in the investigation by Balance Master[®] System

The target: to detect, if there exists any difference in a quality of stability between a group of young healthy individuals and a group of healthy elderly using the investigation by Balance Master[®] System. Secondly, to compare if the quality of stability in a group of young healthy individuals and a group of healthy elderly is affected by the day-time, fatigue and stress.

The participants: 19 persons participated in this study. Participants were divided into two groups depending on the age. In first group, there were 10 healthy young persons (5 men and 5 women) aged 20 – 28 years, 24 years on average ($\pm 2,4$ SD). In the second group there were 9 healthy elderly (9 women) aged 67 – 80 years, averaged 74 years ($\pm 5,0$ SD).

Methodics: There were chosen 6 tests for stabilometric measurements. Weight Bearing/Squaw (WBS) a modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB) are static tests, Limits Of Stability (LOS), Rhythmic Weight Shift (RWS), Step Up/Over (SUO) a Forward Lunge (FL) are dynamic tests. Both groups pass two measurements. In the first measurement, the examined participants were supposed to be physically and mentally fit during the investigation, without any subjective feeling of fatigue or pain. The second measurement was always taken in the afternoon, after the the physical exercise.

Results: „Students t-test“ has been used for the statistic evaluation. There was no significant difference in a group of healthy young individuals between first and second measurement investigated by Balance Master[®] System. There was also no significant difference in a group of healthy elderly between first and second measurement investigated by Balance Master[®] System. When comparing the group of young healthy individuals with the group of elderly, there was noted a significant difference between them in tests of mCTSIB, SUO, FL for all measured parameters, in tests of LOS and RWS for some of measured parameters and in test of WBS there was no significant difference.

Conclusion: Despite the fact that it is often presumed in the literature that postural stability is affected by the age, the study confirms this presumption only partially. The group of healthy young individuals has proved to have a better postural stability, but only in some of the tests. There was no difference in the quality of stability affected by the time of a day, fatigue and stress investigated by Balance Master[®] System.

Key Words: Balance Master[®], posture, postural stability, COG, stabilometric platform

POUŽITÁ LITERATURA

- ALPERT, P. T., MILLER, S. K., WALLMANN, H., HAVEY R., CROSS, C., CHEVALIA T., GILLIS, C. B., KODANDAPARI, K.: The effect of modified jazz dance on balance, cognition, and mood in older adults. *Journal of the american academy of nurse practitioners*, 21 (2), 108-115, 2009. Retrieved 5.4.2009 from <<http://web.medvik.cz/han/wiley/www3.interscience.wiley.com/cgi-bin/fulltext/122200420/PDFSTART>>.
- ANONYMUS: Balance Master - návod k použití.
- Balance Master ® System Operator's Manual. Version 8, August 01, 2002, Copyright© 2002, NeuroCom® International, Inc.9570 SE Lawnfield Rd., Clackamas, OR 97015. Retrieved 14.2.2008 from <<http://www.onbalance.com>>.
- BORAH, D., WADHWA, S., SINGH, U., YADAV, S. L., BHATTACHARJEE, M., SINDHU, V.: Age related changes in postural stability. *Indian journal of physiology and pharmacology*, 51 (4), 395–404, 2007. Retrieved 18.11.2008 from <http://www.ijpp.com/vol51_4/395-404.pdf>.
- BROWN, L. A., MCKENZIE, N. C., DOAN, J. B.: Age-dependent differences in the attentional demands of obstacle negotiation. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 60A (7), 924–927, 2005. Retrieved 4.4.2009 from <<http://biomed.gerontologyjournals.org/cgi/reprint/60/7/924>>.
- CHOY, N. L., BRAUER, S., NITZ, J.: Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 58A (6), 525-530, 2003. Retrieved 18.11.2008 from <<http://biomed.gerontologyjournals.org/cgi/reprint/58/6/M525>>.
- ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D., VÉLE, F.: Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (3), 103-105, 2001.
- DELIAGINA, T. G., ZELENIN, P. V., BELOOZEROVA, I. N., ORLOVSKY, G. N.: Nervous mechanisms controlling body posture. *Physiology & behavior*, 92 (1-2), 148-154, 2007. Retrieved 8.12.2008 from <http://web.medvik.cz/han/sciencedirect/www.sciencedirect.com/science?_ob=MImg>

&_imagekey=B6T0P-4NTB97R-X-
1&_cdi=4868&_user=622217&_orig=browse&_coverDate=09%2F30%2F2007&_sk
=999079998&view=c&wchp=dGLbVIW-
zSkzk&md5=2c08271360fcd71d6888e42ebc0705bc&ie=/sdarticle.pdf>.

DRUGA, R., PFEIFFER, J., TROJAN, S., VOTAVA, J.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing 1996.

DVOŘÁK, R., VAŘEKA, I.: Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6 (3), 84-85, 1999.

DVOŘÁK, R., VAŘEKA, I.: Příspěvek k objektivizaci vývoje schopnosti řídit oporu a těžiště těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6 (3), 86-90, 1999.

DVOŘÁK, R., VAŘEKA, I.: *Vývoj dynamiky opory těla a průmětu těžiště těla do opěrné báze jako ukazatelé úrovně motoriky dítěte*. FTK UP. Retrieved 7.10.2008 from <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/abstbiom/abstrakt/Dvorak.htm>>.

DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O.: *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing 2000.

FITZPATRICK, R., MCCLOSKEY, D. I.: Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *The journal of physiology*, 478 (1), 173–186, 1994. Retrieved 7.2.2009 from <http://jp.physoc.org/cgi/reprint/478/Pt_1/173>.

GLICKSTEIN, M.: What does the cerebellum really do? *Current biology*, 17 (19), R824-R827, 2007. Retrieved 7.2.2009 from <<http://download.cell.com/current-biology/pdf/PIIS096098220701785X.pdf?intermediate=true>>.

GRIBBLE, P. A., HERTEL, J., DENEGAR, C. R., BUCKLEY, W. E.: The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *Journal of athletic training*, 39 (4), 321–329, 2004. Retrieved 4.4.2009 from <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/picrender.fcgi?artid=535524&blobtype=pdf>>.

GRIBBLE, P. A., TUCKER, W. S., WHITE, P. A.: Time-of-day influences on static and dynamic postural control. *Journal of athletic training*, 42 (1), 35-41, 2007. Retrieved 15.11.2008 from <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1896064>>.

- HORAK, F. B.: Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35 (2), ii7- ii11, 2006. Retrieved 15.11.2008 from <http://ageing.oxfordjournals.org/cgi/reprint/35/suppl_2/ii7>.
- HSIAO-WECKSLER, E. T., ROBINOVITCH, S. N.: The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clinical biomechanics*, 22 (5), 574–580, 2007. Retrieved 4.4.2009 from <http://www.sfu.ca/ipml/Hsiao_Robinovitch_ClinBiomech_2007.pdf>.
- JANURA, M.: *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého 2004.
- JANURA, M., MÍKOVÁ, M.: Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 10 (1), 30-33, 2003.
- JANURA, M., VAVERKA, F.: *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého 1997.
- JEŘÁBEK, J.: Pohled neurologa na problematiku závratí a poruch rovnováhy. *Neurologie pro praxi*, 8 (6), 338, 2007.
- JIRÁK, Z., VAŠINA, B.: *Fyziologie a psychologie práce*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta 2005.
- LISTON, R. A. L., BROUWER, B. J.: Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 77 (5), 425-430, 1996: Retrieved 4.4.2009 from <<http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0003-9993/PIIS0003999396900283.pdf>>.
- LORD, S. R., CLARK, R. D., WEBSTER, I. W.: Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 46 (3), M69-M76, 1991. Retrieved 30.3.2009 from <<http://geronj.oxfordjournals.org/cgi/reprint/46/3/M69>>.
- KEJONEN, P.: *Body movements during postural stabilization. Measurements with a motion analysis system*. Oulu: University of Oulu 2002. Retrieved 25.10.2008 from <<http://herkules.oulu.fi/isbn9514267931/>>.

- KOLÁŘ, P.: Sensomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 5 (4), 142-147, 1998.
- KOLÁŘ, P.: Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi*, 3 (3), 106-109, 2002.
- KRÁLÍČEK, P.: *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum 2004.
- MADEMPLI, L., ARAMPATZIS, A., KARAMANIDIS, K.: Dynamic stability control in forward falls: postural corrections after muscle fatigue in young and older adults. *European Journal of Applied Physiology*, 103 (3), 295-306, 2008. Retrieved 30.3.2009 from <<http://web.medvik.cz/han/springer/www.springerlink.com/content/t174555057135068/fulltext.pdf>>.
- MAISSON, J.: Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 22 (4), 465-472, 1998.
- Patobiomechanika a Patokinesiologie – kompendium*. Praha: FTVS UK. Retrieved 25.10.2008 from <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/geometrie_teziste.php>
- PFEIFFER, J.: *Neurologie v rehabilitaci pro studium a praxi*. Praha: Grada Publishing 2007.
- PIIRTOLA, M., ERA P.: Force platform measurements as predictors of falls among older people – A review. *Gerontology*, 52 (1), 1-16, 2006. Retrieved 20.3.2009 from <<http://library.sheba.co.il:8080/Karger/ProdukteDB/produkte.asp?Aktion=ShowPDF&ArtikelNr=89820&Ausgabe=231536&ProduktNr=224091&filename=89820.pdf>>.
- RØGIND, H., LYKKEGAARD, J. J., BLIDDAL, H., DANNESKIOLD-SAMSØE, B.: Postural sway in normal subjects aged 20-70 years. *Clinical psychology and functional imaging*, 23 (3), 171-176, 2003. Retrieved 12.12.2008 from <http://74.6.239.67/search/cache?ei=UTF-8&p=Postural+sway+in+normal+subjects+aged+20-70years&fr=yfp-t-501&fp_ip=CZ&u=web.mac.com/digitalgait/iWeb/DIGITALSUPPORTSYSTEMS/Newsletter%26References%2520_files/postural%2520Sway%2520in%2520normal%2520subjects%2520aged%252020-

70.pdf&w=postural+sway+normal+subjects+subject%27s+aged+20+70years+%2270+years%22&d=HZLNXJ2uSZOq&icp=1&.intl=us>.

SHUMWAY-COOK, A., HORAK, F. B.: Assessing the influence of sensory interaction on balance: Suggestion from the field. *Physical therapy*, 66 (10), 1548-1550, 1986.
Retrieved 12.12.2008 from
<<http://physicaltherapyjournal.org/cgi/reprint/66/10/1548>>.

THACH, W. T., BASTIAN, A. J.: Role of the cerebellum in the control and adaptation of gait in health and disease. *Progress in brain research*, 143, 347-360, 2004.
Retrieved 15.2.2008 from <<http://www.kennedykrieger.org/pdf/motion/26.pdf>>.

VAŘEKA, I.: Posturální stabilita (I. část) Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9 (4), 115-121, 2002.

VAŘEKA, I.: Posturální stabilita (II. část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9 (4), 122-129, 2002.

VÉLE, F.: *Kineziologie postulárního systému*. Praha: Karolinum 1995.

VÉLE, F.: *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing 1997.

VÉLE, F.: *Kineziologie. Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton 2006.

VOJTA, V., PETERS, A.: *Vojtův princip - Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Praha: Grada Publishing 1995.

WOOLLACOTT, M. H., SHUMWAY-COOK, A.: Changes in posture control across the life span - A systems approach. *Physical therapy*, 70 (12), 799/53-807/61, 1990.
Retrieved 15.2.2009 from
<http://findarticles.com/p/articles/mi_hb237/is_n12_v70/ai_n28596735/?tag=content;coll>.

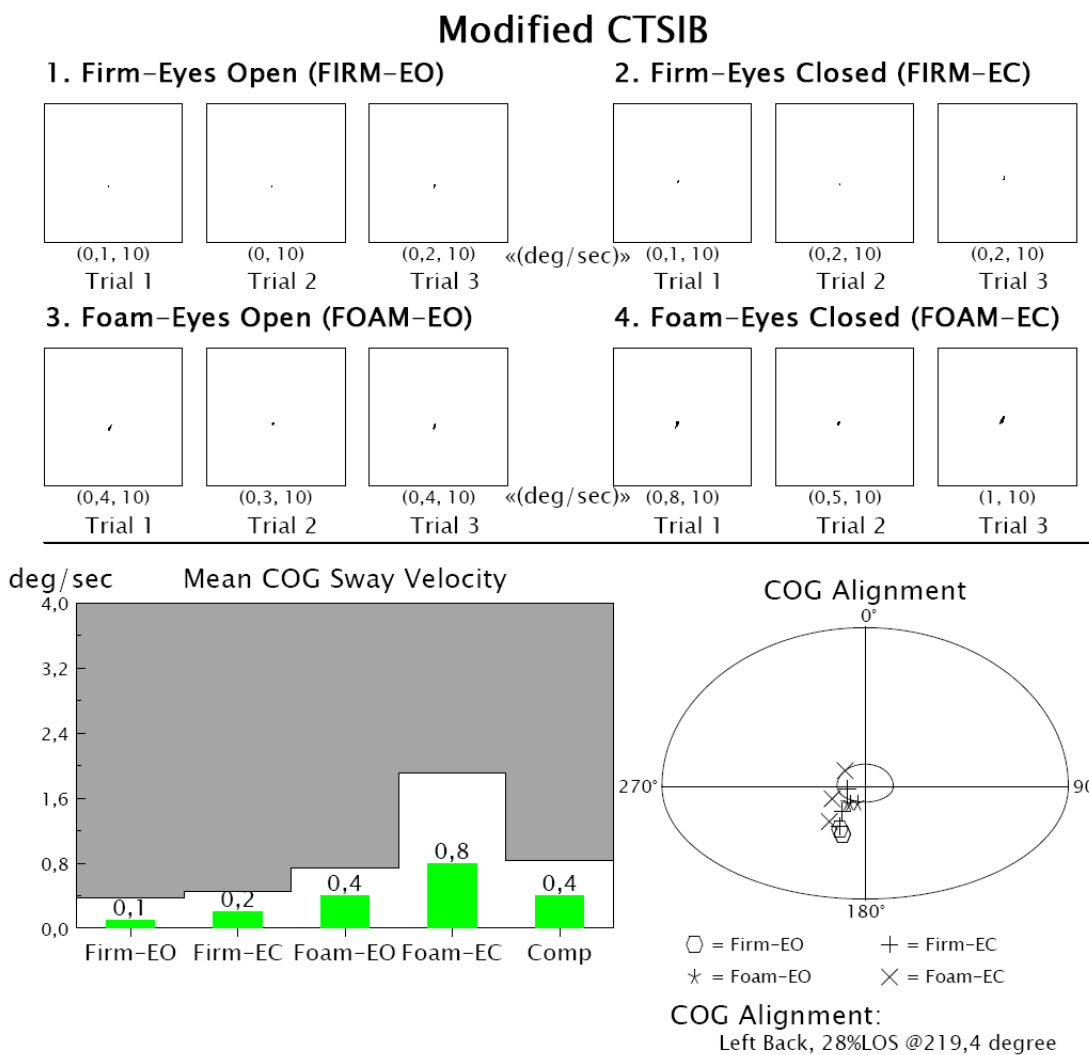
SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Zobrazení výsledků použitých testů (obrázek)

Příloha č. 2: Výsledky testu WBS (graf)

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Přehledné výsledky použitých testů



Obrázek 1: Přehledné výsledky s grafickým zobrazením testu mCTSIB

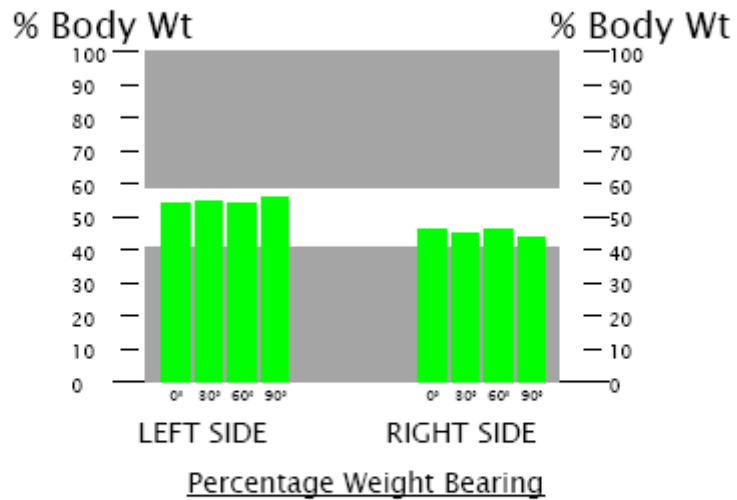
COG trace – zobrazení polohy těžiště v průběhu každého vyšetření

Mean COG Sway velocity – průměrná rychlost výchylek zobrazená ve formě sloupcového grafu

Initial COG alignment – počáteční poloha COG na počátku každého vyšetření

Šedá plocha v grafu označuje abnormní hodnoty; jsou-li sloupce v mezích normy mají zelenou barvu, jsou-li červené jsou mimo normální rozsah.

Weight Bearing/Squat



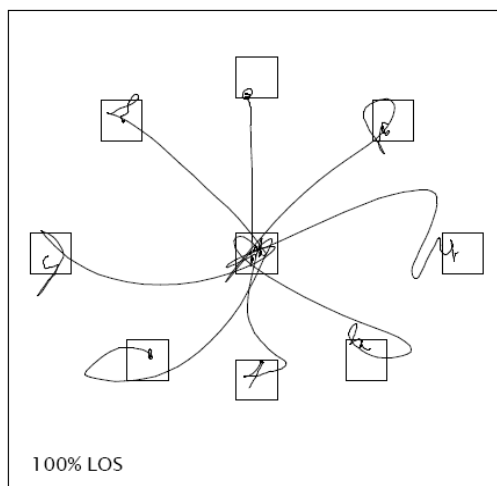
Angle	Left	Right
0°	54	46
30°	55	45
60°	54	46
90°	56	44

Obrázek 2: Přehledné výsledky s grafickým zobrazením testu WBS

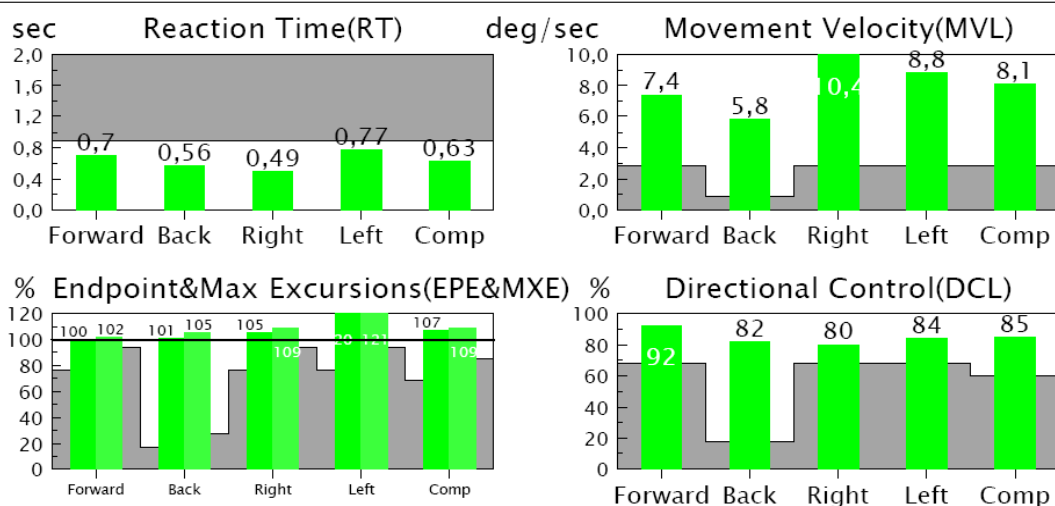
Procentuální rozložení hmotnosti na každé končetině (včetně přesných číselných údajů) – ve formě sloupcového grafu

Šedá plocha v grafu označuje abnormní hodnoty; jsou-li sloupce v mezích normy mají zelenou barvu, jsou-li červené jsou mimo normální rozsah.

Limits Of Stability



Transition	RT (sec)	MVL (deg/sec)	EPE (%)	MXE (%)	DC (%)
1 (F)	0,61	5,3	88	93	95
2 (RF)	0,47	9,3	107	107	88
3 (R)	0,49	10,3	88	98	75
4 (RB)	0,52	10,7	117	117	82
5 (B)	0,61	3,3	98	108	83
6 (LB)	0,51	8,0	135	135	80
7 (L)	0,72	9,1	104	106	84
8 (LF)	1,11	8,0	107	107	88



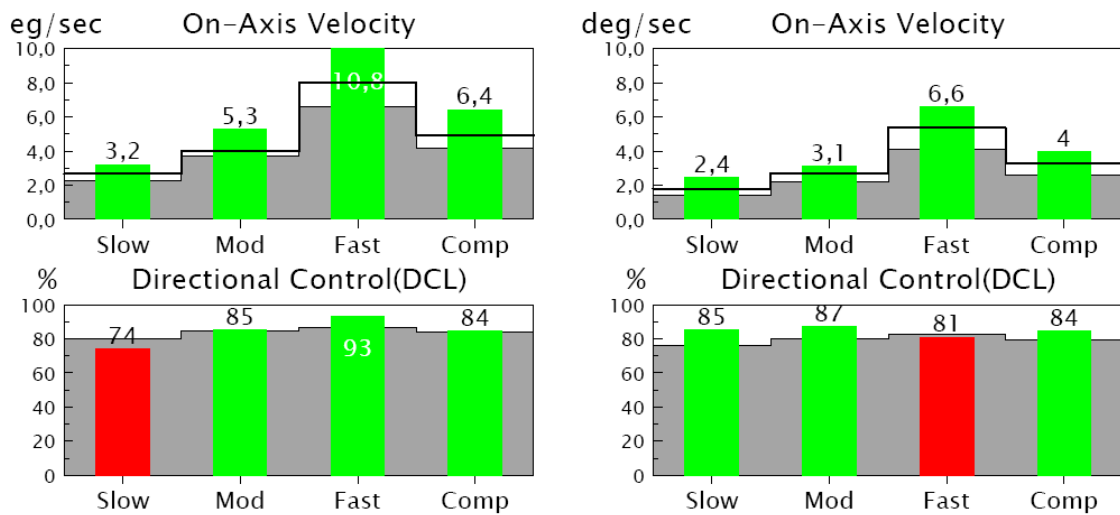
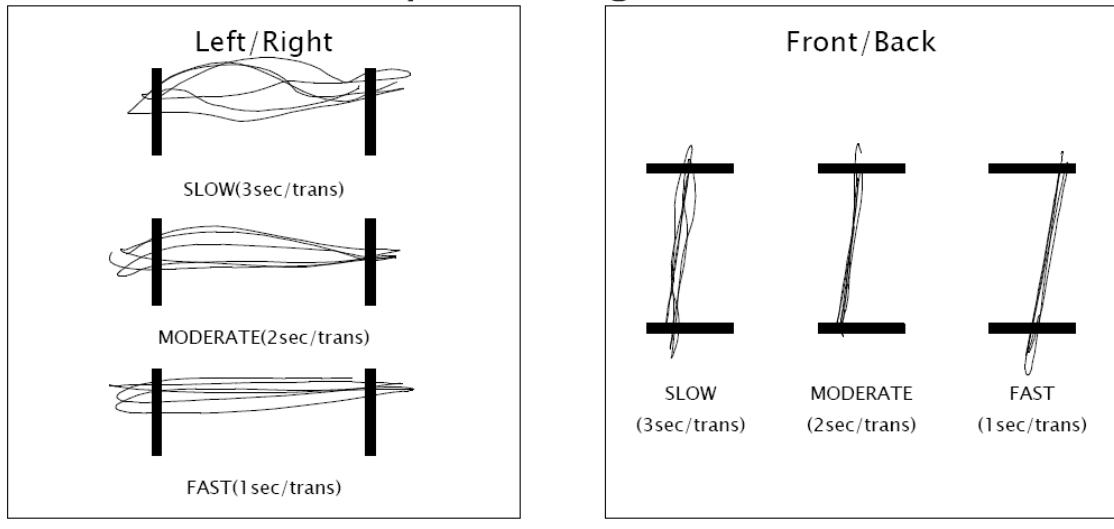
Obrázek 3: Přehledné výsledky s grafickým zobrazením testu LOS

COG trace – křivka pohybu COG pro všechna vyšetření

Reakční čas, rychlost pohybu, výchylky v koncovém bodě, maximální výchylky a směrová kontrola – ve formě sloupcových grafů

Šedá plocha v grafu označuje abnormní hodnoty; jsou-li sloupce v mezích normy mají zelenou barvu, jsou-li červené jsou mimo normální rozsah.

Rhythmic Weight Shift



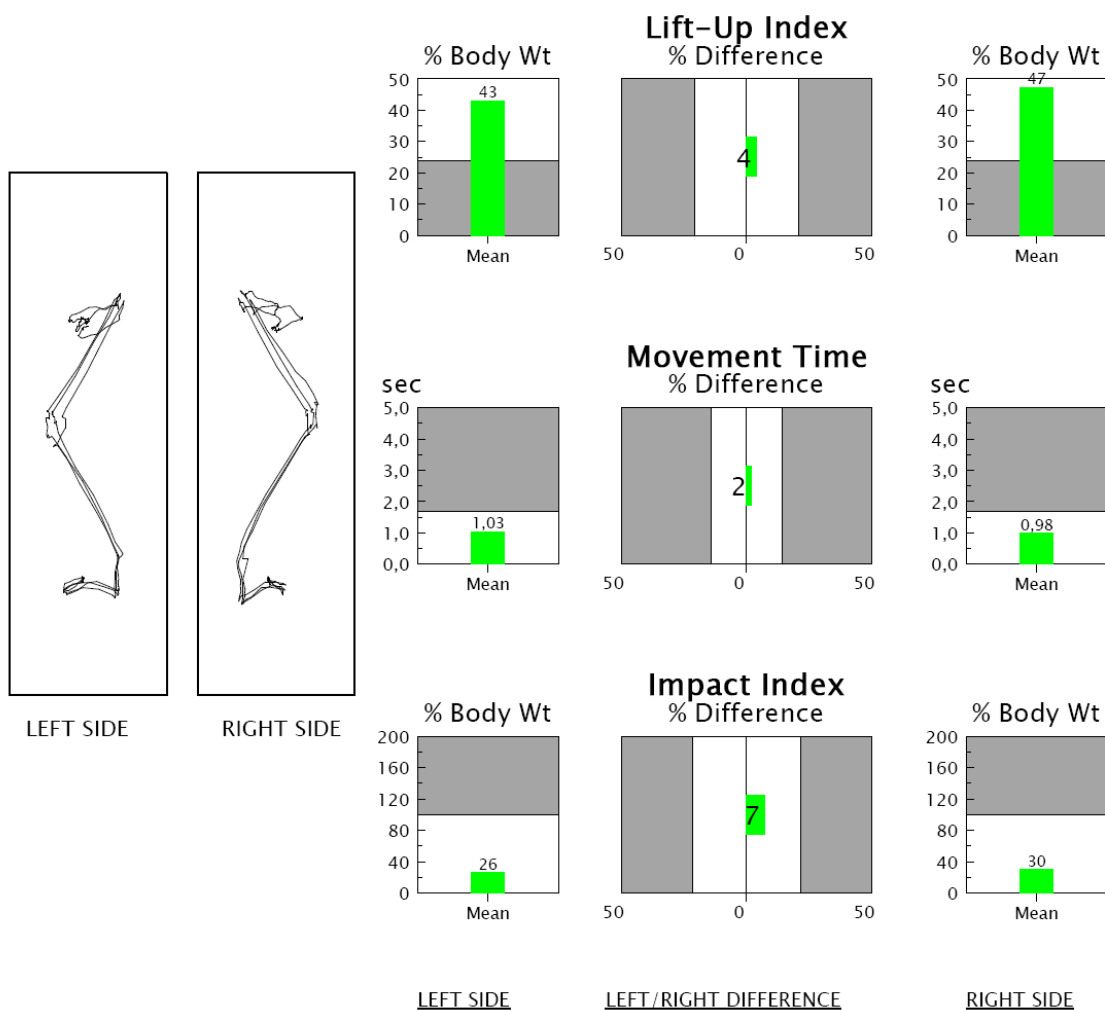
Obrázek 4: Přehledné výsledky s grafickým zobrazením testu RWS

COG trace – křivka pohybu COG pro všechna vyšetření

Rychlost v ose pohybu a směrová kontrola – ve formě sloupcových grafů (s vyjádřenou číselnou hodnotou)

Šedá plocha v grafu označuje abnormní hodnoty; jsou-li sloupce v mezích normy mají zelenou barvu, jsou-li červené jsou mimo normální rozsah.

Step Up/Over (20,0 cm curb)



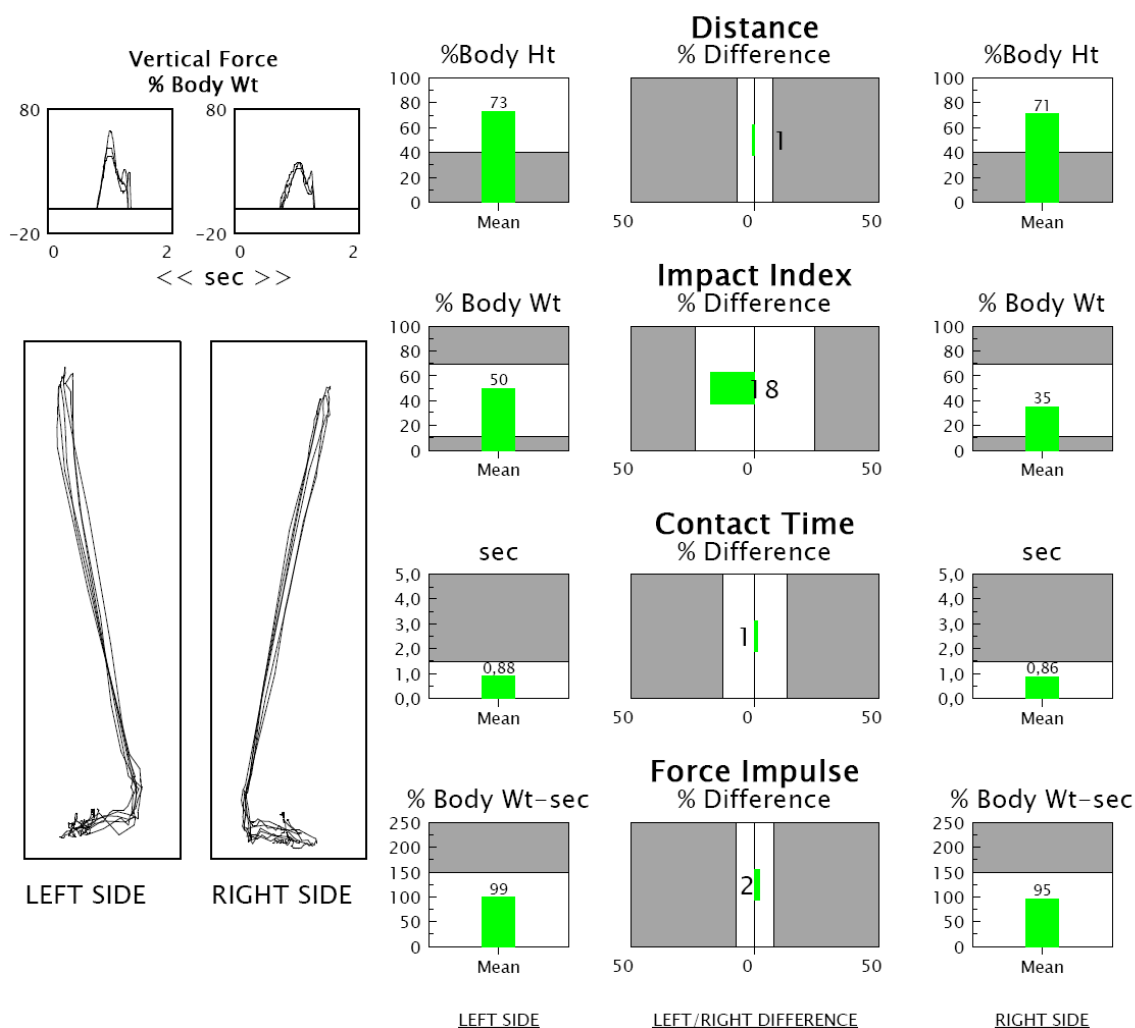
Obrázek 5: Přehledné výsledky s grafickým zobrazením testu SUO

COG trace – křivka pohybu COG pro každé vyšetření

Lift – Up Index, Movement Time, Impact Index – ve formě sloupcových grafů pro každou končetinu zvlášť a procentuální stranový rozdíl

Šedá plocha v grafu označuje abnormní hodnoty; jsou-li sloupce v mezích normy mají zelenou barvu, jsou-li červené jsou mimo normální rozsah.

Forward Lunge



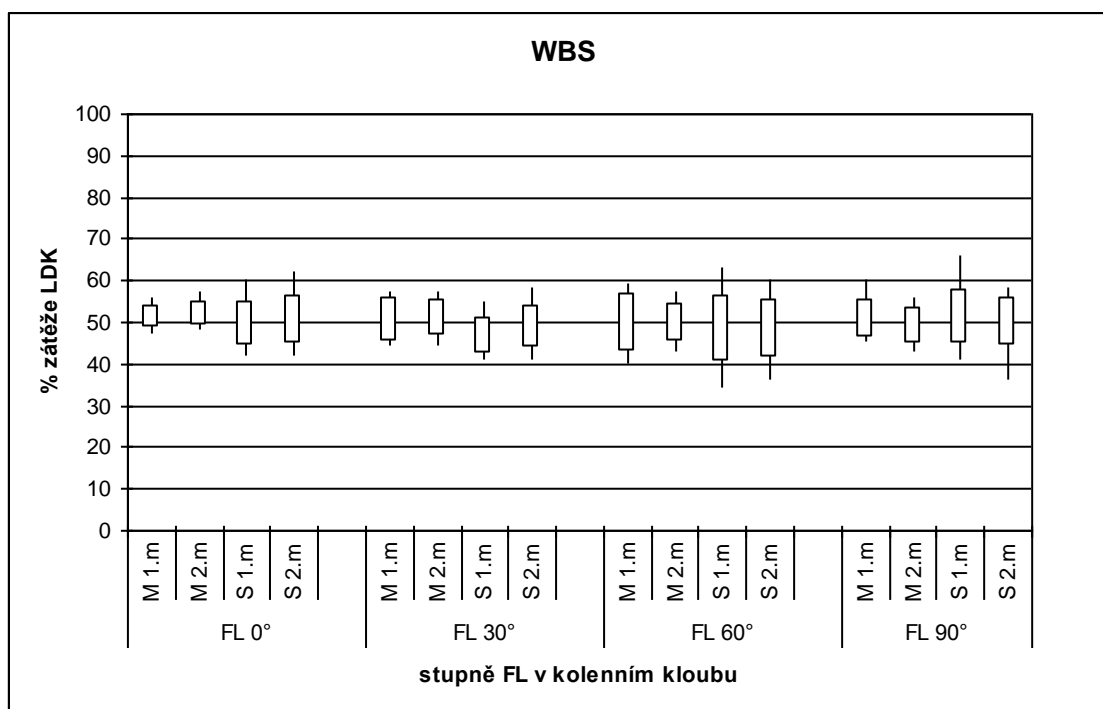
Obrázek 6 : Přehledné výsledky s grafickým zobrazením testu LOS

COG trace – křivka pohybu COG pro všechna vyšetření

Distance, Impact Index, Contact Time a Force Impulse - ve formě sloupcových grafů pro každou končetinu zvlášť a procentuální stranový rozdíl

Šedá plocha v grafu označuje abnormní hodnoty; jsou-li sloupce v mezích normy mají zelenou barvu, jsou-li červené jsou mimo normální rozsah.

Příloha č. 2: Výsledky testu WBS (graf)



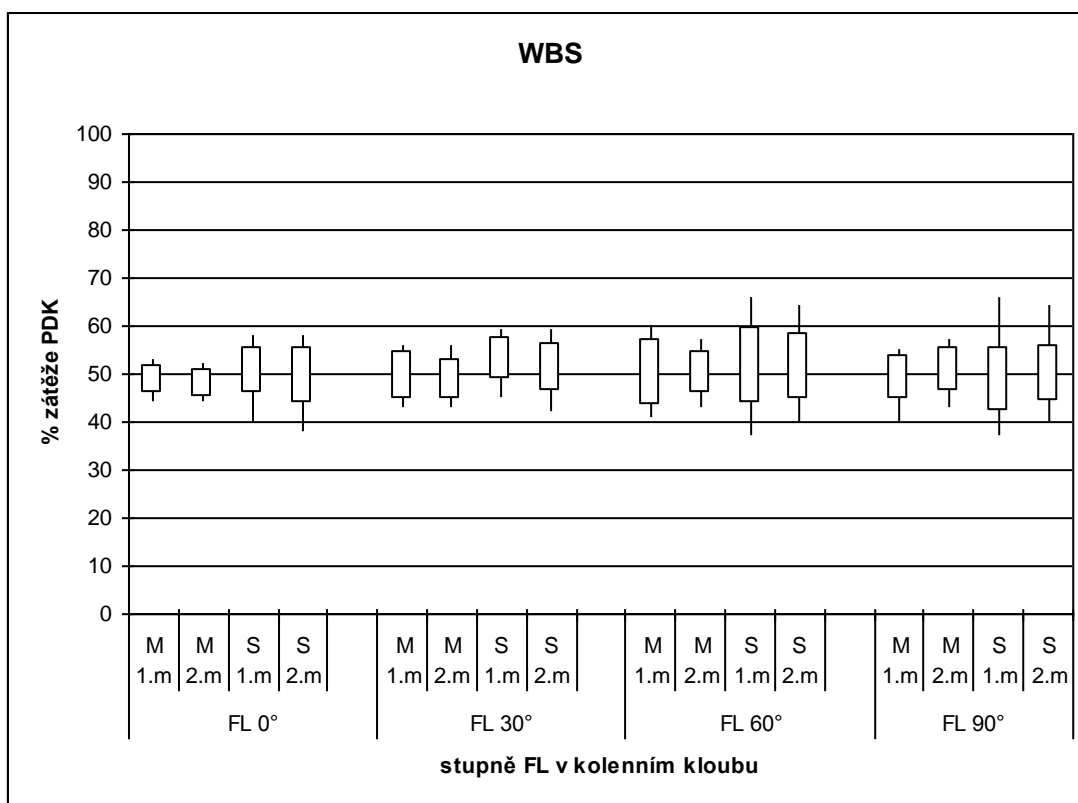
Graf 1: Grafické zobrazení ± 1 SD, maximálních a minimálních hodnot výsledků testu WBS pro LDK.

M 1.m – skupina mladých osob při 1. měření

M 2.m – skupina mladých osob při 2. měření

S 1.m – skupina seniorů při 1. měření

S 2.m – skupina seniorů při 2. měření



Graf 2: Grafické zobrazení ± 1 SD, maximálních a minimálních hodnot výsledků testu WBS pro PDK.

M 1.m – skupina mladých osob při 1. měření

M 2.m – skupina mladých osob při 2. měření

S 1.m – skupina seniorů při 1. měření

S 2.m – skupina seniorů při 2. měření