

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Hana Stejskalová

Vliv věku na posturální funkce

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Olomouc 2015

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením
Mgr. Radka Mlíky, Ph.D. a uvedla všechny použité literární a elektronické zdroje.

Olomouc 18. května 2015

.....

podpis

Ráda bych velmi poděkovala Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné připomínky a rady při tvorbě diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za statistické zpracování dat. V neposlední řadě patří velký dík ochotným probandům, kteří se podíleli na praktické části diplomové práce, a také rodině za vytvoření příjemného prostředí a psychickou podporu.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Vliv věku na posturální funkce

Název práce: Vliv věku na posturální funkce

Název práce v AJ: The effect of age on postural function

Datum zadání: 2014-01-31

Datum odevzdání: 2015-05-18

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Hana Stejskalová

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. et Mgr. Lucie Szmeková

Abstrakt v ČJ: Cílem této diplomové práce je zhodnocení vlivu věku na posturální funkce pomocí počítačové posturografie. Teoretická část je zaměřena na obecné znalosti o postuře, posturálních funkcích a vlivu stárnutí na jednotlivé systémy posturální kontroly. Do experimentu bylo zařazeno celkem 34 zdravých jedinců, kteří byli rozděleni do tří věkových kategorií. Pro testování posturální stability a reaktivity byly využity testy Sensory Organization Test, Motor Control Test, Limits of Stability, Unilateral Stance a Tandem Walk. Výsledky na hladině signifikance $p < 0,05$ ukazují, že při ztížených podmínkách má stárnutí vliv na některé parametry posturální stability.

Abstrakt v AJ: The aim of this thesis is to evaluate the effect of age on postural functions using the computer posturography. The theoretical part is focused on general knowledge about posture, postural functions and the influence of age on individual systems of postural control is described. 34 healthy adults, which were divided into three age groups, participated in the experiment of this thesis. For testing postural stability and reactivity were used following tests: Sensory Organization test, Motor Control Test, Limits of Stability, Unilateral Stance and Tandem Walk. The results at the significance level ($p < 0,05$) show that under difficult conditions the age influences some parameters of postural stability.

Klíčová slova v ČJ: Postura, posturální funkce, posturální stabilita, pohybové strategie, s věkem vázané změny balance, vývoj posturálních funkcí, testování posturálních funkcí.

Klíčová slova v AJ: Posture, postural function, postural stability, movement strategies, age-related changes of human balance, development of postural function, testing of postural functions.

Rozsah: 91 stran, 9 příloh.

ÚVOD	8
1 TEORETICKÉ POZNATKY	10
1.1 POSTURA A POSTURÁLNÍ FUNKCE	10
1.2 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ STABILITU	11
1.3 INSTABILITA	12
1.4 POSTURÁLNÍ KONTROLA	12
1.4.1 Muskuloskeletální komponenty	13
1.4.2 Stav vnitřního prostředí	14
1.4.3 Adaptační mechanismy	14
1.4.4 Anticipační mechanismy	14
1.4.5 Senzorický systém	14
1.4.6 Neuromuskulární synergie	17
1.5 SENZOMOTORICKÝ SYSTÉM	17
1.6 ZÁKLADNÍ POJMY (COM, COG, COP)	18
1.7 POHYBOVÉ STRATEGIE	19
1.8 VLIV VĚKU (STÁRNUTÍ) NA JEDNOTLIVÉ SYSTÉMY POSTURÁLNÍ KONTROLY	22
1.8.1 Muskuloskeletální systém	22
1.8.1.1 Svalová síla	22
1.8.1.2 Rozsah pohybů	23
1.8.2 Neuromuskulární systém	23
1.8.2.1 Reakční čas	23
1.8.2.2 Změny posturální stability během klidného stoje	24
1.8.3 Senzorické systémy	24
1.8.3.1 Změny v somatosenzorickém systému	24
1.8.3.2 Změny ve vizuálním systému	26
1.8.3.3 Změny ve vestibulárním aparátu	27
1.8.3.4 Multisenzorický deficit	28
1.9 KOGNITIVNÍ SCHOPNOSTI A POSTURÁLNÍ KONTROLA	28
1.10 STÁDIA VÝVOJE MOTORIKY A MOTORICKÝCH SCHOPNOSTÍ	30
1.10.1 Posturální ontogeneze	30
1.10.2 Pohybové schopnosti	31
1.10.2.1 Silové schopnosti	31
1.10.2.2 Vytrvalostní schopnosti	32
1.10.2.3 Rychlostní schopnosti	32
1.10.2.4 Obratnostní schopnosti	32
1.10.2.5 Flexibilita	33
1.11 POSTUROGRAFIE	33
1.11.1 Posturografické modely	34
1.11.1.1 Modul Smart Equitest System	34
1.11.1.2 Modul Balance Master System	34

2 CÍLE A HYPOTÉZY	36
2.1 CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE.....	36
2.2 VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY	36
3 METODIKA VÝZKUMU	39
3.1 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉ SKUPINY	39
3.2 VSTUPNÍ VYŠETŘENÍ, POSTUP MĚŘENÍ.....	40
3.3 POUŽITÉ METODY VÝZKUMU	40
3.4 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	42
4 VÝSLEDKY	43
4.1 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 1	43
4.2 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 2	45
4.3 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 3	47
4.4 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 4	49
4.5 VÝSLEDKY K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 5	52
5 DISKUZE	53
5.1 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 1	54
5.2 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 2	57
5.3 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 3	58
5.4 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 4	60
5.5 DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 5	62
5.6 LIMITY STUDIE.....	64
ZÁVĚR	65
REFERENČNÍ SEZNAM	66
SEZNAM ZKRATEK	79
SEZNAM OBRÁZKŮ	80
SEZNAM TABULEK	81
SEZNAM PŘÍLOH	82
PŘÍLOHY	83

ÚVOD

„Stárnutí je otrava, ale je to jediný způsob, jak se dožít vysokého věku“ (G. B. Shaw).

Vymezení procesu stárnutí jako takového je obtížné z důvodu strukturálních a funkčních změn, které jsou u starších osob běžné. Stárnutí ovlivňuje mnoho vnitřních a vnějších faktorů. Proces stárnutí je různý u různých tkání a liší se i funkčními projevy. Stárnutí se u člověka značně odlišuje od většiny jiných druhů i díky poměrně dlouhé délce života (Nair, 2005, p. 953).

Schopnost udržet rovnováhu je výsledkem komplexu prolínajících se fyziologických mechanismů, mezi které patří kognice, motorické, cerebelární, vestibulární a propioceptivní systémy. Tyto mechanismy mohou být negativně ovlivněné věkem a mít za následek zhoršení posturální stability, či být hlavní příčinou pádů v geriatrické populaci. Dobrá znalost vlivu věku na posturální stabilitu je zásadní pro rozlišení mezi fyziologickým stárnutím a patologickými procesy, které vedou k zhoršení posturální stability (Du Pasquier et al., 2003, p. 216). Důležité je, že i u zdravých jedinců jsou přítomné s věkem spojené funkční progresivní změny v balančních schopnostech (Borah et al., 2007, p. 402).

Nesprávná funkce a poruchy postury mohou být dány anatomickými, neurologickými či funkčními omezeními. Mezi anatomické poruchy patří nesprávné postavení jednotlivých kloubů či poúrazové změny. K neurologickým poruchám řadíme poruchy mozečku, vestibulárního aparátu či poruchy extrapyramidové. Funkční poruchy jsou poruchy posturálně stabilizačních svalů během pohybu nebo statických pozic (Kolář et al., 2009, s. 40).

Podle některých závěrů je hlavní biomechanickou změnou, která charakterizuje stárnutí, snížená flexibilita trupu, která často vede až k pádům. K tomu se přidávají pomalejší reakce dolních končetin a dochází ke kompenzačním pohybům paží. Tyto kompenzační mechanismy mohou být samotným starším člověkem vnímány jako prospěšné, ale ve skutečnosti mohou riziko pádu zhoršovat (Latash, Levin, 2004, pp. 203–4). Zda k pádu dojde nebo ne záleží na schopnosti jednotlivce využít reaktivní balanční kontrolní strategie, které obnovují stabilitu (Prentice, McLroy, Singer, 2013, p. 679). U seniorů jsou pády v současné době jedním z hlavních celosvětových problémů veřejného zdraví, jelikož způsobují těžká poranění a jsou hlavním etiologickým faktorem smrti způsobené úrazem u osob nad 65 let (Matějková, Póč, 2009, s. 27). Pády u starších osob jsou spojené s následnou

ztrátou důvěry v pohyb a rovnováhu, což často zapříčiní snížení fyzické aktivity a tím další pokles posturální stability a kvality života (Harrison, Shaffer, 2007, p. 194).

Cílem této práce bylo blíže posoudit změny v posturální kontrole související se stárnutím a zhodnotit posturální funkce (posturální stabilitu a reaktibilitu) u jednotlivých věkových kategorií.

Rešeršní strategie

Klíčová slova byla vyhledávána přes databázi PubMed a pomocí internetového vyhledavače Google Scholar.

Všechny materiály pro vyhledávání článků pro teoretickou část byly vyhledávány ve formě full textů, použité články byly ve všech případech překládány z anglického jazyka.

Klíčová slova: posture (nalezených článků 71712, z toho 9166 ve free full textech a 4770 z období posledních 10 let), postural function (nalezených článků 21936, z toho 3780 ve full textech a 2135 z období posledních 10 let), postural stability (nalezených článků 3166, z toho 561 ve full textech a 344 z období posledních 10 let), movement strategies (nalezených článků 11660, z toho 2940 ve full textech a 1780 z období posledních 10 let), age related changes of human balance (nalezených článků 811, z toho 169 ve full textech a 120 z období posledních 10 let), development of postural functions (nalezených článků 122, z toho 34 ve full textech a 29 z období posledních 10 let), evaluation of postural stability (nalezených článků 540, z toho 88 ve full textech a 61 z období posledních 10 let), testing of postural functions (nalezených článků 59, z toho 11 ve full textech a 9 z období posledních 10 let).

Články byly vyhledávány v období od 10. 11. 2013 do 30. 4. 2015.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

1.1 Postura a posturální funkce

Posturu bychom měli chápat jako aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních i vnitřních sil – v běžném životě má největší význam tíhová síla (Vařeka, 2002 s. 116). Jde o schopnost kontrolovat těžiště těla ve vztahu k opěrné bazi (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, s. 162). Základním rysem ideální postury je takové postavení kloubů, při kterém dochází k rovnoměrnému rozložení sil působících na kloubní plochy (Máček, Radvanský, 2011, s. 177).

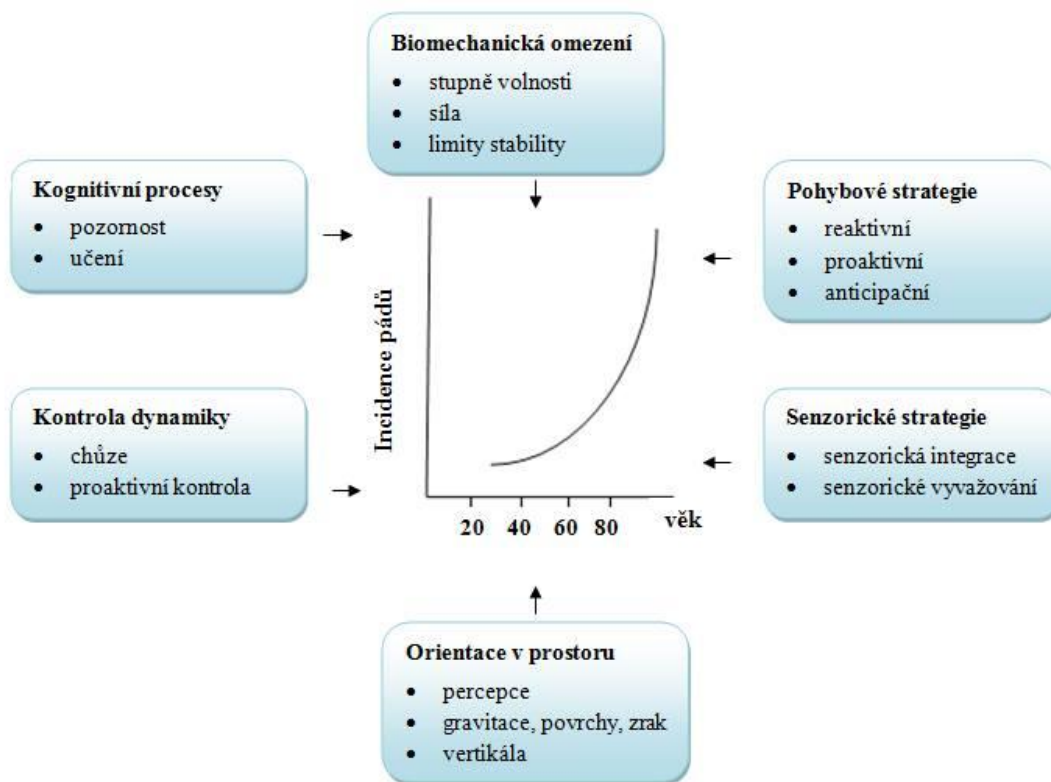
Aktivní držení pohybových segmentů je součástí jakékoliv polohy těla nebo segmentu a je základní podmínkou každého pohybu. Mezi posturální funkce patří posturální stabilita a posturální reaktibilita. Posturální stabilita (balance) je kontinuální zaujímání stálé polohy (Kolář et al., 2009, s. 39).

Posturální funkce je zajišťována především axiálním systémem, který pracuje diferencovaně jak v klidu, tak ve stavu pohotovosti. Posturální funkce pohyb nejen předchází, ale i provází a zakončuje (Véle, 1995, s. 72).

Cílem posturální stability je zajištění vzpřímeného držení těla a reagování na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nekontrolovanému pádu (Vařeka, 2002, s. 116). Účelem posturální reaktivity neboli reakční stabilizační funkce je zpevnění jednotlivých pohybových segmentů (kloubů) tak, aby došlo k získání co nejstabilnějšího *punctum fixum* a aby kloubní segmenty odolávaly účinkům vnějších sil (Kolář et al., 2009, ss. 39–40).

Posturální stabilita je dynamický proces, který vyžaduje senzoryckou detekci tělesných pohybů, integraci senzoryckých informací centrálním nervovým systémem a provádění vhodných muskuloskeletálních odpovědí s cílem vytvořit rovnováhu mezi destabilizačními a stabilizačními silami (Sell, 2012, s. 80). Systém, a tedy i organismus je stabilní tehdy, dokáže-li odolávat vůči vnějším náhodným narušením či výchylkám (Latash, Levin, 2004, p. 85). Prostředky potřebné pro posturální stabilitu a orientaci jsou zobrazeny na Obr. 1, s. 11.

Lidské tělo ve vzpřímeném postoji na obou dolních končetinách je z biomechanického hlediska velmi nestabilní systém složený z velkého množství segmentů. Nestabilita je dána také tím, že jde o případ tzv. obráceného kyvadla, které má malou plochu základny a vysoko uložené těžiště (Vařeka, 2002, s. 115).



Obr. 1 Prostředky potřebné k posturální stabilitě a orientaci (upraveno dle Horak, 2006, p. 108).

1.2 Faktory ovlivňující stabilitu

Stabilitu ovlivňuje řada faktorů, ale nejvýznamnější jsou faktory biomechanické a neurofyziologické. K biomechanickým faktorům patří velikost opěrné plochy, hmotnost pacienta, výška těžiště nad opěrnou bází a charakter kontaktu DKK s podložkou (tzv. přilnavost). Mezi neurofyziologické faktory řadíme bezchybné zapojení všech komponent informujících o stavu zevního prostředí, mezi které patří neporušená funkce vestibulárního, zrakového, propioceptivního aparátu a kožních receptorů. Dále je důležitá míra vzrušivosti nervového systému a kvalita zpětnovazebných mechanismů, které regulují rovnováhu mezi jednotlivými složkami. Posturální stabilita je ovlivněna i vlivy psychickými (Kolář et al., 2009, s. 199). Psychika má vliv jak na držení těla, tak na výběr vhodného programu k udržení nebo obnovení stability. Zjistilo se, že při stožení na vyvýšené plošině probandů podvědomě „utužují“ kontrolu pohybu centre of pressure (dále jen COP). Nadměrné psychické napětí působí kontraproduktivně, jelikož vede ke zvýšenému svalovému napětí, které zhoršuje potřebnou svalovou koordinaci, zatímco určitá míra soustředění stabilitu zlepšuje (Vařeka, 2002, s. 126). Je známé, že při depresivním naladění psychiky dochází spíše k flekčnímu

držení, při optimistickém naladění psychiky je tendence k extenčnímu držení těla (Véle, 1995, s. 78).

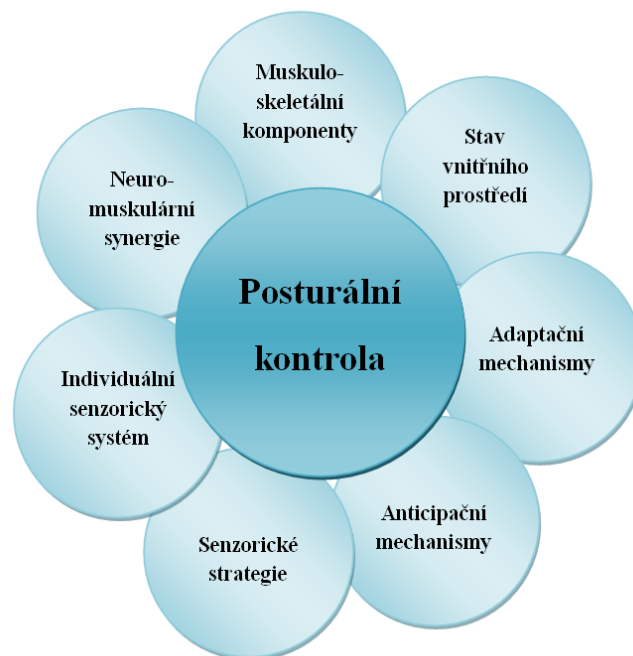
1.3 Instabilita

Většina starých lidí si přechodně a někdy i trvale stěžuje na pocity závratě při stoji nebo chůzi, na slabost nohou, na zhoršenou pohyblivost. Objektivně u nich lze pozorovat nejistou a pomalou chůzi, titubace, poruchy rovnováhy a neschopnost vyrovnat její vychýlení (Kalvach et al., 2004, s. 208). Subjektivní pocity, které doprovází zhoršenou stabilitu, se dají rozdělit do dvou stupňů: nejistota a závrať. Udržování stability může být někdy doprovázeno pocity nestability, nejistoty, ataxie až strachem z pádu. Mohou být přítomny i vegetativní projevy jako je například nauzea. Pocit nejistoty zhoršuje pohybovou koordinaci, orientaci v prostoru, pohybový výkon a může vést k pádu a vzniku traumat. Závrať je vyšší stupeň nejistoty, která je vyjádřena poruchou orientace v prostoru vzhledem ke směru pohybu. Subjektivně má postižený pocit instability okolí, která vzniká poruchou prostorové orientace. Závrať může být provázena vegetativními příznaky, jako jsou nauzea, vomitus, zblednutí, kolísání krevního tlaku či tepové frekvence (Véle, 1995, s. 83). Hlavním rizikem nestability jsou pády. S přibývajícím věkem jich narůstá, ale není shoda o incidenci. Pády patří ve stáří k nejvýznamnějším příčinám morbidit a mortalit, jelikož vedle osob trpících poruchami pohybového aparátu nebo nervové soustavy postihují i zdravé staré jedince. Zvláště vysoký výskyt pádů ve stáří souvisí s řadou věkově vázaných změn, jako jsou poruchy zraku, propiocepce, vestibulární funkce, případně ve spojení s kloubními změnami nebo oslabením svalů (viz další kapitoly). Hlavním mechanismem pádů ve stáří je snížená schopnost rychlé posturální adaptace na měnící se a ztížené podmínky chůze (vstávání ze sedu, chůze ze schodů, chůze na nerovném povrchu apod.). Validní nástroj k určení míry rizika pádů však neexistuje (Kalvach et al., 2004, s. 208).

1.4 Posturální kontrola

Posturální kontrola zahrnuje komplex motorických dovedností, založených na interakci dynamických senzomotorických procesů. Mezi hlavní funkční cíl posturálního chování patří orientace (aktivní vyrovnávání trupu a hlavy vzhledem ke gravitaci, povrchu, vizuálnímu prostředí a vnitřním procesům). Druhým cílem je rovnováha, která zahrnuje koordinační pohybové strategie pro stabilizaci těžiště těla z důvodu vnitřního či vnějšího narušení (Horak, 2006, p. 108). Tento komplex dovedností je základem naší schopnosti

postavit se a nezávisle a samostatně chodit (Benjuya, Kaplanski, Melzer, 2004, p. 603). Jedná se o nedílnou součást realizace cílených pohybů. Nejdůležitější funkcí postury je zajistit udržení rovnováhy při zahájení pohybu a při jeho pokračování. Posturální strategie musí být proto přizpůsobeny různorodým kontextům a prostředím (Assaiante et al., 2005, p. 109). Posturální kontrola vychází z komplexu interakcí všech tělních systémů, které pracují v součinnosti tak, aby dovolovaly kontrolu stability těla. Specifická organizace systémů je ovlivněna jednak funkčními úkoly a prostředím, ve kterém jsou prováděny. Na kontrole postury se podílí muskuloskeletální komponenty, stav vnitřního prostředí, adaptační a anticipační mechanismy, senzorycké strategie, senzorycký systém a neuromuskulární synergie (viz Obr. 2) (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 165).



Obr. 2 Komponenty podílející se na posturální kontrole (upraveno dle Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 165)

1.4.1 Muskuloskeletální komponenty

Mezi tyto komponenty patří kloubní rozsahy pohybů, ohebnost páteře, vlastnosti svalů a biomechanické vztahy mezi jednotlivými tělesnými segmenty (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 165).

1.4.2 Stav vnitřního prostředí

Dynamické udržování stálosti vnitřního prostředí neboli homeostáza, předpokládá zachování stabilní hodnoty pH, iontového složení, osmotických poměrů, objemů a průtoků tekutin ve fyziologickém rozmezí. Homeostáza zahrnuje také komplex vodního, minerálního a energetického hospodaření organismu. K faktorům, které limitují homeostázu, patří zejména nedostatek kyslíku, přebytek oxidu uhličitého a změny pH mimo fyziologické meze (Havlíčková, 1999, s. 11).

1.4.3 Adaptační mechanismy

Tyto mechanismy slouží k úpravě sensorických a motorických systémů v reakci na měnící se požadavky okolního prostředí (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 166).

1.4.4 Anticipační mechanismy

Anticipace v překladu znamená očekávání rušivého momentu (Vařeka, 2002, s. 123). Proto tyto mechanismy zahrnují úpravu sensorických a motorických systémů na základě dosavadních zkušeností a učení. Zajišťují stabilizaci těla před provedením volního pohybu (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, pp. 239–240). Při anticipaci pohybu zvyšuje posturální funkce úroveň své činnosti, protože začíná nastavovat excitabilitu jednotlivých sektorů soustavy na vyšší úroveň, aby mohlo dojít k přípravě výchozí polohy (tzn. ke změně indiferentní postury na orientovanou – postoj), která se již začíná řídit zamýšleným směrem pohybu (Véle, 1995, s. 72). Anticipační (proaktivní) posturální schopnosti se s věkem zhoršují. Mnoho starších dospělých má problém anticipační vyrovnávací mechanismy provádět rychle a účinně, zejména bez předchozího nacvičení. Tato neschopnost stabilizovat tělo v součinnosti s prováděním volních pohybů může být u starších lidí hlavním důvodem pádů (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, pp. 239–240).

1.4.5 Sensorický systém

Sensorické vjemy musí být zahrnuty v každém modelu, který se snaží „předpovídat“ pohyb. Sensorický systém má tři hlavní složky: zrakovou, vestibulární a somatosenzorickou. Názory na jejich podíl jsou různé, někteří vyzdvihují význam zraku, jiní vestibulárního systému, neméně zanedbatelný je význam propiocepce (Horak, 2006, p. 109).

Somatosenzorické informace z receptorů ve svalch, šlachách a kloubech poskytují zpětnou vazbu ohledně polohy, pohybu a doteku. Tyto receptory jsou pravděpodobně

nejdůležitějším systémem pro zajištění stability, jelikož propioceptivní prahová hodnota je nižší než vestibulární a zraková. Mezi propioceptory patří svalová vřetenka a Golgiho šlachová tělíska uložená na rozhraní šlacha – sval (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 469). Přehlížena bývá účast exteroceptivní složky – informace z Ruffiniho a Meissnerových tělísek slouží k identifikaci míst s různým zatížením (tedy i polohy COP). Funkcí těchto tělísek je také kontrola tření (Vařeka, 2002, s. 122). Mechanoreceptory jsou uloženy v okolí kloubů a vazů. Mezi kožní a podkožní mechanoreceptory patří Meissnerova tělíska, Paciniho tělíska, Merkelovy disky a Ruffiniho tělíska (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 469). Kromě propioceptivní a exteroceptivní aference je nutné brát v úvahu i aferenci nociceptivní a interoceptivní. Nociceptivní informace signalizuje, že při dané činnosti dochází k určitému přetížení s možností poškození tkáně, nebo že ve vnitřním prostředí jsou takové změny, které zamýšlený výkon nemohou realizovat. Informace z interoceptorů podávají zprávy o stavu a funkci vnitřních orgánů, které mohou mít rovněž vliv na průběh pohybu (Véle, 1995, s. 79).

K udržování rovnováhy je zapotřebí, aby fungovaly alespoň dvě z výše vyjmenovaných složek senzoričského systému (Kalvach et al., 2004, s. 207).

Horak (2006, p. 109), uvádí, že v dobře osvětleném prostředí s pevným povrchem spoléhají zdraví lidé ze 70 % na somatosenzorické vstupy, z 20 % na vestibulární informace a z 10 % na zrakové informace. Pokud je ale povrch nestabilní, zvyšují svou váhu informace z vestibulárního a zrakového aparátu, zatímco se snižuje závislost na somatosenzorickém vstupu. Možnost měnit smyslové informace v závislosti na změně prostředí je důležitá pro udržení posturální stability při přechodu z jednoho prostředí do druhého, například z dobře osvětlené místnosti do tmavé apod. Clark, Lord, Webster (1991, p. 76), ve své studii píše, že periferní somatosenzorické vjemy jsou při udržování stability nejdůležitějším smyslovým systémem a podílejí se na udržení stability z 56 %, vestibulární aparát z 22 % a vizuální aparát z 21 %.

Vestibulární systém je využíván zejména při rotačních pohybech a jiných rychlých změnách polohy hlavy. Zrak a sluch mají zásadní význam při celkové orientaci v prostoru a při anticipaci změn působení zevních sil a při pohybu (Vařeka, 2002, s. 122), zrak navíc pomáhá kontrolovat polohu a postavení hlavy (Nigg, Nurse, 2001, p. 726). Vestibulární smyslové podněty detekují odchylky orientace hlavy od vertikály země (gravitační síly), zrakové senzory detekují orientaci hlavy vzhledem k tomu, co vidí, a propioceptory zaznamenávají orientaci nohou vzhledem k povrchu. Tyto jednotlivé chybné signály jsou sečteny a je generována vhodná náprava (Peterka, 2002, p. 1097).

Somatosenzorický systém zahrnuje svalovou propiocepci, kloubní a kožní aferenci. Poškození somatosenzorického či vestibulárního aparátu nevede ke zpožděné či neorganizované posturální odpovědi, mění pouze typ posturální reakce. Alterace somatosenzorického aparátu vede při posturální korekci ke zvýšenému využití kyčelní strategie, zatímco následkem narušení vestibulárního systému je posturální odpověď fyziologická při použití kotníkové strategie, ale nedostatečná při strategii kyčelní (Horak, Nashner, Diener, 1990, p. 167).

Informace z periferie jsou zpracovávány CNS, ale je málo známo, jakým způsobem se to děje. Jednou z možností je, že jsou smyslové vjemy spojovány lineárně. To znamená, že každý ze systémů rozpozná tzv. chybu (odchylku orientace těla od určité výchozí polohy). Tyto jednotlivé chybné signály jsou sečteny a následně je generována vhodná náprava (Peterka, 2002, p. 1097).

1.4.5.1 Uzrávání somatosenzorického aparátu

Schopnost senzorického systému rozlišovat určitou nerovnováhu je závislá na stupni vývoje. Kojenci a malé děti (od čtyř měsíců do dvou let) jsou závislí především na zrakovém systému, který při udržování rovnováhy převažuje. Mezi třetím a šestým rokem života již začínají využívat somatosenzorické informace a mezi sedmi a desíti lety jsou schopné vhodně využívat vestibulární aparát a řešit somatosenzorické konflikty (jedná se o nerovnocenné informace přicházející ze somatosenzorického a vizuálního aparátu). Děti v tomto věku již mají také plně vyvinutý a vyzrálý chůzový vzor (Lowes, Richardson, Westcott, 1997, p. 631). V posturálně náročných situacích děti mladší šesti let mechanicky blokují šíji a trup, čímž dochází ke snížení efektivity zraku a vestibulárního aparátu a většímu spoléhání se na propiocepci. Jejich centrální nervový systém (dále CNS) je totiž nevyzrálý a omezením množství segmentů dochází k redukci senzorických informací za cenu lepší kontroly hybného systému. K větší změně v udržování posturální stability dochází mezi šestým a osmým rokem života a toto období je možné označit za zlomový bod. Příčinou je především: a) změna antropometrických parametrů, b) dozrávání integrace senzorických vstupů – zejména zrakových informací s ostatními systémy a v neposlední řadě dozrávání mozečkových funkcí (Vařeka, 2002, ss. 126–7). Vývojové změny v posturální kontrole, které směřují ke vzorům podobným dospělým, se u dětí objevují kolem desátého roku věku (Peterka, Black, 1990, p. 74).

1.4.6 Neuromuskulární synergie

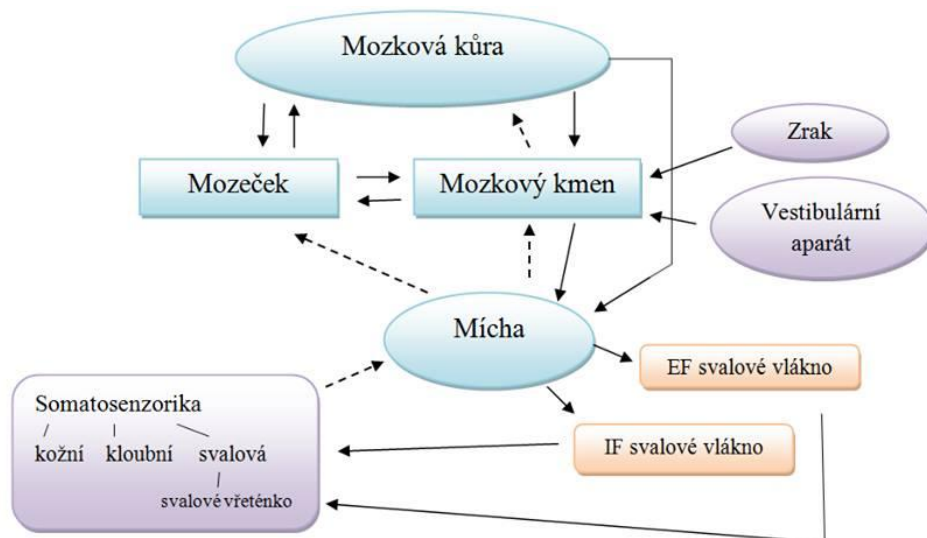
Lidský CNS reguluje posturální stabilitu jako komplex, informace získává z mnoha segmentů těla a z velké škály senzorů. Každý z těchto senzorů poskytuje lokalizované a nedostatečné informace týkající se pohybu jednoho nebo více segmentů těla. Tato data jsou pak pomocí aferentních vláken dopravena do CNS, kdy každé vlákno poskytne pouze část z celkové smyslové informace. Nervový systém nepřetržitě generuje motorické příkazy pro vyrovnání nestability těla (Kuo, 2005, p. 235).

K neurálním složkám posturální kontroly patří: a) motorické procesy, které zajišťují činnost svalů celého těla a organizují je do svalových synergií, b) smyslové a percepční procesy, které zajišťují správnou integraci vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému, c) vyšší procesy, nezbytné pro zajištění anticipačních a adaptačních aspektů posturální kontroly. Svalová synergie je definovaná jako funkční spojení určitých svalových skupin, které pracují synchronně jako jeden celek, což zjednodušuje kontrolní nároky na CNS (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, pp. 165, 172). Svalové souhry mohou být použity nervovým systémem jako „stavební bloky“ pro konstruování výstupních motorických vzorů během lokomočních a posturálních úkonů (Ting, Torres-Oviedo, 2007, p. 2144).

1.5 Senzomotorický systém

Senzomotorický systém (viz Obr. 3, s. 18) zahrnuje všechny aferentní, eferentní a centrální integrační a zpracovávací procesy. Aferentní dráhy zprostředkovávají vstup do tří stupňů motorické kontroly (mícha, mozkový kmen, mozková kůra) a do přidružených oblastí, jako je mozeček (Lephart, Riemann, 2002, p. 72). Na úrovni míchy dochází k reflexnímu zpracování informací, v subkortikálních a kortikálních oblastech dochází ke generování jemnějších a přesnějších volních pohybů (Harrison, Shaffer, 2007, p. 194).

Aktivace motoneuronů může nastat v přímé reakci na periferní senzorní vstup (reflexně) nebo sestupnými motorickými příkazy – z nichž obojí může být modulováno či regulováno přidruženými (asociačními) oblastmi. Eferentní dráhy ze všech úrovní motorické kontroly končí na alfa či gama motoneuronech v předních rozích míšních. Kontrakce extrafuzálních a intrafuzálních svalových vláken způsobí nové stimuly, které jsou předány periferním mechanoreceptorům (Lephart, Riemann, 2002, p. 72).



Obr. 3 Senzomotorický systém (upraveno dle Riemann, Lephart, 2002, p. 72)

1.6 Základní pojmy (COM, COG, COP)

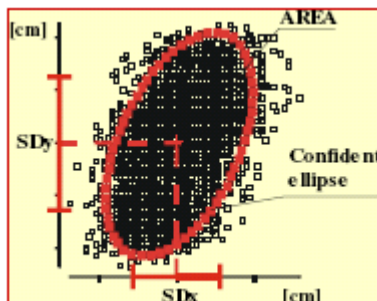
COM (centre of mass) – těžiště těla, působiště tíhové síly, která působí na hmotné těleso, jde o hypotetický bod, do kterého je uložena hmotnost celého těla. Dá se stanovit pomocí různých metod (experimentálních, grafických nebo matematických a jde o vážený průměr COM jednotlivých segmentů těla). Z kineziologického hlediska lze o společném těžišti mluvit pouze při zaujetí postury (Vařeka, 2002, s. 117).

COG (centre of gravity) – jedná se o svislý průmět COM do roviny opěrné baze. Ve statické poloze se COG vždy nachází v opěrné bazi (Vařeka, 2002, s. 117).

COP (centre of pressure) – působiště reakční síly podložky (Vařeka, 2002, s. 117). Vážený průměr všech tlaků, které působí na opěrnou plochu. Pokud jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou, leží COP v prostoru mezi nimi (Winter, 1995, p. 194).

Byl prokázán těsný vztah mezi parametry amplitudy a frekvence COP a COG. V případě dokonale tuhého tělesa se COP a COG shodují, toto ale neplatí pro lidský organismus, který je tvořený řadou segmentů. Poloha COP je ovlivněna polohou těžiště a také např. zvýšenou aktivitou svalů bérce. Zvýšená aktivita plantárních flexorů posouvá COP dopředu, zvýšená aktivita svalů provádějících supinaci posouvá COP laterálně (Vařeka, 2002, s. 118). Měření COP při bipedálním stoji je běžně používaným indikátorem rovnováhy, posturální kontroly a balanční výkonnosti (Doyle et al., 2007, p. 166; Fejer, Ruhe, Walker, 2010, p. 436).

Konfidenční elipsa (viz Obr. 4), je plocha, která zahrnuje největší soustředění změn polohy COP při měření. V praxi se nejčastěji používá plocha 90 % nebo 95 % z celkové plochy všech COP (Kolář et al., 2009, s. 199).



Obr. 4 Konfidenční elipsa zobrazující 95% poloh COP v průběhu měření (Janura, neuvedeno)

1.7 Pohybové strategie

V roce 1985 Nashner a McCollum přišli s hypotézou, že existují dvě pohybové strategie (kotníková a kyčelní), které mohou být využity buď samostatně, nebo mohou být kombinovány nervovým systémem tak, aby docházelo k adaptabilní kontrole horizontální polohy COM v sagitální rovině (Runge et al., 1999, p. 161). V podstatě existují dvě pohybové strategie (viz Obr. 5, s. 21), při kterých zůstávají dolní končetiny na podložce a nedochází ke změně opěrné baze, zatímco u třetí (krokové) strategie se opěrná baze mění (Horak, 2006, p. 119). Pro výběr jedné nebo druhé strategie jsou důležité senzorní informace, opěrná plocha, výkonnost muskuloskeletálního systému, počet stupňů volnosti a také určitá omezení úkolem či požadavkem (Amiridis, Arabatzi, Hatzitaki, 2003, p. 137). Volba jedné nebo druhé strategie závisí také na předchozích zkušenostech, zvyklostech, očekávání, obavách či strachu (Ting, Torres-Oviedo, 2007, p. 2144). Při klidném stoji s nohama u sebe dominuje především kotníková strategie ve směru předozadním a kyčelní strategie ve směru laterolaterálním. Laterolaterální (stranová) stabilita je mnohem lepší než stabilita anteroposteriorní (předozadní). Příčinou je anatomicky daná volnost pohybu dolních končetin a trupu, která je podstatně více omezená do stran než předozadním směrem. Malá stabilita ve směru předozadním je zapříčiněna tím, že v této rovině probíhá přirozená lokomoce (Vařeka, 2002, s. 124). Při stoji o úzké bazi se v sagitální rovině snižuje účelnost kotníkové strategie a více je využívána pohybová strategie kyčelní, zatímco ve frontální rovině se hlavní úloha obou pohybových strategií zvyšuje (Gatev et al., 1999, p. 915).

Kotníková strategie je využívána při klidném stoji nebo při mírných výchylkách na pevném povrchu (Horak, 2006, p. 119). Vyznačuje se kratším nástupem latence (Ting, Torres-Oviedo, 2007, p. 2144). Tato strategie je první, která je při vertikálních výchylkách použita. Kotníková strategie zajišťuje obnovení stability využitím zapojení svalů kolem kotníku. Je přítomna, když je frekvence výchylek těla menší než 1 Hz (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, pp. 170–172). Předpokládá schopnost plantární a dorsální flexe v hleznu (neporušený rozsah pohybu v kotníku a dostatečnou svalovou sílu). Při vychýlení těla dopředu (např. podtrh plošiny dozadu) se nejprve objevuje aktivita mm. gastrocnemií, o dalších 20–30 ms později nastupuje aktivita ischiokrurálních svalů a nakonec svalů paraspinálních. Aktivita m. gastrocnemius vyvolá plantární flexi a ischiokrurální svaly spolu s paraspinálními svaly zajistí extenzi v kolenních a kyčelních kloubech. Bez této synergistické aktivity ischiokrurálních a paraspinálních svalů by došlo k pádu trupu dopředu (vzhledem k dolním končetinám). Při vychýlení těla dozadu (podtrh plošiny vpřed) začíná svalová aktivita distálními svaly, následně se aktivuje m. quadriceps femoris a břišní svaly (Winter, 1995, p. 198).

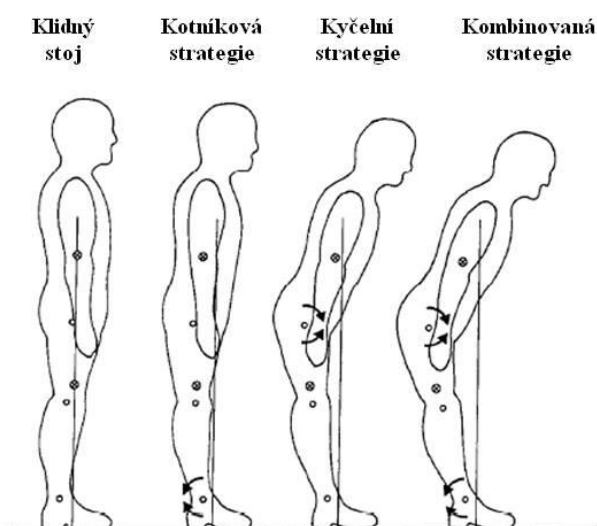
Kyčelní strategie je využívána při větších a rychlejších výchylkách těla nebo při zmenšení opěrné baze (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 173). Tuto strategii více využívají starší lidé a to především za podmínek, kdy se nějakým způsobem pohybuje povrch či je omezený vizuální vstup nebo dochází ke konfliktní vizuální situaci s okolním prostředím (Liaw et al., 2009, p. 297; Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 231). Jednou z příčin, proč starší jedinci využívají kyčelní strategii, může být degenerace svalového, kosterního či nervového aparátu (Amiridis, Arabatzi, Hatzitaki, 2003, p. 137). Kotníkové svaly zde nemohou plnit svou funkci a dochází k pohybu v kyčlích. Při flexi v kyčli se těžiště těla posouvá dozadu a při extenzi dopředu (Winter, 1995, p. 198). Svalová aktivita při vychýlení těla dopředu se objevuje přibližně po 90–100 ms, kdy se jako první v pořadí aktivují břišní svaly, následované aktivitou m. quadriceps femoris (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 173).

Kroková strategie je využita, pokud již balanci nelze zajistit předchozími dvěma strategiemi. Díky této strategii dojde ke zvětšení opěrné plochy pod těžištěm, a tím k obnově rovnováhy. Může být použita i tehdy, je-li těžiště těla nad opěrnou bází (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, pp. 173–4). Starší dospělí mají zvýšenou tendenci používat kompenzační krokovou strategii při určitém vychýlení či narušení stability (např. naklápění platformy). Předpokládá se, že tyto malé a rychlé kroky na počátku vychýlení mohou představovat konzervativní strategii, která umožňuje lepší obnovu balance. Kroky směřovaly k obnově

laterální stability, i když vychýlení bylo v anterioposteriorním směru. Toto zjištění může naznačovat zhoršenou schopnost ovládat boční posunutí těžiště těla při krokové strategii. Zhoršená schopnost řídit boční stabilitu se více vyskytuje u osob s opakovanými pády v anamnéze a může být jednou z příčin zlomenin kyčle. Ke zhoršené laterální stabilitě u starších osob může přispívat svalová slabost. Vyrovnávací krokové či úchopové reakce jsou provedeny mnohem rychleji, než kdybychom se je snažili provést volným úsilím. Tyto reakce tzv. „měnící se opory“ jsou jedinou obranou proti velkému narušení rovnováhy a jsou častou odpovědí na malé vychylky (Maki, McIlroy, 1997, pp. 503–4; Maki, McIlroy, 2006, p. 207).

U starších lidí se také častěji objevují stabilizační reakce horními končetinami a tito jedinci jsou při provádění dosahových či úchopových reakcí pomalejší než mladší osoby (Mansfield et al., 2010, p. 477). Při obnovování rovnováhy více využívají starší osoby náhradní strategie (například pokrčování kolen, využívání paží nebo krokovou strategii), na rozdíl od mladých jedinců, kteří jsou schopni udržet stejnou opěrnou plochu využitím kotníkové či kyčelní strategie (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 232).

Pacienti s poruchami rovnováhy často přijímají strategii o široké základně, zcela přirozeně i v situacích, které jsou zdánlivě nenáročné. Jednou zřejmou výhodou této strategie je, že se zvětšuje opěrná plocha, jelikož dolní končetiny jsou umístěny dále od sebe a jakákoli porucha polohy těžiště těla by představovala menší hrozbu pro poruchu boční stability (Day et al., 1993, p. 481).



Obr. 5 Pohybové strategie (upraveno dle Winter, 1995, p. 195)

1.8 Vliv věku (stárnutí) na jednotlivé systémy posturální kontroly

Vlivem stárnutí dochází k nejrůznějším změnám na jednotlivých komponentách, které se na vyhodnocování pohybu podílejí (Abrahamová, Hlavačka, 2008, s. 957).

1.8.1 Muskuloskeletální systém

1.8.1.1 Svalová síla

Stárnutí svalu, posuzované klinickým a funkčním porovnáním seniorů s mladými dospělými, je charakterizované úbytkem svalové hmoty, poklesem síly, výdrže, poddajnosti a rychlosti kontrakce (Kalvach et al., 2004, s. 622).

Termín sarkopenie znamená ztrátu svalové hmoty a projevuje se zejména snížením svalové síly a výkonnosti. Pokles je patrnější na dolních končetinách. Sarkopenie je spojená se ztrátou motorických jednotek (dále MJ) a existují důkazy, že ztráta MJ je větší na distálních svalech. Díky snížení počtu jednotek dochází ke snížení průřezové plochy svalu a kontraktilní tkáně, která je doprovázena infiltrací tuku a pojivové tkáně (Gandevia, Proske, 2012, p. 1682). Svalová hmota ubývá od dvacátého roku přibližně do osmdesáti let (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 471). V období mezi třiceti a osmdesáti lety se svalová síla sníží až o 40 %. Preferenčně atrofují rychlá svalová vlákna typu II, která jsou využívána například při sprintu, ale snižuje se i počet vláken typu I. S věkem klesá schopnost svalu se kontinuálně kontrahovat na submaximální úrovni (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 228). Svalová síla může být udržována na špičkových úrovních až do padesátého či šedesátého decenia, následně dochází k rychlému úbytku, ve věku 80 let až o 50 % (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 471). Důvodem, proč maximální svalová síla klesá jen mírně, je fakt, že kontraktilní schopnosti svalu jsou zachovány do vysokého věku prakticky beze změny (Kalvach et al., 2004, s. 622).

Neaktivní životní styl může vést k změnám na neuromuskulárním aparátu, včetně svalové slabosti či snížení doby svalové odezvy na určitý podnět. Ochablé svaly během svalové aktivity vyvíjí větší poptávku, což vede k jejich časné únavě a posturální nerovnováze (Borah et al., 2007, p. 396). Je pravděpodobné, že aerobní cvičení stimuluje syntézu mnoha svalových proteinů zapojených do metabolických procesů, a proto fyzicky aktivní starší lidé mají více svalové hmoty a svaly plní lépe svoji funkci. Právě fyzicky aktivní životní styl může být jedním ze zmírňujících faktorů balančních obtíží (Nair, 2005, p. 961). Jak uvádí Bulbulian a Hargan (2000, p. 324), fyzicky aktivní skupina osob oproti neaktivní skupině má výrazně

lepší statickou i dynamickou stabilitu, a předpokládá se, že tělesná aktivita má ochranný vliv na bilanci a stabilitu u starších jedinců.

Starší dospělí vykazují výrazně vyšší hladiny svalové koaktivace v závislosti na posturálních narušeních, a proto je pravděpodobné, že mají během nerušeného stoje vyšší svalovou aktivitu, což může ohrožovat jejich stabilitu. Další příčinou zvýšené svalové aktivity může být také zhoršení smyslových a neuromuskulární kontrolních mechanismů a změny ve svalových inhibičních mechanismech (Laughton, 2003, pp. 105–6).

1.8.1.2 Rozsah pohybů

Jedním z charakteristických projevů stárnutí je změna držení těla spojená s funkčně decentrovaným postavením v kloubech a s charakteristickým omezením kloubní mobility. Omezení pohyblivosti v kloubech vzniká v důsledku retrakce a přestavby měkkých tkání a především kloubního pouzdra (Kalvach et al., 2004, s. 619). Dalšími faktory, které omezují rozsah pohybu v kloubech, mohou být zánětlivé kloubní změny (artritida) či bolest (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 229).

S věkem nejvíce klesá pružnost páteře. Při srovnání dvou skupin ve věku 20–29 let a 70–84 let se flexibilita páteře u starší skupiny snížila až o 50 % do extenze. Příčinou může být mnoho aktivit běžného denního života, které jsou prováděny ve flekčním postavení. Za zmínku stojí uvést snižování rozsahu pohybu v hlezenním kloubu, jehož funkce je klíčová zejména při využívání kotníkové strategie. U žen mezi 55–85 lety došlo ke snížení rozsahu pohybu o 50 %, u mužů ve stejné věkové kategorii o 35 % (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 229).

Nováková (1998, s. 35), zkoumala pohyblivost kotníků u seniorů. Vyšlo najevo, že muži měli ve srovnání se ženami výrazně horší plantární flexi. V dorzální flexi a celkovém rozsahu pohybu kotníků, který se pohyboval mezi 43–50,5° nebyly rozdíly statisticky významné.

1.8.2 Neuromuskulární systém

1.8.2.1 Reakční čas

Reakční čas závisí především na nervovém systému, nejkratší je u obou pohlaví kolem 22. roku s poměrně prudkým zhoršením kolem 55. roku. Muži mají po celou dobu ontogeneze kratší reakční čas než ženy, více se rozdíl zvyrazňuje v dospělosti a stáří (Riegerová et al., 2006, s. 109). Fyziologický reakční čas je důležitý při udržení rovnováhy, když je tělo

vystavené nečekané situaci. Ve věku mezi dvaceti a šedesáti lety se jeho hodnota zvyšuje o 25 %, a další významné zpomalení je patrné u osob nad šedesát let. Je to způsobeno změnami v centrálním a periferním nervovém systému. Snižuje se počet neuronů (mozek je u lidí nad devadesát let o 10 % lehčí), dochází ke ztrátě myelinu a klesá frekvence signálů z a do efektorových orgánů (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 471).

1.8.2.2 Změny posturální stability během klidného stoje

Optimální kontrola posturálních výchylek je dosažena během konce adolescence a je udržována přibližně do šedesáti let věku (Liaw et al., 2009, p. 298). Posturální výchylky jsou neustálé drobné výchylky těla kolem COM, které jsou využívány pro hodnocení stability stoje. U zdravých mladých jedinců jsou výchylky velmi malé, zatímco u starších jedinců se sensorickými deficity jsou větší, což znamená menší míru redundance v jejich kontrolním balančním systému. Množství posturální výchylek se zvyšuje kolem třicátého roku věku a narůstá s každou další dekádou života (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 471). Zvýšené posturální výchylky jsou dobře zdokumentované u starších osob a souvisí s vyšším rizikem pádu, což může být v tomto věku velkým problémem. V mediolaterálním směru jsou rozdíly výchylek s narůstajícím věkem výraznější a udržení rovnováhy v této rovině je pro starší osoby problematičtější, zatímco v anterioposteriorním směru jsou pouze malé signifikantní změny mezi mladými a staršími jedinci (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 230). Tyto osoby jsou při stoji o úzké bazi v mediolaterálním směru třikrát náchylnější k pádu, než ty, které mají posturální výchylky v mediolaterálním směru nižší. Testováním balance ve stoji o úzké bazi je možné rozlišit osoby s vyšším výskytem pádů od osob, které v anamnéze pády neudávají (Benjuya, Kaplanski, Melzer, 2004, p. 606). Muži vykazují větší posturální výchylky než ženy, což se při měření na silové plošině projeví větší amplitudou a rychlostí pohybu COP (Era et al., 2006, p. 204). Ke zvýšení posturálních výchylek dochází při alteraci vizuální funkce či periferního cití, ještě viditelněji se toto projeví, pokud jsou poškozeny oba tyto systémy (Borah et al., 2007, p. 8).

1.8.3 Sensorické systémy

1.8.3.1 Změny v somatosenzorickém systému

Někteří vědci se domnívají, že stárnutím dochází k morfologickým změnám vnitřní struktury svalových vřetének (zvyšuje se kapsulární tloušťka a snižuje se počet intrafusálních vláken), což má za následek zhoršenou statickou i dynamickou citlivost svalových vřetének.

S přibývajícím věkem dochází ke změnám v distálních sensorických axonech – byly pozorovány kulovité axonální otoky a rozšíření na koncích motorických nervů, což by mohlo být následkem denervace. Dále dochází ke změnám v myosinových hlavách těžkých řetězců (Harrison, Shaffer, 2007, pp. 197–8).

Progresivní degenerace smyslových vstupů z dolních končetin je často prvním a nejčastějším projevem stárnutí (Bulbulian, Hargan, 2000, p. 324).

Stárnutí ovlivňuje kvalitu a kvantitu Meissnerových a Paciniho tělísek, snižuje se počet receptorů, což má za následek snížené vnímání vibrací a snížení dotykového prahu, tedy taktilní citlivosti, která se snižuje zejména na plantě dolních končetin (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 235; Harrison, Shaffer, 2007, p. 201).

Mladí lidé ve srovnání se starší skupinou jsou schopni lépe detekovat směr pohybů hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu. Při porovnávání schopnosti detekovat pohyby do dorzální nebo plantární flexe u skupiny mladých a starších žen na pohyblivé plošině bylo zjištěno, že práh pro detekci pohybu byl 3–4krát větší u skupiny starších žen (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 470).

Konflikt mezi vizuálními a somatosenzorickými podněty může modulovat automatické posturální odpovědi jak u zdravých mladých i starších jedinců. Stárnutí má vliv na interakci somatosenzorických a vizuálních systémů a na schopnost CNS řešit smyslové konflikty a tím zajišťovat rovnováhu. Je však možné centrální nervový systém „kalibrovat“ a tím ho adaptovat na změny, což má za následek zlepšení balančních schopností starších jedinců (Bugnariu, Fung, 2007, p. 6).

S přibývajícím věkem dochází k dřívějšímu zapojení smyslových vláken na úkor vláken motorických (Harrison, Shaffer, 2007, p. 204).

Je tedy zřejmé, že propioceptivní vstupy jsou důležitým faktorem pro udržení stabilního stoje. Důkazy naznačují, že stárnutí je také provázeno snížením signalizační kapacity ze svalových receptorů (Gandevia, Proske, 2012, p. 1683).

Jeden z názorů je, že propioceptivní vstupy jsou při udržování rovnováhy o něco méně důležité než informace z vestibulárního a vizuálního aparátu. Tento názor byl potvrzen studií, kdy probandi byli testováni při několika podmínkách (stoj s otevřenými očima, se zavřenými očima, stoj na pěnovém povrchu) a z výsledků vyšlo najevo, že udržení stability se zavřenými očima bylo náročnější než stoj na měkké pěně, což se projevilo vyššími amplitudami úhlové rychlosti. Tímto bylo prokázáno, že absence propioceptivní informace z oblasti kotníků měla menší vliv na stabilizační reakce při narušení postury než absence vizuálního či vestibulárního vstupu (Gill et al., 2001, p. 445). Toto tvrzení je negováno

názorem, že somatosenzorický vstup se zdá být u seniorů s pády v anamnéze důležitější než zrak, především v náročnějších podmínkách (stoj o úzké bazi), zatímco délka dráhy COP při stoji se zavázanýma očima (omezení vizuálního vstupu) se ve srovnání s otevřenýma očima zvýšila o 35,5 % ve skupině osob bez pádů a o 38,9 % u osob s pády v anamnéze. Stoj o úzké bazi na měkké pění (omezení somatosenzorického vstupu), ukázal 33,2% nárůst v délce dráhy COP ve srovnání se stojem o úzké bazi ve skupině nepadajících seniorů, ale pouze o 24,5 % u seniorů s pády v anamnéze. Zjištění naznačují, že senioři, kteří častěji padají, jsou méně ovlivněni snížením somatosenzorického vstupu z dolních končetin. Proprioceptivní a kožní vstupy jsou u starších padajících jedinců narušené a je méně pravděpodobné, že využijí právě tyto vstupy (Benjuya, Kaplanski, Melzer, 2004, p. 606).

1.8.3.2 Změny ve vizuálním systému

Obecně se zrakové schopnosti zhoršují po padesátém roce života následkem fyziologických změn spojených s poklesem vizuálních procesů, jako jsou zraková ostrost, adaptace na tmou, akomodace, vnímání hloubky, citlivost na oslnění nebo kontrast. Kromě běžných změn souvisejících se stárnutím organismu jsou starší lidé náchylnější na běžné oční patologie včetně šedého zákalu (16 % osob ve věku nad 65 let), makulární degenerace (9 % osob starších 65 let) a zeleného zákalu (3 % osob nad 65 let). Zhoršené vizuální vjemy mají za následek nesprávný odhad vzdálenosti či porušené vnímání hloubky. Schopnost přesně odhadnout vzdálenost a vnímat prostorové vztahy je důležitá pro bezpečný pohyb v prostředí (George, Lord, Sturmeier, 2008, p. 468). Tyto změny související se stářím vedou k narušení funkčních dovedností, včetně posturální kontroly a při alteraci vizuálních vjemů dochází ke zvýšení posturální instability (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 236). Jelikož je snížena dostupnost vizuální informace, organismus se musí více spoléhat na vestibulární a proprioceptivní kontrolu, což může mít u starších jedinců nepříznivý vliv na posturální kontrolu (Kozakai et al., 2006, p. 230).

Rozmazané vidění mění vizuální informaci vedoucí do mozku, a ta má za následek zhoršení posturální stability. Efekt je podobný, jako když pacientovi odebereme brýle, které běžně nosí. Chronické změny zraku spojené se stárnutím (makulární degenerace či šedý zákal), mají na posturální stabilitu menší vliv, jelikož vznikají postupně, a tím je tělo schopné si lépe vytvořit určité kompenzační mechanismy, než když je porucha zraku akutní. Vysoká prevalence poškození zraku (konkrétně 76 %) byla zjištěna u pacientů přijatých na geriatrické

klinice z důvodu pádu a bylo zdůrazněno, že 79 % zrakových postižení by bylo reverzibilních, pokud by došlo k vhodné nápravě refrakčních vad (Anand et al., 2003, pp. 2885, 2889).

Při vyloučení zraku a povrchového čítí dochází k narušení posturální stability a vyšetřování se musí spoléhat více na vestibulární aparát. Se zvyšujícím se věkem dochází k menší závislosti na vestibulárním aparátu. Spekuluje se, že pokles posturální kontroly nevzniká z důvodu větší či menší závislosti na vizuální informaci, ale jde spíše o neschopnost posturálně řídicího aparátu se reorganizovat při narušení dvou smyslů (Bulbulian, Hargan, 2000, p. 324).

Jedinci s dobrou funkcí obou očí mají nižší frekvenci pádů, na rozdíl od osob s poruchou na jednom či obou očích. Taktéž osoby, které v průběhu posledního roku hlásily v anamnéze pád, měly horší posturální stabilitu než osoby bez pádů v anamnéze (Benjuya, Kaplanski, Melzer, 2004, p. 606).

1.8.3.3 Změny ve vestibulárním aparátu

Vestibulární systém detekuje polohu a pohyby hlavy a tato informace přispívá k rovnováze prostřednictvím vestibulookulárních a vestibulospinálních drah (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 468). Na rozdíl od jiných smyslů se informace z vestibulárního aparátu v CNS okamžitě stává multimodální a multisenzorickou (Angelaki, Cullen, 2008, p. 125). Funkce vestibulárního aparátu může být narušena z mnoha příčin (trauma, ukládání uhličitanu vápenatého v polokruhovitých kanálcích, infekce, autoimunitní onemocnění, drogová intoxikace, migréna) a tyto příčiny jsou častější než vlastní vlivy stárnutí. Symptomy závisí na tíži poškození, a zda je poškozený jeden nebo oba labyrinty (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 468). Vestibulární systém je důležitý zejména při balančních situacích, ve kterých dochází ke konfliktu mezi vizuálním a somatosenzorickým aparátem. Pokud je vestibulární aparát starších jedinců hypofunkční, může docházet k menší spolehlivosti referenčního systému a nervový systém může mít potíže s vyhodnocením konfliktních informací přicházejících z vizuálního a somatosenzorického aparátu (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 236). Lidé s vestibulárními poruchami zažívají řadu symptomů, jako jsou závratě, nystagmus, problémy s orientací, posturální nerovnováha, z čehož vyplývá výrazné narušení kontroly rovnováhy (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 469). Osoby nad 70 let mají až o 40 % snížený počet smyslových buněk vestibulárního systému a ve věku mezi 40 a 90 lety každých deset let klesá počet buněk o 3 % (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 236). Stárnutím se fyziologicky snižuje funkce vestibulárního aparátu. U více než třetiny lidí nad 70

let došlo k určitému poškození vestibulárního aparátu. Anatomické studie poukazují na přirozený úbytek nervových a smyslových buněk. Tento úbytek je symetrický, oboustranný. Starší lidé s vestibulární hypofunkcí mají poruchy držení těla, chůze a dochází k posturální nestabilitě (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 469). I přes tyto vestibulární deficity může být posturální kontrola udržována pomocí jiných aferentních vstupů (Morningstar, 2005, p. 5). Pokud je ztráta funkce vestibulárního aparátu pozvolná, je možná kompenzace pomocí vizuálních a somatosenzorických vstupů, které mohou absenci vestibulárního vstupu kompenzovat. I přes tyto důkazy nebyla zjištěna u starších lidí příčinná souvislost mezi hypofunkcí vestibulárního aparátu a pády (George, Lord, Sturnieks, 2008, p. 469).

1.8.3.4 Multisenzorický deficit

Multisenzorický deficit znamená ztrátu více než jednoho smyslu podílejícího se na rovnováze a mobilitě. U mnoha jedinců staršího věku je schopnost kompenzovat ztrátu jednoho smyslu jiným téměř nemožná kvůli velkému počtu poškození ve všech senzorních systémech zajišťujících posturální kontrolu (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, p. 236).

1.9 Kognitivní schopnosti a posturální kontrola

Kognitivní prostředky jsou k udržení rovnováhy důležité. I klidný stoj vyžaduje určité kognitivní zpracování, což je patrné ze zvýšení reakčního času při sekundárním úkolu u lidí stojících, oproti lidem sedícím. Obtížnější posturální úkol je spojen s větším kognitivním zpracováním. Čím je posturální úkol těžší, tím je nižší výkonnost a zvyšuje se reakční čas (Horak, 2006, p. 120).

Kognitivní poruchy jsou spojené s rizikem pádu a jemné změny v kognici mohou přispívat k posturální nestabilitě (Gopaul, Muir, Odasso, 2012, pp. 299–300).

S věkem klesá pozornostní kapacita, která zahrnuje informačně – zpracovací kapacitu a zpracovací odolnost (Shumway-Cook et al., 1997, p. 240).

Udržení rovnováhy vzpřímeného stoje je pro zdravého jedince ve většině případů prováděno bez výraznější potřeby pozornosti. Posturální kontrola s dalšími souběžnými úkoly je součástí každodenního života, například když ve stoji o něčem přemýšlíme nebo při chůzi mluvíme s jinou osobou. Empirické důkazy ukazují, že pozornost v posturální kontrole je potřeba k určitému stupni senzorní integrace a selekce mezi konfliktní senzorní informací a kompenzací posturálního narušení. Udržení vzpřímeného stoje může klást velké

požadavky na kognitivní prvky (pozornost), pokud se mění podmínky potřebné pro udržení stoje, nebo když je vysoká interference mezi posturální kontrolou a kognitivními procesy (Huxhold et al., 2006, p. 294).

Jednou z forem vyšetřování role kognitivních požadavků v posturální kontrole je dual task paradigma (paradigma dvou úkolů, dvojí úkol), během stoje či jiných motorických úkolech. Tento způsob vyšetřování je obzvláště relevantní, protože se často stává, že během stoje děláme i jiné věci. Dá se říct, že kontrola postoje soutěží s jinými zadanými aktivitami (čtení, počítání). Očekává se, že při dual task úkolu dojde ke zvýšení posturálních výchylek, zejména u starších jedinců s posturálním deficitem (Duarte, Prado, Stoffregen, 2007, p. 275).

Na silové plošině byly měřeny posturální výchylky u skupiny mladých (22–39 let) a starších jedinců (65–75 let), kteří měli zadaný kognitivní úkol. Obě skupiny vykázaly větší posturální výchylky v mediolaterálním směru, zatímco v anterioposteriorním směru pouze skupina starších jedinců. Obě skupiny měly stejné procento úspěšnosti při sčítání čísel, ale skupina starších byla při sčítání výrazně pomalejší. Amplituda posturálních výchylek byla vyšší u starší skupiny v průběhu všech podmínek. Výsledky ukázaly, že navzdory celkovému nárůstu posturálních výchylek u starších jedinců, není jemná integrace vizuálních informací posturálně řídicího systému ovlivněna věkem (Duarte, Prado, Stoffregen, 2007, p. 275).

Jeden z názorů je, že duální úkol sice ovlivňuje bilanci, ale nezávisle na věku vyšetřovaných. Vliv kognitivního úkolu vyvolal zvýšení rychlosti COP a zvětšení konfidenční elipsy při hlasitém počítání pozpátku, naopak snížení rychlosti COP a konfidenční elipsy při vizuálně-prostorových a aritmetických úkolech (Bergamin et al., 2014, p. 6).

Bylo zkoumáno, jak skupina mladých a starších dospělých zvládá dvojí úkol v průběhu Sensory Organization Testu. Kognitivním úkolem bylo pojmenovávání číslic, které nepřetržitě běžely na obrazovce. Zjistilo se, že u starších dospělých se během tohoto úkolu (na stabilní podložce) zvýšily posturální výchylky o 40 %, zatímco u mladých toto prokázáno nebylo (Doumas, Krampe, Smolders, 2008, p. 279).

Bdělost, prekurzor pozornosti, je u starších lidí významným ukazatelem posturální kontroly za podmínek neporušeného zraku. Schopnost udržet rovnováhu klesá, pokud jsou zadané další kognitivní požadavky, což se projevuje zvýšením posturálních výchylek i během klidného stoje. Pokud se snižuje senzorická informace, posturální úkol se stává obtížnější a vyžaduje mnohem větší pozornostní schopnosti. Schopnost udržet stabilní pozici v návaznosti na vnější narušení (kognitivní úkol) je proto pro starší osoby mnohem obtížnější než pro mladší jedince. Jednou z možností, jak může být posturální stabilita starších osob

vylepšována, jsou intervence vedoucí ke zvyšování bdělosti a pozornosti (Borah et al., 2007, pp. 8–9).

1. 10 Stádia vývoje motoriky a motorických schopností

1.10.1 Posturální ontogeneze

V okamžiku porodu vyvolá kontakt s gravitací v pohybové soustavě proces, který je označován jako posturální ontogeneze (Véle, 1995, s. 73). Jejím hlavním předmětem je vývoj držení a postavení v kloubech. V průběhu vývoje jedince uzrává držení, které je charakteristické pouze pro lidský druh. Jedná se o držení osového orgánu v extenčním napřímení, v rotaci a schopnosti aktivního držení v abdukci a zevní rotaci v rameni. Na vývoj držení je navázaný i morfologický vývoj skeletu (úhly kyčelního kloubu, klenba nožní, zakřivení páteře apod.). Tento proces je vázán na posturální funkci fázických svalů, které jsou z hlediska fylogeneze v této funkci nejmladší (Kalvach et al., 2004, s. 620).

Vývoj základních motorických funkcí probíhá v prenatálním období a během prvního roku života. Pohyby se rozvíjejí kраниokaudálním směrem od tělesné osy k periférii. Motorický vývoj začíná vývojem posturální motoriky, která je spojená s úchopovou funkcí. Posturální reakce jsou motivovány fixací objektů a přechází k vědomému uchopení předmětu (nejprve očima, ústy a později končetinami), s cílem dosáhnout určitého objektu lokomocí. Rozvoj posturálních funkcí páteře probíhá za pomoci končetin (přes opření o končetinu, otáčení, plazení, lezení, vertikalizaci až k samostatné sociální bipedální lokomoci). Samostatná lokomoce je ukončena ve třetím roce života a je spojena s ukončením dozrávání kortikospinálních spojů. Posturální ontogeneze pokračuje rozvojem jemné motoriky a souvisí s uzráváním mozečku, které je ukončeno kolem šestého roku dítěte (Riegerová et al., 2006, ss. 102–3). Podle stupně diferenciaci posturální funkce lze hodnotit posturální ontogenezi a eventuálně vývojovou retardaci a její stupeň (Véle, 1995, s. 73). Charakteristiku jednotlivých období života znázorňuje Tab. 1, s. 31.

Tab. 1 Charakteristika jednotlivých období (upraveno dle Riegerové, 2006, s. 104)

Předškolní věk (od 4 do 6–7 let)	Osamostatňování pohybů končetin a trupu, zdokonalování chůze s nestejnou aktivitou horních končetin. Vyvíjení plynulého běhu, různých forem skoků, jedinec umí hodit předmět s rozběhem, házet na cíl, umí spojit házení a chytání předmětu.	
Mladší školní věk (od 6–7 do 11 let)	Vysoká spontánní pohybová aktivita (přibližně 6 hodin denně – tzv. „pohybový luxus“. Děti v tomto období se ještě nedokáží přizpůsobit společnému rytmu pohybů.	
Starší školní věk (od 11 do 15 let)	Prepubescence	Přetrvává vysoká pohybová aktivita. Jde o vysoce příznivé období pro rozvoj motoriky a motorického učení.
	Puberta	Spontánní pohybová aktivita se snižuje (přibližně 4,5 hod denně). Uplatňuje se zákon nerovnoměrného růstu. Motorika se celkově zhoršuje (zhoršení koordinace, nepřiměřená svalová kontrakce, motorický neklid) – tyto projevy souvisí s velkými změnami v oblasti somatické (disproporcionalita, akcelerace růstu). V motorickém vývoji dochází k výrazné pohlavní diferenciaci.
Dospělost	Juvenis (15 až 18 let) Adultus (18 až 30 let)	Vysoká interindividuální variabilita. Začátek tohoto období je charakterizován vrcholem motorické aktivity. Diferencuje se typicky mužská a ženská motorika.
	Maturus I (30 až 45 let)	Období stabilizace. V tomto období je možné udržovat nebo dokonce zlepšovat úroveň některých pohybových schopností. Klesá úroveň rychlosti, pohyblivosti a obratnosti.
	Maturus II (45 až 60 let)	V tomto středním věku lze ještě udržet úroveň síly a vytrvalosti (např. muži v 60 letech mají ještě 80 % maxima síly).
	Presenilis (do 75 let)	Po 60. roce prudce klesá pohyblivost a zpomaluje se tempo pohybů, po 75. roce se hovoří o stařecké motorice.

1.10.2 Pohybové schopnosti

Jsou samostatné soubory vnitřních předpokladů lidského organismu k pohybové činnosti. Mezi pohybové schopnosti patří schopnosti silové, vytrvalostní, rychlostní, obratnostní a flexibilita (Riegerová et al., 2006, s. 105).

1.10.2.1 Silové schopnosti

K velkému nárůstu dochází v pubertálním období a souvisí s akcelerací rozvoje svalstva. U mužů prudký nárůst pokračuje až do 22. roku (síla stisku) a u zádového svalstva dosahuje vrcholu kolem 35. roku. U žen je v obou případech nejvyšší síla kolem 22. roku.

Po té následuje pomalý pokles a od 45 let pokračuje výraznější úbytek síly (Riegerová et al., 2006, s. 108). Úroveň silových schopností klesá podle toho, jak soustavně se působilo silovými cviky na organismus v průběhu ontogeneze (Čelikovský et al., 1990, s. 94).

1.10.2.2 Vytrvalostní schopnosti

Všeobecná vytrvalost testovaná maximální spotřebou kyslíku se zvyšuje s věkem a nejvyšší je kolem 25. roku věku, pak pomalu klesá. Pokles je tím pomalejší, čím později bylo dosaženo maxima (Riegerová et al., 2006, s. 106).

Někteří fyziologové se domnívají, že výkonnost kardiopulmonálního systému a látkové výměny se může udržet na stejné úrovni i do 50 let věku při dostatečné a systematické zátěžové stimulaci (Čelikovský et al., 1990, s. 122).

1.10.2.3 Rychlostní schopnosti

Vývoj rychlostních schopností závisí především na nervosvalové koordinaci, dále na rozvoji svalstva a pákových poměrech (Riegerová et al., 2006, s. 109). Už v raném věku jsou rychlostní schopnosti na vysokém stupni úrovně, ale zároveň lze pozorovat, že úroveň rychlostních schopností poklesá dříve než ostatní schopnosti (Čelikovský et al., 1990, s. 106). K prudkému snížení rychlosti dochází mezi 50–55 lety a kolem sedmdesátého roku je úroveň rychlostních schopností podobná předpubertálnímu období (Riegerová et al., 2006, s. 109).

1.10.2.4 Obratnostní schopnosti

Tyto schopnosti jsou velmi složité, proto jejich vývoj nelze jednoznačně charakterizovat. Pohybová přesnost závisí na úrovni propriocepce a struktuře kloubů. Nejpresnější je u dětí mezi sedmým a osmým rokem a další zlepšení nastává mezi desátým a třináctým rokem. Pohybová koordinace se rozvíjí v průběhu dospívání a maxima dosahuje u žen v 17. roce a u mužů ve 27. roce, pak se objevuje druhé maximum, u žen kolem 45 let, u mužů v 50. roce. Po druhém maximu dochází k regresi (u mužů je rychlejší než u žen). Stabilita postoje se vyvíjí ve třech stádiích: do 11.–12. roku se zlepšuje, pak nastává období zhoršení (u dívek kolem 13. let, u chlapců přibližně ve dvanácti letech), ve třetím stadiu dochází opět ke zlepšení s vrcholem v 17 letech u žen a ve 22 letech u mužů. Poté nastává prudká regrese, která se zpomaluje po 65. roce. V předškolním věku je lepší stabilita u dívek, v ostatních obdobích je ve prospěch mužů. Dynamická rovnováha se zlepšuje v předškolním věku. S příchodem pubertálního období dochází ke značnému kolísání, které zřejmě souvisí se

změnami proporcionality a akcelerací růstu (tyto změny jsou příčinou rychlých změn polohy těžiště těla a zhoršením statické rovnováhy). Po pubertě nastává zlepšení s vrcholem ve 22. roce u žen a 35. roce u mužů, následující pokles je prudší u mužů (Riegerová et al., 2006, s. 113).

1.10.2.5 Flexibilita

U běžné populace flexibilita stoupá do patnáctého roku. Vývoj je však značně diferencovaný podle typů kloubů. Flexibilita páteře vykazuje v průběhu celého vývoje sestupný trend, který je důsledkem vývoje svalů a ligament, která omezují volný pohyb v kloubních spojeních, a tím je redukován volný pohyb v kloubních spojeních (Riegerová et al., 2006, s. 111).

U seniorů je důležité, aby se mohli samostatně postavit, pohybovat, jít do schodů apod., k čemuž je potřebná síla a schopnost udržovat rovnováhu. Proto je na druhém místě cvičení rovnováhy, pevnosti držení a flexibility (Máček, Radvanský, 2011, s. 148).

1.11 Posturografie

Jedná se o neinvazivní metodu, která poskytuje objektivní podklady a může být využita i reedukačně (Kalvach et al., 2004, s. 208). Posturografické vyšetření je v klinické praxi využíváno především k objektivizaci balančního deficitu u pacientů s poruchami rovnováhy. Neslouží jako diagnostická metoda. Uplatnění má například také při sledování vývoje poruchy rovnováhy nebo při monitorování vlivu léčby na poruchu stabilit (Kolář et al., 2009, s. 199). Přístroj je možné použít i k terapeutickým účelům s využitím biologické zpětné vazby, kdy vyšetřovaný může libovolně měnit stabilitu stoje a pozorovat dráhu průmětu těžiště do opěrné baze. Může tak porovnávat svoje vlastní pocity stability se stavem na obrazovce zejména v místech, kdy se průmět těžiště blíží vyznačené hranici stability (Véle, 1995, s. 83). Posturografie představuje kvantitativní metodu sloužící k objektivnímu hodnocení dílčích aspektů posturální kontroly. Patří mezi kinetické metody hodnotící pohyb z hlediska sil, které jej způsobují. Jedná se o externí síly, které působí na člověka přímým kontaktem s podložkou nebo objektem a interní síly svalů, ligament, kostí a kloubů. Z hlediska externích sil se jako nejčastěji hodnocený parametr používá reakční síla podložky, která je snímána pomocí silových plošin (Kolářová, 2012, ss. 6–7). Reakční síla reaguje na tíhovou sílu pacienta podle zákona akce a reakce. Jednotlivé složky reakční síly jsou anterioposteriorní, mediolaterální a vertikální. Ze snímaných hodnot lze matematickou

úpravou vypočítat COP nebo působiště reakční síly. Plošina registruje polohu COP v čase (Kolář et al., 2009, ss. 198–9).

Baterie testů posturografu je koncipována tak, aby jednotlivé testy oddělily hlavní senzory, pohybové a biomechanické složky podílející se na rovnováze a analyzovaly, jak efektivně je testovaný jedinec schopen jednotlivé komponenty k zachování stability využít (Kolářová, 2012, s. 7).

Je možné využít statické či dynamické posturografické vyšetření. O statické vyšetření jde tehdy, měříme-li stabilitu v klidových podmínkách (tzv. pacient ani tenzometrická plošina se nepohybují). Dynamické vyšetření se jedná, pokud se vyšetřují situace, kdy se pacient pohybuje po plošině, nebo se pohybuje podložka s pacientem (Kolář et al., 2009, s. 199).

Od roku 2001 je posturograf firmy NeuroCom jako první v ČR součástí Kineziologické laboratoře Fakultní nemocnice Olomouc s oběma moduly Smart Equitest System i Balance Master System (Kolářová, 2012, s. 7).

1.11.1 Posturografické modely

1.11.1.1 Modul Smart Equitest System

Tento modul hodnotí efektivitu posturální stabilizace během vzpřímeného bipedálního stoje za předem definovaných podmínek. Hlavními komponentami modulu jsou pohyblivá silová plošina a pohyblivá kabina. Tenzometrická plošina obsahuje celkem 5 silových senzorů, které snímají vertikální složku reakční síly. Referenční bod pro určení změny polohy COP se nachází ve středu plošiny a vzhledem k tomu, že se do tohoto bodu musí hypoteticky během stoje promítat COP, je poloha chodidel na silové plošině pro každé vyšetření přesně definována (Kolářová, 2012, ss. 7–8).

1.11.1.2 Modul Balance Master System

Umožňuje kvantifikovat aspekty posturální kontroly během volných funkčních pohybů, které vyžadují pohyb v prostoru (chůze, tandemová chůze, přechod přes schod, výpad vpřed atd.). Balance Master System nabízí také testování většiny testů jako Smart Equitest System, ovšem s rozdílem, že není možné pacienta jistit v bezpečnostní vestě a není zde možnost pohybu plošiny ani kabiny. Modul se skládá z tenzometrické plošiny umístěné v dřevěném rámu. Ve střední části plošiny jsou vyznačené linie pro umístění chodidel (Kolářová, 2012, s. 12).

Pro diplomovou práci byly použity testy Sensory Organization Test, Motor Control Test, Unilateral Stance, Limits of Stability a Tandem Walk. Popis jednotlivých testů, viz Příloha 1, s. 83, Příloha 2, s. 84, Příloha 3, s. 85, Příloha 4, s. 86, Příloha 5, s. 87.

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zjistit, zda existují rozdíly v posturálních funkcích u probandů různých věkových kategorií, tedy zda má stárnutí vliv na posturální funkce.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vědecká otázka č. 1

Existuje rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v efektivitě stabilizace stoje v závislosti na změně sensorických vjemů v testu Sensory Organization Test (SOT)?

H₀1: Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v testu SOT v parametru Equilibrium Score v podmínce 1–6.

H_A1: Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v testu SOT v parametru Equilibrium Score v podmínce 1–6.

H₀2: Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Strategy Analysis v podmínce 1–6.

H_A2: Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Strategy Analysis v podmínce 1–6.

Vědecká otázka č. 2

Má věk vliv na efektivitu automatických posturálních reakcí na translace plošiny v závislosti na směru a rychlosti translace při testu Motor Control Test (MCT)?

H₀3: Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Latency při zvolené maximální rychlosti podtrhu:

a) dopředu,

b) dozadu.

H_A3: Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Latency při zvolené maximální rychlosti podtrhu:

a) dopředu,

b) dozadu.

Vědecká otázka č. 3

Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v posturální stabilitě během stoje na jedné dolní končetině v rámci testu Unilateral Stance (US)?

H₀4: Není rozdíl v testovaném parametru Sway Velocity při otevřených očích během klidového stoje na:

- a) dominantní končetině,
- b) nedominantní končetině.

H_A4: Je rozdíl v testovaném parametru Sway Velocity při otevřených očích během klidového stoje na:

- a) dominantní končetině,
- b) nedominantní končetině.

H₀5: Není rozdíl v testovaném parametru Sway Velocity při zavřených očích během klidového stoje na:

- a) dominantní končetině,
- b) nedominantní končetině.

H_A5: Je rozdíl v testovaném parametru Sway Velocity při zavřených očích během klidového stoje na:

- a) dominantní končetině,
- b) nedominantní končetině.

Vědecká otázka č. 4

Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi ve schopnosti aktivně měnit polohu COP předem vymezenými směry dopředu, doprava, dozadu a doleva v testu Limits Of Stability (LOS)?

H₀6: Není rozdíl mezi jednotlivými skupinami v parametru Reaction Time (RT) ve směru: a) dopředu, b) doprava, c) dozadu, d) doleva.

H_A6: Je rozdíl mezi jednotlivými skupinami v parametru Reaction Time (RT) ve směru: a) dopředu, b) doprava, c) dozadu, d) doleva.

H₀7: Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Maximal Excursion (MXE) ve směru: a) dopředu, b) doprava, c) dozadu, d) doleva.

H_A7: Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Maximal Excursion (MXE) ve směru: a) dopředu, b) doprava, c) dozadu, d) doleva.

Vědecká otázka č. 5

Má stárnutí vliv na aspekty posturální stabilizace během chůze o zúžené bazi při testu Tandem Walk (TW) při současně zadaném kognitivním úkolu – odečítání čísla 7 od 100?

H₀8: Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Speed.

H_A8: Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Speed.

3 METODIKA VÝZKUMU

3.1 Charakteristika sledované skupiny

V průběhu přibližně 5 měsíců (začátek října – konec února 2014) se zúčastnilo měření 34 probandů. Cílovou skupinu tvořili zdraví lidé rozdělení do tří věkových kategorií, tak, aby mohl být nadále zhodnocen vliv věku na posturální funkce. V mladé věkové kategorii bylo celkem 13 probandů, ve střední kategorii 11 a ve starší kategorii 10 účastníků. Věkové rozmezí probandů se pohybovalo mezi 21 a 84 lety. Mladá věková kategorie se pohybovala mezi 20 a 34 lety, se směrodatnou odchylkou 1,1 roku. Střední věková kategorie byla v rozmezí 35 až 55 let, se směrodatnou odchylkou 5,5 roku. Starší věková kategorie byla určena nad 60 let, se směrodatnou odchylkou 6,2 roku. Účastníci této diplomové práce byli buď studenty oboru Fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci (ve skupině 20–34 let) nebo ochotní jedinci, kteří po oslovení účast v tomto výzkumu přijali (jedná se o věkovou kategorii 35–50 let a o skupinu probandů nad 60 let). Tělesná výška probandů se pohybovala v rozmezí 153 cm až 189 cm a tělesná hmotnost byla v rozmezí mezi 49 kg a 100,5 kg. Somatometrické údaje dokládá Tab. 2.

Tab. 2 Přehled somatometrických údajů (vlastní tvorba)

Věková kategorie	Tělesná hmotnost (kg)	Průměrná tělesná hmotnost (kg)	Tělesná výška (m)	Průměrná tělesná výška (m)	Průměrný věk (let)	Průměrné BMI
20–34 let	50–80	63,6	1,59–1,84	1,7	24,2	22,4
35–55 let	49–86	70,5	1,55–1,75	1,67	44,8	25,7
nad 60 let	55–100,5	72,3	1,53–1,89	1,7	70,1	25,4

Kritéria pro vyloučení účastníků byla následující:

1. Poruchy pohybového aparátu (st. p. ortopedických operacích DKK – TEP, plastiky vazů kolene, operace nožní klenby apod.),
2. neurologické poruchy (poruchy hlubokého čítí – propiocepce, poškození vestibulárního aparátu, poruchy nervů – mono/polyneuropatie apod.),
3. senzorní poruchy (pokud nebyly kompenzované),
4. akutní bolestivé stavy,

5. zhoršená schopnost chápat a reagovat na povely (porušené kognitivní funkce).

U probandů starší věkové kategorie byly tolerovány běžné interní choroby, jako jsou kompenzovaný diabetes mellitus, hypertenze či chronická plicní onemocnění.

3.2 Vstupní vyšetření, postup měření

Při vstupním vyšetření nejprve účastníci podepisovali informovaný souhlas (viz Příloha 6, s. 88), kde byli seznámeni s průběhem měření a s použitím naměřených výsledků pro statistické zpracování. Účastníkům byl vysvětlen význam vyšetření, a pokud bylo třeba, mohli se zeptat na případné dotazy ohledně měření. Byla odebrána validní anamnestická data zaměřená na onemocnění, úrazy, sportovní a pracovní anamnézu. Následně byly použity jednoduché klinické testy pro případné vyloučení nevhodných probandů. Mezi klinické testy byly zařazeny:

Trendelenburgova zkouška

Dává informaci o stabilizaci pánve ve frontální rovině pomocí abduktorů kyčelního kloubu stejné dolní končetiny. Vyšetřovaný stojí na jedné dolní končetině, druhá je pokrčena v kyčli a koleni. Pozitivní je v případě, že pánev poklesne na straně flektované dolní končetiny (Kolář et al., 2009, ss. 47, 161). Tato zkouška u všech vyšetřovaných byla na dominantní i nedominantní končetině negativní.

Rombergova zkouška (stoj I, II, III)

Využívá se pro zhodnocení stability vyšetřované osoby ve stoji. Vyšetření se provádí s postupným zvyšováním náročnosti na udržení rovnováhy, postupně se zužuje opěrná база a vyloučí se kontrola zraku (Opavský, 2003, s. 72).

Dominance dolní končetiny

Obvykle se zjišťuje tak, že se zeptáme, jakou dolní končetinou vyšetřovaná osoba kope do míče. Odrazová dolní končetina při skoku je končetinou nedominantní (Opavský, 2003, s. 11). Z celkového počtu 34 probandů měli pouze 2 účastníci dominantní levou dolní končetinu, u ostatních byla dominantní dolní končetinou pravá.

3.3 Použité metody výzkumu

Po anamnesticko-kineziologickém vyšetření následovalo zadání osobních údajů vyšetřovaného do databáze počítače (jméno, příjmení, rok narození a výška). Byla nastavena poloha chodidel vyšetřovaného, která byla přesně definována dle jeho tělesné výšky, a vyšetřovaný byl poučen, že nesmí polohu chodidel během testování změnit. Všichni

probandi byli zapásáni do záchranné vesty pro případ pádu a byli informováni, že mají během testování vzpřímeně stát s horními končetinami volně položenými podél těla, a dívat se před sebe. Bezprostředně poté byl proband postupně před každým testem informován o tom, jak bude daný test probíhat. Pro dosažení jednotného měření a lepšího kontaktu plošky nohy s povrchem plošiny byli všichni probandi měření bosí.

Posturografické vyšetření

Účastníci byli testováni na posturografu Neurocom Equitest System (viz Příloha 7, s. 89) a Balance Master System. Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci. Z modulu Smart Equitest System byly provedeny následující testy: Sensory Organization Test (SOT), Motor Control Test (MCT), Unilateral Stance (US), Limits of Stability (LOS) a z modulu Balance Master System byl měřen test Tandem Walk (TW), u kterého byl současně zadán kognitivní úkol. Následně byli účastníci seznámeni se svými výsledky. Snahou měření bylo zajistit stejné podmínky všem účastníkům, a proto byla omezena přítomnost dalších osob, které by mohly narušovat průběh testování (hluk). Při měřeních byla zajištěna přibližně stejná pokojová teplota.

Nejprve byly hodnoceny statické pozice v následujícím pořadí:

1. Sensory Organization Test (viz Příloha 8, s. 90) – během šesti testovaných situací ve třech opakováních.
Pro statistické zpracování bylo vybráno všech 6 situací pro parametry Equilibrium Score a Strategy Analysis.
2. Motor Control Test – testovány oba směry podtrhu (nejprve podtrh plošiny dozadu, poté dopředu) při všech rychlostech podtrhu (malá, střední, maximální) a třech opakováních.
Pro statistické zpracování byl vybrán parametr Latency pro maximální rychlost podtrhu plošiny.
3. Unilateral Stance – nejprve stoj na levé dolní končetině s otevřenýma očima, následně se zavřenýma, poté sólo stoj na pravé dolní končetině, nejprve s otevřenýma, poté se zavřenýma očima. Pro statistické zpracování byl vybrán parametr Sway Velocity při stoji na levé/pravé dolní končetině s variantou otevřené/zavřené oči.
4. Limits of Stability – cílové terče byly uspořádány ve směru chodu hodinových ručiček.
Pro statistické zpracování byly vybrány parametry Reaction Time a Maximum Excursion pro předem určené směry přenosu těžiště (dopředu, doprava, dozadu, doleva).

Z dynamických testů probandi absolvovali test Tandem Walk (viz Příloha 9, s. 91) se současně zadaným aritmetickým úkolem, který spočíval v odečítání čísla 7 od 100.

Před testem TW bylo každému účastníkovi spuštěno instruktážní video ohledně průběhu testu. Statisticky hodnocen byl parametr Speed.

3.4 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software IBM SPSS Statistics 22 a program Microsoft Excel 2010.

Pro porovnání tří skupin byl použit neparametrický Kruskal-Wallisův test. Tento test byl zvolen kvůli malé velikosti porovnávaných vzorků. Popisná statistika byla provedena pomocí robustních statistických ukazatelů – mediánu, minima a maxima. Kvartily počítány nebyly vzhledem k malému rozsahu vzorků.

Výsledky byly přehledně shrnuty do tabulek. Počet pacientů je označen n . V tabulkách je dále uvedena hodnota mediánu, nejnižší naměřená hodnota (min), nejvyšší zjištěná hodnota (max) a dosažená hodnota statistické signifikance (p) Kruskal-Wallisova testu. Všechny testy byly provedeny na hladině významnosti 0,05. Pokud byla dosažená hladina signifikance nižší než 0,05 (v tabulce zvýrazněno tučným písmem), považovali jsme rozdíly mezi skupinami za statisticky významné. Následně byly provedeny post hoc testy mnohonásobného porovnání pomocí neparametrických Mann-Whitney U testů s Bonferroniho korekcí. Statisticky významné výsledky post hoc testů byly zaznamenány do krabicových grafů, které ukazují rozložení veličin, u nichž byly nalezeny významné rozdíly mezi skupinami. Vodorovná čára v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu, horní hrana hodnotu 3. kvartilu. Anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty, pokud byly v souboru nalezeny odlehlé a extrémní hodnoty, jsou zakresleny kroužky a hvězdičkami.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

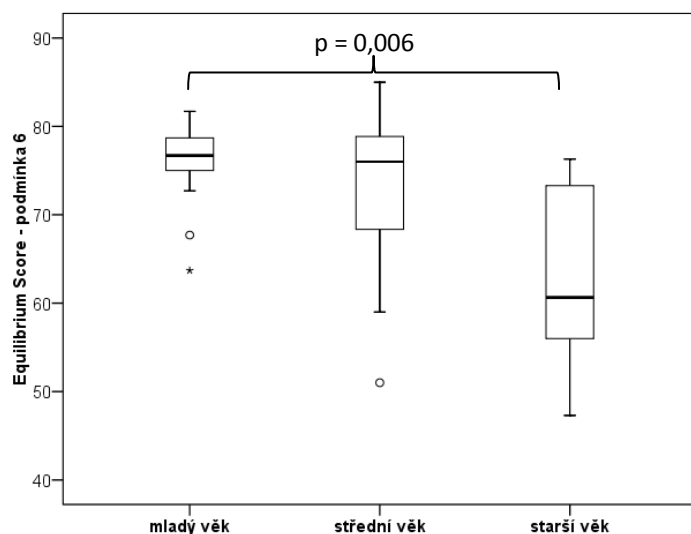
Vědecká otázka č. 1 zněla: Existuje rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v efektivitě stabilizace stoje v závislosti na změně sensorických vjemů v testu Sensory Organization Test (SOT)?

H_0 : Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v testu SOT v parametru Equilibrium Score v podmínce 1-6.

H_A : Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v testu SOT v parametru Equilibrium Score v podmínce 1-6.

Tab. 3 Popisná statistika pro parametr Equilibrium score v podmínkách 1-6 testu SOT

Parametr		mladý věk (<i>n</i> = 13)			střední věk (<i>n</i> = 11)			starší věk (<i>n</i> = 10)			<i>p</i> (Kruskal-Wallisův test)
		Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	
Equilibrium Score	Podmínka 1	95,0	85,7	97,3	94,7	94,0	96,0	94,0	86,0	96,3	0,270
	Podmínka 2	91,7	87,3	96,7	92,3	88,3	95,3	91,0	85,3	94,0	0,426
	Podmínka 3	89,0	83,3	94,3	88,7	82,7	94,3	90,5	75,0	97,0	0,755
	Podmínka 4	87,0	64,0	93,3	84,3	67,0	92,3	85,2	63,3	89,7	0,375
	Podmínka 5	72,0	61,7	79,0	71,3	49,0	75,3	67,0	40,0	76,0	0,104
	Podmínka 6	76,7	63,7	81,7	76,0	51,0	85,0	60,7	47,3	76,3	0,009



Obr. 6 Hodnoty parametru Equilibrium score pro podmínku 6 testu SOT

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi mladého věku mají významně vyšší hodnoty parametru Equilibrium Score pouze v podmínce 6 než probandi staršího věku (viz Tab. 3 a Obr. 6, s. 43).

Pro podmínky 1 až 5 nulovou hypotézu **nelze zamítnout**, pro podmínku 6 ji **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy.

H_02 : Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Strategy Analysis v podmínce 1-6.

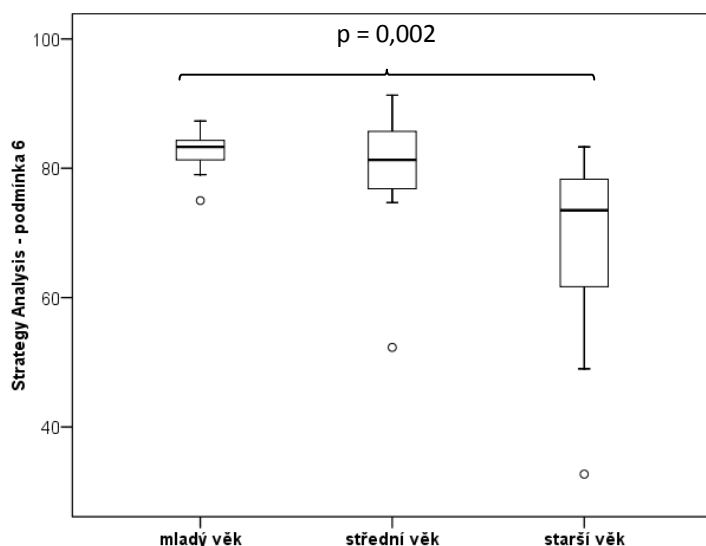
H_{A2} : Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Strategy Analysis v podmínce 1-6.

Tab. 4 Popisná statistika pro parametr Strategy Analysis v podmínkách 1-6 testu SOT

Parametr		mladý věk ($n = 13$)			střední věk ($n = 11$)			starší věk ($n = 10$)			p (Kruskal-Wallisův test)
		Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	
Strategy Analysis	Podmínka 1	99,3	98,0	100,0	98,7	97,7	100,0	98,2	96,7	100,0	0,213
	Podmínka 2	99,0	96,3	100,0	98,3	94,0	100,0	97,4	93,3	100,0	0,112
	Podmínka 3	98,0	93,7	100,0	97,7	91,0	99,3	97,0	72,0	100,0	0,689
	Podmínka 4	90,0	78,0	94,7	88,0	76,7	91,0	85,9	77,7	88,7	0,105
	Podmínka 5	80,7	57,7	84,3	80,3	57,3	88,3	73,7	48,7	81,3	0,060
	Podmínka 6	83,3	75,0	87,3	81,3	52,3	91,3	73,5	32,7	83,3	0,005

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi mladého věku mají významně vyšší hodnoty parametru Strategy Analysis v podmínce 6 než probandi staršího věku (viz Tab. 4, s. 44 a Obr. 7, s. 45).

Nulovou hypotézu H_02 pro podmínky 1 až 5 **nelze zamítnout**, pro podmínku 6 ji **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy.



Obr. 7 Hodnoty parametru Strategy analysis pro podmínku 6 testu SOT

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

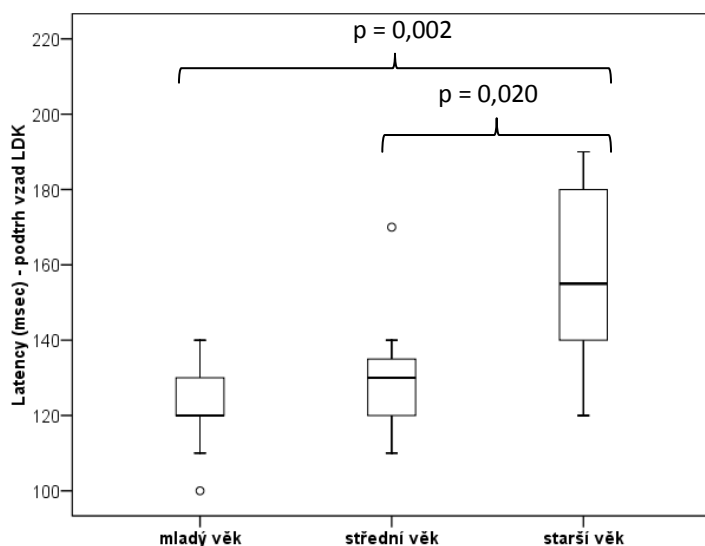
Vědecká otázka č. 2 zněla: Má věk vliv na efektivitu automatických posturálních reakcí na translace plošiny v závislosti na směru a rychlosti translace při testu Motor Control Test (MCT)?

H₀₃: Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Latency při zvolené maximální rychlosti podtrhu: a) dopředu, b) dozadu.

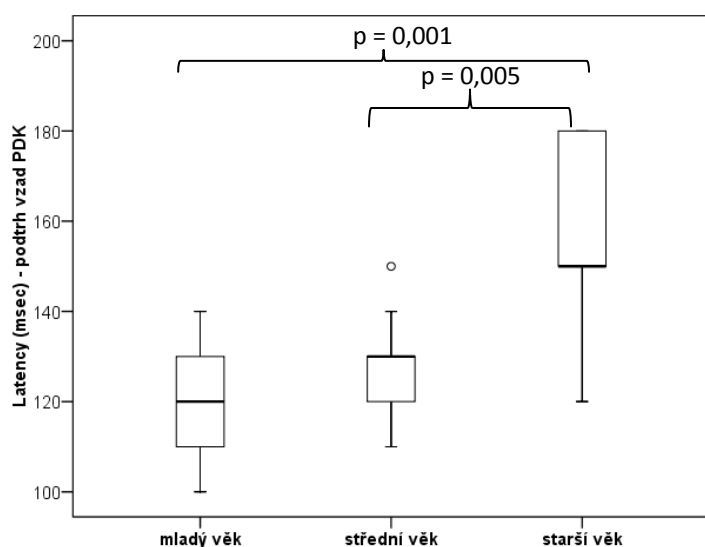
H_{A3}: Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Latency při zvolené maximální rychlosti podtrhu: a) dopředu, b) dozadu.

Tab. 5 Popisná statistika pro parametry Latency testu MCT

Parametr		mladý věk (n = 13)			střední věk (n = 11)			starší věk (n = 10)			p (Kruskal- Wallisův test)
		Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	
MTC Latency (msec)	Podtrh vzad LDK	120	100	140	130	110	170	155	120	190	0,001
	Podtrh vzad PDK	120	100	140	130	110	150	150	120	180	0,0004
	Podtrh vpřed LDK	120	110	140	120	110	210	125	100	150	0,616
	Podtrh vpřed PDK	120	110	140	120	110	160	125	100	140	0,694



Obr. 8 Hodnoty parametru Latency v testu MCT (podtrh vzad pro LDK)



Obr. 9 Hodnoty parametru Latency v testu MCT (podtrh vzad pro PDK)

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi staršího věku mají významně vyšší hodnoty parametru Latency při podtrhu vzad na levé i pravé dolní končetině než probandi mladého a středního věku (viz Tab. 5, s. 45, Obr. 8 a Obr. 9). U podtrhu vpřed statisticky významné rozdíly prokázány nebyly.

Nulovou hypotézu H_0 pro podmínku podtrh vpřed **nelze zamítnout**, pro podtrh vzad ji **zamítáme** jak pro pravou, tak pro levou dolní končetinu ve prospěch alternativní hypotézy.

4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Vědecká otázka č. 3 zněla: Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v posturální stabilitě během stoje na jedné dolní končetině v rámci testu Unilateral Stance (US)?

H₀4: Není rozdíl v testovaném parametru Sway Velocity během klidového stoje na jedné dolní končetině při otevřených očích na: a) dominantní končetině, b) nedominantní končetině.

H_A4: Je rozdíl v testovaném parametru Sway Velocity během klidového stoje na jedné dolní končetině při otevřených očích na: a) dominantní končetině, b) nedominantní končetině.

Tab. 6 Popisná statistika pro parametr Sway Velocity testu US pro podmínku otevřené oči

Parametr		mladý věk (n = 13)			střední věk (n = 11)			starší věk (n = 10)			p (Kruskal-Wallisův test)
		Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	
Sway Velocity (°/s)	otevřené oči - dominantní DK	0,57	0,40	0,83	0,60	0,37	1,17	0,84	0,37	12,00	0,087
	otevřené oči - nedominantní DK	0,53	0,40	0,70	0,57	0,33	0,93	0,65	0,50	5,37	0,123

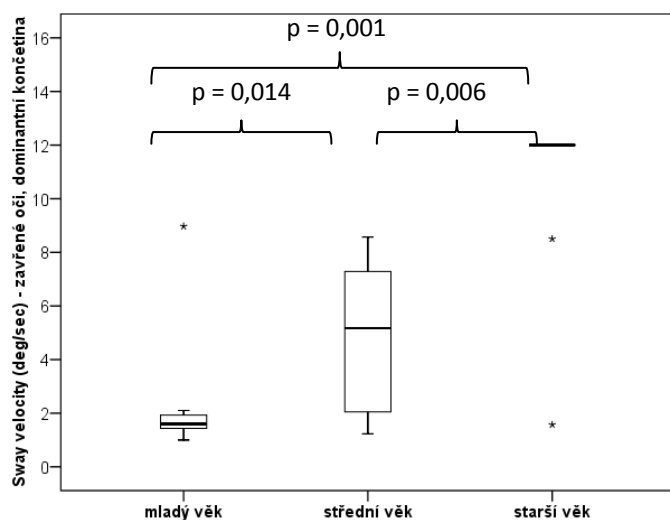
Kruskal-Wallisovými testy nebyly prokázány statisticky významné rozdíly v testovaném parametru Sway Velocity během klidového stoje na jedné dolní končetině (dominantní i nedominantní) při otevřených očích (viz Tab. 6). Nulovou hypotézu H₀4 **nelze zamítnout**.

H₀5: Není rozdíl v testovaném parametru Sway Velocity během klidového stoje na jedné dolní končetině při zavřených očích na: a) dominantní končetině, b) nedominantní končetině.

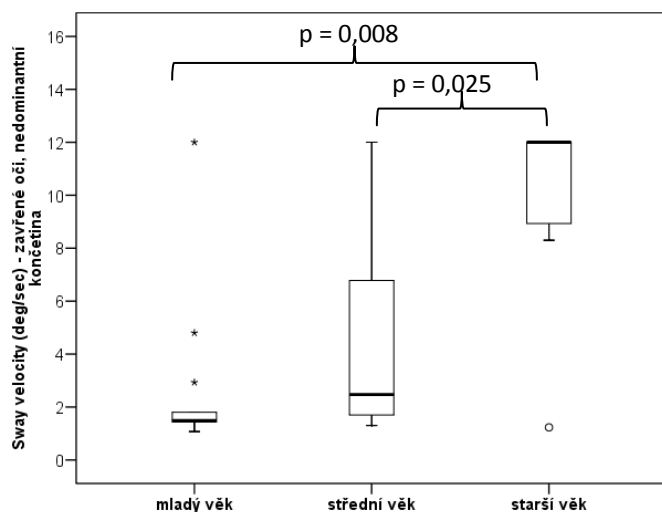
H_A5: Je rozdíl v testovaném parametru Sway Velocity během klidového stoje na jedné dolní končetině při zavřených očích na: a) dominantní končetině, b) nedominantní končetině.

Tab. 7 Popisná statistika pro parametr Sway Velocity testu US pro podmínku zavřené oči

Parametr		mladý věk (n = 13)			střední věk (n = 11)			starší věk (n = 10)			p (Kruskal- Wallisův test)
		Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	
Sway Velocity (°/s)	zavřené oči - dominantní DK	1,60	1,00	8,97	5,17	1,23	8,57	12,00	1,57	12,00	0,0001
	zavřené oči - nedominantní DK	1,50	1,07	12,0	2,47	1,30	12,0	12,00	1,23	12,00	0,003



Obr. 10 Hodnoty parametru Sway Velocity testu US pro dominantní končetinu (zavřené oči)



Obr. 11 Hodnoty parametru Sway Velocity testu US pro nedominantní končetinu (zavřené oči)

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi staršího věku mají významně vyšší hodnoty parametru Sway Velocity během klidového stoje na jedné dolní končetině při zavřených očích na dominantní i nedominantní dolní končetině než pacienti mladého a středního věku (viz Obr. 10 a Obr. 11, s. 48). Dále bylo prokázáno, že probandi středního věku mají statisticky významně vyšší hodnoty parametru Sway Velocity během klidového stoje na dominantní dolní končetině při zavřených očích než probandi mladého věku (viz Obr. 10, s. 48).

Nulovou hypotézu H_0 **zamítáme** jak pro dominantní, tak pro nedominantní končetinu ve prospěch alternativní hypotézy.

4.4 Výsledky k vědecké otázce č. 4

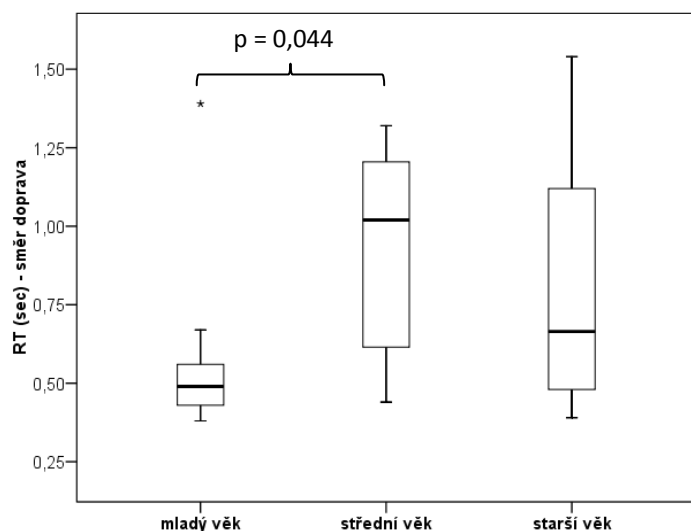
Vědecká otázka č. 4 zněla: Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi ve schopnosti aktivně měnit polohu COP předem vymezenými směry dopředu, doprava, dozadu a doleva v testu Limits Of Stability (LOS)?

H_0 : Není rozdíl mezi jednotlivými skupinami v parametru Reaction Time (RT) ve směru: a) dopředu, b) doprava, c) dozadu, d) doleva.

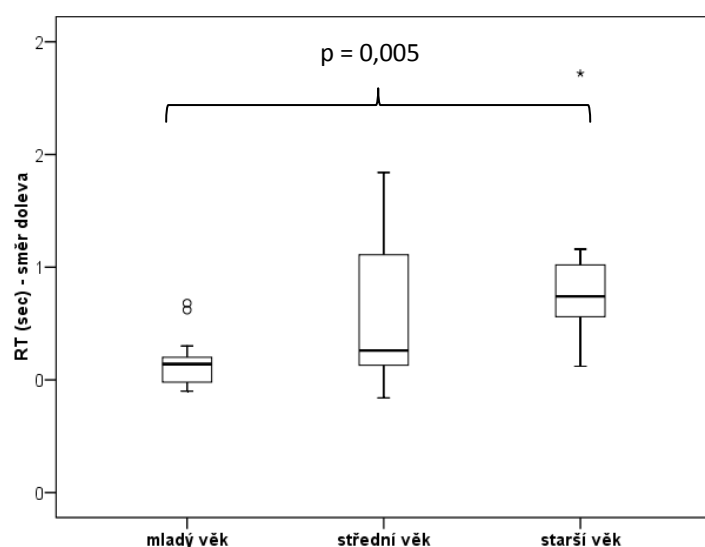
H_A : Je rozdíl mezi jednotlivými skupinami v parametru Reaction Time (RT) ve směru: a) dopředu, b) doprava, c) dozadu, d) doleva.

Tab. 8 Popisná statistika pro parametr Reaction Time testu LOS

Parametr		mladý věk ($n = 13$)			střední věk ($n = 11$)			starší věk ($n = 10$)			p (Kruskal-Wallisův test)
		Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	
LOS RT (sec)	směr dopředu	0,61	0,42	0,94	0,63	0,41	1,29	0,97	0,19	1,43	0,198
	směr doprava	0,49	0,38	1,39	1,02	0,44	1,32	0,67	0,39	1,54	0,035
	směr dozadu	0,50	0,25	1,42	0,54	0,14	1,13	0,58	0,20	1,18	0,975
	směr doleva	0,57	0,45	0,84	0,63	0,42	1,42	0,87	0,56	1,86	0,008



Obr. 12 Hodnoty parametru Reaction Time testu LOS pro směr doprava



Obr. 13 Hodnoty parametru Reaction Time testu LOS pro směr doleva

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi středního věku mají statisticky významně vyšší hodnoty parametru reakční čas ve směru doprava než probandi mladšího věku (viz Obr. 12). Dále bylo prokázáno, že probandi staršího věku mají statisticky významně vyšší hodnoty parametru reakční čas ve směru doleva než probandi mladšího věku (viz Obr. 13).

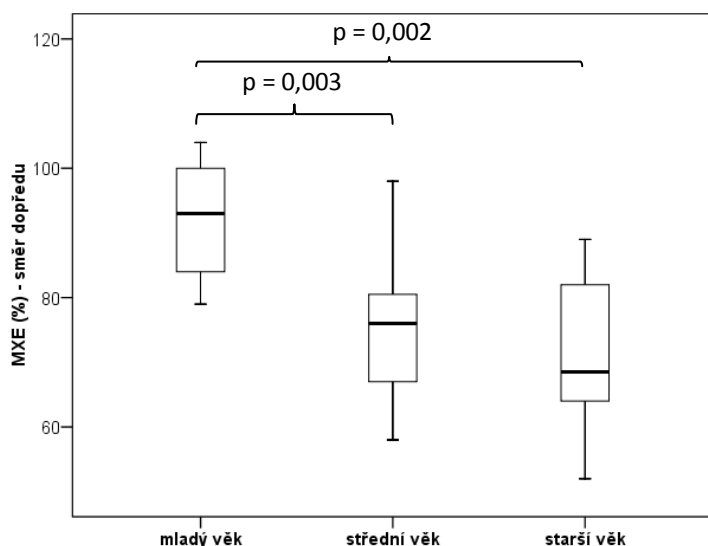
Nulovou hypotézu H_0 **zamítáme** pro směry doprava a doleva ve prospěch alternativní hypotézy, pro směry dopředu a dozadu ji **nelze zamítnout**.

H₀₇: Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Maximal Excursion (MXE) ve směru: a) dopředu, b) doprava, c) dozadu, d) doleva.

H_{A7}: Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Maximal Excursion (MXE) ve směru: a) dopředu, b) doprava, c) dozadu, d) doleva.

Tab. 9 Popisná statistika pro parametr Maximal Excursion testu LOS

Parametr		mladý věk (n = 13)			střední věk (n = 11)			starší věk (n = 10)			p (Kruskal-Wallisův test)
		Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	
LOS MXE (%)	směr dopředu	93	79	104	76	58	98	69	52	89	0,0004
	směr doprava	91	71	99	87	74	104	78	54	104	0,276
	směr dozadu	74	39	98	89	70	103	81	47	102	0,167
	směr doleva	93	81	100	92	78	104	83	71	98	0,068



Obr. 14 Hodnoty parametru Maximal Excursion testu SOT pro směr dopředu

Kruskal-Wallisovým testem a následně provedenými post hoc testy bylo prokázáno, že probandi mladého věku mají statisticky významně vyšší hodnoty parametru Maximal Excursion ve směru dopředu než probandi středního a staršího věku (viz Tab. 9 a Obr. 14).

Nulovou hypotézu H₀₇ **zamítáme** pro směr dopředu ve prospěch alternativní hypotézy, pro ostatní směry ji **nelze zamítnout**.

4.5 Výsledky k vědecké otázce č. 5

Vědecká otázka č. 5 zněla: Má stárnutí vliv na aspekty posturální stabilizace během chůze o zúžené bazi při testu Tandem Walk (TW) při současně zadaném kognitivním úkolu - odečítání čísla 7 od 100?

H_0 : Není rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Speed.

H_A : Je rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi v parametru Speed.

Tab. 10 Popisná statistika pro parametr Speed testu Tandem Walk

Parametr	mladý věk ($n = 13$)			střední věk ($n = 11$)			starší věk ($n = 10$)			p (Kruskal-Wallisův test)
	Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	Medián	Min.	Max.	
TW Speed (cm/sec)	14,7	10,1	56,3	12,8	10,6	19,8	14,9	7,0	23,5	0,512

Kruskal-Wallisovými testy nebyly prokázány statisticky významné rozdíly v testovaném parametru Speed mezi věkovými skupinami (viz Tab. 10).

Nulovou hypotézu H_0 **nelze zamítnout**.

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je diskutovat získané (zejména statisticky významné) výsledky a konfrontovat je s jinými studii, které se zabývaly podobnou tematikou. Dále budou zhodnoceny možné limity výzkumu.

Hlavním úkolem diplomové práce bylo zhodnotit vliv věku na posturální funkce, a proto byli do výzkumu zařazeni pouze zdraví probandi bez přidružených onemocnění, která by mohla negativně ovlivňovat posturální stabilitu.

Současné studie zabývající se problematikou posturální stability využívají často k hodnocení posturálního systému silové plošiny. Tyto plošiny posuzují kontrolu pohybu z hlediska vnějších sil, z nichž nejčastěji hodnoceným parametrem je reakční síla podložky. Díky vybavení kineziologické laboratoře FNOL nám bylo umožněno využít posturografické vyšetření jako hlavní metodu pro zhodnocení vlivu věku na posturální funkce. Pro vyšetření posturálních funkcí byly využity statické testy (modul Smart Equitest System) i dynamický test z modulu Balance Master System. První jmenovaný modul hodnotí efektivitu posturální stabilizace ve vzpřímeném bipedálním stoji, zatímco modul Balance Master System umožňuje kvantifikovat složky posturální kontroly i během volných funkčních pohybů, které vyžadují pohyb v prostoru – například tandemová chůze, přechod přes schod, výpad vpřed a jiné (Kolářová et al., 2014, ss. 14, 22). Tento aspekt je důležitý, jelikož klidný bipedální stoj není během všedních denních činností a aktivit tolik využíván, jako právě volný pohyb v prostoru. Respektive každodenní aktivity vyžadují mnoho činností, které jsou realizovány v dynamických podmínkách. K většině pádů také dochází například při chůzi nebo jiné lokomoci (Vařeka, 2002, s. 116).

Jak již bylo zmíněno v teoretické části, pro udržování stability je důležité, aby všechny aspekty posturální kontroly pracovaly v součinnosti. Lidský organismus musí být schopný přiměřeně a adekvátně reagovat na měnící se podmínky vnějšího i vnitřního prostředí, což je zajišťováno zejména adaptačními a anticipačními mechanismy. Pro zdravého mladého jedince jsou tyto mechanismy zcela vlastní a jsou zajišťovány mimovolně. Proto zdravý mladý člověk nemusí vynaložit příliš mnoho úsilí, aby se vyhnul překážce či rychle zareagoval na nenadálou změnu situace. S věkem ale tyto schopnosti klesají a zajištění či udržení rovnováhy se stává obtížnější. Některými důvody jsou například snížení počtu funkčních buněk jednotlivých sensorických systémů, snižování svalové síly a rozsahu pohybu, decentrace kloubů či degenerativní změny na centrálním a periferním nervovém systému (Shumway-Cook, Woolacott, 2010, pp. 165, 166, 228–236).

Vyšší nároky na CNS jsou spojené s vyřazením či alterací některého ze systémů posturální kontroly (zavření očí, zmenšení opěrné baze, nestabilní podložka či pohyblivé okolí). Právě některé z výše zmíněných náročnějších situací byly zařazené do výzkumu, abychom mohli zhodnotit, jak se probandi v daných věkových kategoriích chovali, a zda byli schopni absenci některého ze systému nahradit jiným.

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

V hypotézách H_01 a H_02 byly hodnoceny parametry Equilibrium Score a Strategy Analysis během 6 podtestů Sensory Organization Testu. Podmínky 1, 2 a 3 zajišťují situace, kde má primární roli v posturální kontrole somatosenzorický vstup. Podmínka 4 je charakterizována nestabilní plošinou a důležitý je zrakový vstup. Podmínky 5 a 6 vytvářejí umělé situace, kde sehraává roli vestibulární systém, který řídí intersenzorický konflikt (Hirabayashi, Iwasaki, 1995, p. 112).

Statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými věkovými skupinami byl patrný u obou hodnocených parametrů pouze v podmínce 6 (tj. vyšetřovaný stojí na plošině s otevřenými očima a podložka i kabina se pohybují). Pokud platí, že při této podmínce je hodnocena schopnost efektivní integrace alterujících senzorických informací (Kolářová, 2012, s. 9), pak námi testovaní jedinci vykazovali vyšší závislost na vestibulárních podnětech (Peterka, Black, 1990, p. 78).

Equilibrium score (ES) procentuálně vyjadřuje stabilitu. Čím je hodnota vyšší, tím se předpokládá lepší posturální stabilizace (Kolářová, 2012, s. 9). Jinak řečeno je ES procentuální podíl, který srovnává maximální amplitudu anteroposteriorních (dále jen AP) výchylek s teoretickými AP limity stability daného jedince. Hodnota blízká 100 % naznačuje malé výchylky, naopak skóre blížíci se nule indikuje, že výchylky se blíží limitům stability. Pokusu, ve kterém jedinec překročí své limity stability a ztratí rovnováhu, je přiřazeno ES nula (Jacobson, Newman, Kartush, 1997, p. 297). V hodnotě parametru ES se v naší studii lišila mladá a starší věková kategorie ve prospěch mladé, která vykazovala vyšší hodnoty, a tím tedy lepší posturální stabilizaci.

Rozdíly v parametru Strategy Analysis se projevily mezi skupinou mladých a starších probandů. Mladá věková kategorie vykazovala vyšší výsledné hodnoty, což poukazuje na převažování kotníkové strategie při snaze o zachování stability, zatímco hodnoty u starší kategorie byly o něco nižší, z čehož vyplývá o něco menší využívání této strategie. Tento jev

se však projevil pouze u podmínky 6, která tedy zřejmě byla pro oba hodnocené parametry pro starší jedince posturálně nejnáročnější.

Naše výsledky se z části shodují se studií Peterky a Blacka (1990, pp. 73–82), kteří hodnotili s věkem spojené změny v posturální kontrole během Sensory organization testu. Měření se zúčastnilo celkem 214 osob ve věkovém rozmezí 7 až 81 let. Z výsledků vyplynulo, že v podmínkách 1 a 2 se neobjevily žádné s věkem spojené nárůsty posturálních výchytek. Určité změny se začaly projevovat v podmínkách, ve kterých již dochází k narušení vizuálních nebo somatosenzorických vstupů (podmínky 3–6). Nejvyšší posturální výchytky byly patrné v podmínce 6 (u 70 z 214 účastníků byl registrován pád). Obecně se počet pádů zvyšoval s rostoucím věkem, incidence pádů byla nejnižší v kategorii 20 až 40 let a nejvíce pádů bylo zaznamenáno u osob nad 50 let. Z našich výsledků vyšlo najevo zhoršení posturální stability a horší využití kotníkové strategie pouze u podmínky 6, což ale mohlo být způsobené menším počtem probandů. Autoři si vysvětlují, že poruchy ve vstupech senzorních systémů, ve zpracování centrálním nervovým systémem nebo ve výstupech motorického systému, by mohly spouštět nebo facilitovat vývoj posturálních kontrolních schémat, která jsou obecně adaptovatelná (soudě z dobrých výkonů při podmínkách 1 a 2), ale která jsou neadekvátní nebo nepřizpůsobivá v dalších senzorních prostředích. Tyto poruchy mohou zahrnovat snížené nebo narušené senzorní informace, zpožděné či chybějící motorické odpovědi, nesprávné vzory aktivace svalů a z toho plynoucích nevhodných a nekompenzačních reakcí.

Obdobné výsledky jako v předchozí studii vyšly i v experimentu Cohen et al. (1996, pp. 39–43). Autoři sledovali změny v parametrech Equilibrium Score a Strategy Score v Sensory Organization Testu u 94 zdravých probandů rozdělených do jednotlivých věkových kategorií: mladí (18–44 let), střední věk (45–69 let), starší věk (70–79 let) a nejstarší věk (80–89 let). Stejně jako v našich výsledcích vyšlo najevo, že v podmínce 1 nebyly žádné statisticky významné změny mezi jednotlivými věkovými kategoriemi. V podmínkách 2–6 se již skupiny mezi sebou významně lišily, na rozdíl od našich výsledků, kdy se vliv věku projevil pouze v podmínce 6. V parametru Equilibrium Score měli statisticky významně vyšší skóre mladí ve srovnání se staršími (podmínka 2, 3, 4, 5) a nejstaršími (podmínka 2–6). Střední kategorie měla významně vyšší Equilibrium Score než nejstarší skupina (podmínka 3–6) a starší skupina měla významně vyšší skóre než nejstarší skupina (podmínka 5 a 6). Obecně se dá říci, že nejvíce se lišila skupina mladého a středního věku od starší a nejstarší kategorie. Opět tedy platil trend, že s rostoucím věkem se snižovala schopnost posturální stabilizace, konkrétně v této studii již od podmínky 2. Skupina mladého věku měla významně vyšší

hodnoty Strategy Score v podmínkách 1–6 než skupina starších a nejstarších probandů. Skupina středního věku měla významně vyšší Strategy Score než nejstarší skupina (podmínka 2, 3, 4 a 6). Znovu se tedy potvrdil předpoklad, že nejlépe využívají kotníkovou strategii jedinci mladého věku a s rostoucím věkem se tato schopnost v obtížnějších podmínkách zhoršuje. Výsledky poukazují na odlišné využívání pohybových strategií u jednotlivých věkových kategorií a také na různou schopnost udržovat dynamickou rovnováhu a mohou odrážet změny ve funkci vestibulárního systému způsobené stárnutím (Cohen et al., 1996, p. 42).

Další studie zabývající se vlivem věku na posturální stabilitu potvrzuje nejvyšší využívání kyčelní strategie u nejstarší skupiny a nejlepší využití strategie kotníkové u dětí, zatímco parametr ES byl nejnižší u obou těchto skupin. Celkem se zúčastnilo experimentu 64 osob ve věku mezi 8 a 70 lety. Probandi byli rozděleni do sedmi věkových kategorií: I. 8–10 let, II. 11–20 let, III. 21–30 let, IV. 31–40 let, V. 41–50 let, VI. 51–60 let a VII. 61–70 let. Equilibrium Score v podmínce 1, 3 a 4 bylo nejnižší u skupiny I a v podmínce 2, 5 a 6 u skupiny VII. Z toho vyplývá, že nejmenší stabilitu měla skupina dětí ve věku 8 až 10 let a kategorie starších lidí ve věku mezi 61 a 70 lety. Equilibrium score bylo nejvyšší kolem třetí dekády života s postupným klesajícím trendem. Dále byl hodnocen parametr Strategy Score, který byl ve všech šesti podmínkách nejnižší i skupiny VII a nejvyšší u skupiny I. (Borah et al., 2007, pp. 395-404). Našeho výzkumu se zúčastnili pouze probandi nad 20 let věku, proto nemůžeme potvrdit trend stability či pohybové strategie u dětí, avšak výsledky pro podmínku 6 vychází opět pro naši starší skupinu stejně jako v této studii.

Poslední studii, kterou bych zmínila k této vědecké otázce, je studie zabývající se porovnáváním statické a dynamické balance u tří různých věkových kategorií. Celkem 107 probandů absolvovalo 6 subtestů testu SOT. Kategorie byly následující: mladí (16–39 let), střední věk (40–59) a staří (60–80). Vyšlo najevo, že nejstarší věková kategorie měla nejnižší průměrnou a maximální stabilitu v subtestech 4–6 a tato skupina vykazovala také nejnižší procento kotníkové strategie v podmínkách 4–6. Nejstarší skupina více využívala kyčelní strategii za nestálých vizuálních podmínek, při pohybuji se plošině nebo při konfliktním vizuálním prostředí. Tato skupina vykazovala horší schopnost udržet ve ztížených situacích bilanci a pro to, aby rovnováhu udržela, zvýšila výchylky těla (Liaw et al., 2009, pp. 297–303).

Ze všech studií popsaných výše vyplývá, že nejstarší skupiny vykazovaly nejnižší procentuální vyjádření stability a využívaly více kyčelní strategii ve srovnání s mladšími věkovými kategoriemi. Lze tedy říct, že určité „nedostatky“ v posturální kontrole se objevují

i u zdravé populace a jsou běžné u dětí a u osob nad padesát let. Za normálních okolností jsou tyto nedostatky maskované tzv. redundancí neboli nadbytečností sensorických impulsů. U náchylnějších osob (dětí, starší dospělí), může právě ztráta nadbytečných informací odhalit jejich skryté deficity a zapříčinit náhlou ztrátu posturální kontroly (Peterka, Black, 1990, p. 83).

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Testováním hypotézy H_03 jsme chtěli zjistit, zda má stárnutí vliv na parametr Latency Motor Control Testu při zvoleném maximálním podtrhu plošiny dopředu a dozadu, zvláště pro pravou a levou dolní končetinu. Statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými věkovými kategoriemi byl pro PDK i LDK při podtrhu vzad – hodnoty se navzájem lišily mezi mladou a starší věkovou kategorií a mezi střední a starší kategorií. Hodnota latence byla nejnižší u mladé věkové skupiny a s rostoucím věkem se postupně zvyšovala, což by znamenalo, že s narůstajícím věkem klesá efektivita reakce na vnější podnět (Kolářová, 2012, s. 9).

Existují rozdíly v náhledu na vyšetření posturální kontroly u starších jedinců. Jedná se o spekulace, zda využít většího či menšího narušení stabilního stoje. Při malém narušení stoje starší jedinci hůře vnímají a integrují malé změny v sensorických informacích a tento fakt by mohl lépe posloužit ke zhodnocení jejich schopnosti udržet vzpřímený stoj (Tokuno et al., 2010, pp. 115–116). Nashner in Jacobson, Newman, Kartush (1997, pp. 291–292) se přiklání k názoru, že výsledky ze střední a velké velikosti podtrhu plošiny mohou mít signifikantní význam v rozeznání abnormalit motorického systému u pacientů s narušenou posturální stabilitou. Tento fakt vysvětluje tím, že střední a velké translace vyvolávají aktivní silové odpovědi s vysokým stupněm symetrie latence mezi pravou a levou dolní končetinou a mezi translací vpřed a vzad. Zatímco aktivní silové odpovědi vyvolané malou translací jsou blízké automatické prahové odpovědi, následná latence je dost variabilní a v některých případech ji není možné určit.

Změny v posturální kontrole spojené se stárnutím za využití Motor Coordination Testu zjišťovali Peterka a Black (1990, pp. 87–96). Autoři sledovali nástup aktivity vybraných svalů dolní končetiny pomocí EMG při translačních pohybech plošiny. Výsledkem byly pouze malé změny v reakcích na translaci v závislosti na věku ve skupině od 7 do 81 let. Podobné problematice se věnovali Müller a Redfern (2004, pp. 1573–1581), kteří mimo jiné v práci popisují, že mezi jednotlivými věkovými kategoriemi nebyl rozdíl v latenci COP, a to jak

pro translaci vzad, tak pro translaci vpřed. Mírná tendence efektu věku na tento parametr byla pro podtrh vpřed.

Změny v posturálních odpovědích na translaci povrchu, které by mohly být spojené se stárnutím, zkoumali Tokuno et al. (2010, pp. 109–117). Studie se zúčastnilo 10 mladých (22–39 let) a 30 starších (66–81 let) jedinců. Pohyblivá plošina se neočekávaně podtrhávala směrem vzad. Výsledky ukazují určité věkové rozdíly v kinematických posturálních odpovědích – starší jedinci více zapojovali dorzální flexory hlezna a více flektovali kolena a trup. Vyšlo však najevo, že anticipační mechanismy posturální kontroly nebyly věkem ovlivněny.

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

V rámci této části práce jsme se zabývali posturální stabilitou probandů při stoji na jedné dolní končetině, a to jak s otevřenýma, tak se zavřenýma očima. Testovaným parametrem byl Sway Velocity, který vyjadřuje průměrnou rychlost posturálních výchylek. Čím vyšší je výsledná hodnota tohoto parametru, tím horší je posturální stabilita vyšetřovaného.

Test stoje na jedné dolní končetině byl zařazen do experimentu i proto, že se jeví vhodným pro zjištění fyzické zdatnosti, dobře hodnotí schopnost statické balance, může být užitečný při zhodnocení soběstačnosti při každodenních činnostech a také může informovat o náchylnosti jedince k případným pádům (Springer et al., 2007, p. 8).

V našem výzkumu byly statisticky významné rozdíly mezi skupinami v parametru Sway Velocity při sólo stoji s variantou zavřené oči (při stoji na dominantní i při stoji na nedominantní končetině). Při stoji na dominantní DK se navzájem lišily všechny skupiny: mladá od střední kategorie, střední od starší kategorie a mladá od starší kategorie. Hodnoty se zvyšovaly úměrně s rostoucím věkem. Při stoji na nedominantní DK se navzájem lišila skupina mladá od starší a střední věková skupina od starší. Hodnoty opět rostly se zvyšujícím se věkem, tedy starší skupina měla největší průměrnou rychlost posturálních výchylek.

Podobné výsledky jako v naší práci vyšly ve studii Bouche et al. (2006, pp. 423–431), kteří se zaměřovali na porovnání posturální kontroly u pacientů po lumbální diskektomii se zdravou kontrolní skupinou. Kontrolní skupina byla také rozdělena do tří věkových kategorií (30–39, 40–69 a 50–69 let) a výsledky jednotlivých kategorií byly porovnány navzájem. Přestože věkové kategorie přesně nekorelovaly s těmi v naší práci, v obou podmínkách testu US byly posturální výchylky u nejstarší uvedené skupiny

signifikantně vyšší než u mladších dvou skupin, a to jak při otevřených, tak při zavřených očích. Výchyly byly vyšší v podmínce zavřené oči z důvodu absence vizuální kompenzace, což potvrzuje i náš experiment. Mezi mladou a střední věkovou kategorií nebyly v uvedené studii prokázány signifikantní rozdíly, což mohlo být způsobené malým věkovým rozdílem v obou skupinách. Věkové kategorie v našem experimentu se od sebe lišily o více let a také jsme vycházeli z odlišného postoje při měření (ve studii Bouche et al. spočívaly horní končetiny na hřebenech kosti kyčelní, zatímco v naší studii probandí měli horní končetiny volně podél těla). V práci Bouche et al. nerozdělovali posturální výchyly pro pravou a levou dolní končetinu zvlášť.

Následující studie se zabývaly testováním stoje na jedné dolní končetině u různých věkových kategorií. Hodnoceným parametrem však nebyla rychlost posturálních výchylek, ale doba trvání stoje v sekundách. Výsledky práce Springer et al. (2007, pp. 8–13) ukazují s věkem zhoršenou schopnost stoje na jedné dolní končetině, která se projevila poklesem času, po který byli starší probandí schopni stát. Se zavřenými očima se doba trvání stoje na jedné DK u starších jedinců ještě více zkrátila. Stejně výsledky byly prokázány i ve studii Gilla et al. (2001, pp. 438–443), kdy doba trvání stoje na 1 DK byla výrazně kratší u starší kategorie ve srovnání s mladou a střední skupinou. Tendence k pádům se při sólo stoji se zavřenými očima s rostoucím věkem zvyšovala. Přestože se naše studie nezabývala dobou, po kterou probandí byli schopni stát na 1 DK, trend větší náchylnosti k pádům u starších jedinců potvrzujeme také. Zejména při zavřených očích se starší probandí ve většině případů dotkli flektovanou dolní končetinou podložky dříve, než bylo testování ukončeno. U mladé věkové kategorie se toto kromě jednoho případu neprojevilo. Zdůvodněním těchto výsledků by mohly být s věkem spojené změny na muskuloskeletálním aparátu a pokles fyzických funkcí. Tyto změny mohou vést ke svalové slabosti, nedostatku mobility nebo senzomotorickým deficitům, které mohou mít za následek ztráty balance a pády (Silva et al., 2013, p. 637).

Důležitý poznatek týkající se zlepšení balančních schopností jedince uvádí Islam et al. (2004, pp. 1148–1152). Jejich výsledky přesvědčivě poukazují na v praxi známý fakt, že fyzická aktivita může zlepšit řadu obtíží se stabilitou. Autoři zkoumali vliv dvanáctitýdenního supervizovaného tréninku u starších osob (ve věkovém rozmezí 69 až 89 let), jež byly rozděleny do tréninkové a kontrolní skupiny. Trénink spočíval v „zahřívacích“ a balančních cvičích se zaměřením na zlepšení vizuálního, vestibulárního, somatosenzorického a muskulárního systému. Následně bylo zařazeno relaxační a zklidňující cvičení. Frekvence těchto aktivit byla dvakrát týdně po 60 minutách. Z výsledků mimo jiné

vyplynulo signifikantní zvýšení doby, po kterou jedinci dokázali stát na jedné dolní končetině se zavřenýma očima (o 82 %) u trénované skupiny. V našem případě většina probandů starší věkové kategorie uvedla ve vstupním vyšetření, že jsou stále fyzicky aktivní a rekreačně provádí některou ze sportovních aktivit, což by mohlo mít za následek jejich dobrý výkon při sólo stojí s otevřenýma očima. V této podmínce se totiž neprojeví žádné signifikantní rozdíly mezi jednotlivými věkovými kategoriemi. Při ztížení podmínek (tj. zavřené oči) však rychlost posturálních výchylek byla u těchto jedinců oproti mladším věkovým kategoriím daleko vyšší. Vyšší rychlost posturálních výchylek značí horší posturální stabilitu v sólo stojí. Východiskem pro zlepšení balančních funkcí u jedinců s náchylností k instabilitě při ztížených testovacích podmínkách je balanční trénink. Aby byl trénink účinný, měl by být prováděn ve správné frekvenci a době trvání se současnou alterací jednotlivých systémů posturální kontroly.

5.4 Diskuze k vědecké otázce č. 4

V této otázce jsme se zabývali hypotézami H_06 a H_07 , které se týkaly věkových rozdílů v parametrech Reaction Time (RT) a Maximal Excursion (MXE) v testu Limits of Stability v předem stanovených směrech dopředu, doprava, dozadu a doleva. Hodnoty RT pro směr doprava se lišil mezi mladou a střední věkovou kategorií (ve prospěch mladé kategorie). Pro směr doleva se hodnoty lišily mezi mladou a starší věkovou kategorií, opět ve prospěch mladé kategorie, tzn., že probandi mladší věkové kategorie reagovali na zvukový podnět nejrychleji ze všech a s přibývajícím věkem se rychlost reakce na zvukový signál snižovala.

Parametr MXE v podstatě vyjadřuje limit stability daného jedince. Mladí probandi dosáhli největšího maximálního vychýlení COP ve směru dopředu a s narůstajícím věkem se schopnost maximálního vychýlení COP v tomto směru snižovala. Limity stability jsou popsány jako maximální vzdálenost, do které je člověk schopný úmyslně přenést těžiště těla, bez ztráty rovnováhy, úkroku nebo zachycení se (Melzer et al., 2009, p. 119; Islam et al., 2004, p. 1153). Kapacita těchto mezí stability je důležitou podmínkou pro úspěšné naplánování a vykonání pohybu. „Hranice“ stability jsou využívány ve všedních denních činnostech, například když používáme stoličku pro dosáhnutí na vysokou skříňku nebo když se skláníme pro sebrání předmětu z podlahy (Melzer et al., 2009, p. 119).

Zvyšování reakčního času s věkem potvrzuje Borah et al. (2007, pp. 385–403), kteří použili test Limits of Stability pro zjišťování s věkem spojených změn v posturální stabilitě.

Studie se zúčastnilo 64 zdravých probandů, rozdělených do 7 věkových kategorií I–VII, přičemž do nejmladší kategorie byly zařazeny děti ve věku 8 až 10 let a v nejstarší byly probandi ve věku 61 až 70 let. Kategorie byly rozdělené přibližně po deseti letech. Přestože na rozdíl od naší studie bylo zařazeno i testování dětí, podobně jako v našich výsledcích reakční čas pozvolně narůstal s rostoucím věkem s nejvyššími hodnotami u nejstarší skupiny (61–70 let). Nejkratší reakční čas prokazovala nejmladší skupina (děti ve věku 8–10 let). Zvyšování reakčního času s rostoucím věkem naznačuje u starších osob pomalejší zpracovávání informací CNS (Borah et al., 2007, p. 402). S našimi výsledky se neshoduje výsledek této studie ohledně parametru Maximum Excursion, který ve výše popsané studii vyšel ve všech věkových kategoriích podobně, z čehož tedy vyplývá, že nebyl věkem ovlivněn. Snažili jsme se v naší práci najít trend, který by potvrdil, že i ve směru dozadu se alespoň mírně maximální exkurze u starších probandů snižovaly. Tímto faktem by se daly vysvětlit možné degenerativní změny v talokrurálním skloubení, které by mohly být jednou z příčin zhoršených maximálních exkurzí v předozadním směru. Tento trend však prokázán nebyl.

Liaw et al. (2009, pp. 297–303), porovnávali statickou a dynamickou rovnováhu u mladých jedinců (16–39 let), u probandů středního věku (40–59 let) a starších probandů (60–80 let) během testu LOS. Celkem se studie zúčastnilo 107 zdravých jedinců. Stejně jako v našich výsledcích i z výsledků v této studii vyplynulo prodlužování reakčního času s narůstajícím věkem (signifikantní rozdíly se projevíly mezi mladou a starší skupinou). Bohužel ve studii nebylo uvedeno, pro které směry tento trend platil.

S našimi výsledky se neshoduje studie Blaszczyka, Lova, Hansena (1994, pp. 11–17), kteří zjišťovali rozsahy posturální stability a jejich změny u starších jedinců. Do studie bylo zařazeno 9 mladých (průměrný věk 26,2) a 9 starších (72,8) probandů. Hodnotili stejně jako my pouze AP a ML směry. Studie se shodují na snižování maximálních exkurzí s věkem, ale směry, ve kterých byly tyto rozdíly zřejmé, se lišily. Z jejich výsledků vyplynulo snížení MVE (Maximal Voluntary Excursion) ve směrech dozadu a doleva u starších probandů. Parametr MVE je srovnatelný s naším hodnoceným Maximal Excursion. Starší skupina dosahovala MVE s větší variabilitou pohybu než mladá skupina, a to ve všech směrech. Průběh dosahování cílového směru byl u starších jedinců charakterizován mnoha zpětnými pohyby a relativně větším rozsahem COP oscilací. Redukce MVE u starších jedinců zvyšuje pravděpodobnost „zotavení se“ z posturální nestability a zvyšuje bezpečnost, která poskytne více času na kompletní „obnovovací program“. Autoři se domnívají, že redukce MVE

u starších probandů mohla být způsobená omezením rozsahu pohybů a narušením posturální stability (Błaszczuk, Lowe, Hansen, 1994, pp. 16–17).

Melzer et al. (2009, pp. 119–122), zkoumali vztah mezi svalovou silou a limity stability u starších jedinců. Pracovali s myšlenkou, že limity stability v AP směru mohou být ovlivněny svalovou silou, rozsahy pohybu v hlezenním kloubu a citlivostí mechanoreceptorů nohy. Z této práce vyplývá zajímavý vztah mezi diskriminací a silou svalů. Z výsledků vyšlo najevo, že AP limity stability korelovaly se silou plantárních a dorzálních flexorů, a že síla plantárních flexorů souvisela s AP limity stability více než síla dorzálních flexorů. Klíčovým bodem studie bylo, že síla svalů bérce není pro posturální stabilitu tak důležitá jako senzorká funkce planty, jelikož ztráta kožní citlivosti na plosce je spojena s narušením posturální kontroly a zvyšuje riziko pádu a instability.

Studie Islama et al. (2004, pp. 1148–1152) popsaná v diskuzi k vědecké otázce č. 3, zaznamenala pozitivní vliv dvanáctitýdenního supervizovaného tréninku u starších osob i na parametry testu LOS. Tréninková skupina se zlepšila v parametrech EPE (Endpoint Excursion) a v parametru MXE (Maximal Excursion) v porovnání s kontrolní skupinou, která tento trénink neabsolvovala. Redukce limitů stability nebo snížená schopnost pohybu COP zhoršuje schopnost udržet posturální kontrolu, když je balance daného člověka destabilizována mimo oblast kontroly, a to má za následek pád. Mnoho aktivit přispívajících k riziku pádů zahrnuje pohyby v laterálním směru, který je mimo limity stability starších osob. Právě zhoršená stabilita v laterálním směru zvyšuje riziko pádů více než zhoršená stabilita ve směru předozadním. Pády na boční část těla jsou spojené s mnohem větším nebezpečím zlomenin krčku femuru než pády do jiných směrů. Trénink stability v těchto směrech může významně snížit rizika poranění pramenících z pádů (Islam et al., 2004, pp. 1153–1154).

5.5 Diskuze k vědecké otázce č. 5

V této otázce jsme se zabývali vlivem duálního úkolu na rychlost chůze při zúžené bazi, tedy chůzi v tandemu. Zajímavé je, že se neprojevil rozdíl v parametru Speed testu Tandem Walk při současně zadaném kognitivním úkolu mezi jednotlivými věkovými kategoriemi. Každá z kategorií sice vykazovala snížení rychlosti chůze vlivem duálního úkolu, ale mezi jednotlivými kategoriemi nebyly výsledky statisticky významné. Rychlost chůze se pohybovala v mladé skupině okolo 14,7 cm/s, ve střední věkové kategorii kolem 12,8 cm/s a starší věková kategorie měla v tandemové chůzi rychlost 14,9 cm/s. Předpokládali jsme

spolupráci probandů ve smyslu odečítání číslic po celou dobu chůze a toto nemuselo být dodrženo, pokud si probandi odečítali „v duchu“. Jakmile dostali za úkol tandemovou chůzi při současně zadaném kognitivním úkolu, mohli preferovat motorický úkol a vytěsnit druhý z úkolů, tedy odečítání, čímž by se vysvětlily obstojné výsledky starší skupiny, které byly srovnatelné s oběma mladšími skupinami.

Chůze o zúžené bazi vyžaduje stabilitu ve frontální rovině a bývá užívána k hodnocení posturální kontroly. Současné zadání duálního úkolu zvýší nároky na zpracovávací systém a důsledkem jeho selhávání je zhoršená stabilita, která se během obvyklé chůze nemusí projevit (Kelly et al., 2008, p. 1330). Vzhledem k tomu, že podmínka dvojího úkolu způsobuje vyšší pozornostní nároky, může dojít ke snížení kvality jednoho nebo obou zadaných úkolů současně. A to zejména v případě, že je narušena pozornostní rezervní kapacita. Hovoříme o takzvané „dual task interferenci“. Efekt kognitivního úkolu na chůzi může záviset na věku, pohlaví, paměti, exekutivních funkcích nebo hodnotě IQ (Martin, Bajcsy, 2011, p. 1). Předpokládali jsme, že zadáním duálního úkolu se objeví skryté deficity především u probandů starší kategorie.

Výsledky studií, které se touto problematikou zabývaly, byly následující:

1. Zvyšující se věk a současně zadaný kognitivní úkol se projevil snížením rychlosti chůze o zúžené bazi u nejstarších probandů ve srovnání s mladšími. Probandi nad 75 let šli výrazně pomaleji než ti pod 65 let věku (Kelly et al., 2008, pp. 1329–1334), s čímž se tedy neshodují výsledky naší práce, ve které šli účastníci mladé i starší věkové kategorie přibližně stejnou rychlostí.

2. Ve studii Springer et al., (2006, p. 950–955) se zabývali vlivem duálního úkolu na parametry chůze u jednotlivých věkových kategorií. Porovnáním mladé (18–35 let) a starší skupiny s a bez pádů v anamnéze (65–85 let) vyšlo najevo snížení rychlosti chůze ve všech třech skupinách, což potvrzujeme i naší prací. Navíc starší probandi bez pádů v anamnéze snížili rychlost chůze a dobu švihové fáze kroku a starší účastníci s pády v anamnéze snížili rychlost chůze a fáze jedné opory. Duální úkol měl u osob s tendencemi k pádům destabilizační efekt na posturální kontrolu a zvýšil variabilitu a instabilitu chůze (Springer et al., 2006, pp. 950–955).

3. Vliv duálního úkolu na parametry chůze u zdravých jedinců průměrného věku 76,2 let měl za následek snížení rychlosti chůze a snížení doby švihové fáze kroku. Jednalo se o tři typy duálních úkolů (fonémické monitorování, odečítání čísla 3 a 7), které měly za následek mírné rozdíly ve snižování rychlosti chůze. Při fonémickém monitorování snížilo rychlost

chůze 88 % účastníků, při odečítání čísla 3 byla prokázána snížená rychlost chůze u 97 % z nich a při odečítání čísla 7 u 93 % zúčastněných (Hausdorff et al., 2008, pp. 1335–1339).

Existuje celá řada kognitivních úkolů, jako jsou například úkoly pracovní paměti, mezi které patří hlasité počítání pozpátku, počítání pozpátku potichu, opakování číslic, postupné odečítání 3 nebo 7 a jiné nebo úkoly vizuální či sluchové. I přesto není shoda, které duální úkoly jsou pro hodnocení chůze nebo posturální kontroly optimální (Martin, Bajcsy, 2011, p. 2). Osobně se přikláním k názoru, že by bylo lepší, kdyby probandi povinně odečítali číslo 7 nahlas, čímž by se zabránilo případnému nedodržování nebo vytěsnění duálního úkolu během současně zadaného motorického úkonu. Proto by jedním z limitů práce mohl být fakt, že nebylo předem stanovené hlasité odečítání.

5.6 Limity studie

Limitem diplomové práce se může jevit malý počet probandů v jednotlivých věkových kategoriích. Odůvodněním nižšího počtu probandů zejména ve starší věkové kategorii může být nedostatek zdravých starších osob, které by splňovaly kritéria pro zařazení do experimentu. Dalším limitem experimentu by mohl být nedostatek EBM studií, ve kterých by byly prováděny stejné testy a hodnoceny stejné parametry jako v této diplomové práci. Mezi poslední limit bych uvedla nehomogenitu souboru probandů z pohledu pohlaví (ve smyslu převažování žen ve všech věkových kategoriích).

ZÁVĚR

Hlavním cílem této práce bylo zhodnotit vliv věku na jednotlivé parametry vybraných posturografických testů.

Sensory Organization test odhalil věkové vázané rozdíly ve stabilitě až v nejtěžší podmínce (tj. podmínka 6), kdy starší probandi prokázali horší stabilitu a menší využití kotníkové strategie v porovnání s mladšími probandy. V testu Motor Control se ukázala s věkem spojená nižší efektivita reakce na rušivý externí podnět (tedy starší osoby prokázaly pozdější reakci na translaci plošiny). Zvyšující se posturální výchyly spojené s narůstajícím věkem se ukázaly významné v sólo stoji se zavřenýma očima. V testu Limity stability byl ve směrech doprava a doleva prokázán s věkem se prodlužující reakční čas a snížené maximální exkurze ve směru dopředu.

Ukázalo se, že stárnutí může mít vliv na posturální stabilitu a reaktibilitu i u zdravých jedinců. Tento trend se ovšem projevil až při náročnějších posturálních situacích, kdy docházelo ke ztrátě nadbytečných (redundantních) informací, a tím byly odhaleny některé deficity v posturální kontrole u vyšetřovaných osob. Je důležité si uvědomit, že většina parametrů se začala zhoršovat již u střední věkové kategorie. Vzhledem k tomu, že průměrný věk v této kategorii se pohyboval kolem 44,8 roku, zhoršená stabilita se nemusí týkat pouze seniorů.

Posturální stabilita je multifaktoriální proces a nedá se najít měření, které by obsáhlo všechny složky podílející se na jejím zachování. Přesto právě posturografické testování může sloužit jak k diagnostice balančních poruch, tak i k jejich terapeutickému ovlivnění s využitím například vizuální zpětné vazby.

Účinným předcházením obtíží se stabilitou a incidencí pádů by mohl být balanční trénink v rámci ambulantní či lůžkové péče, a to zejména v geriatrických zařízeních. Léčba související s incidencí pádů je v dnešní době velmi nákladná a vhodná prevence balančních obtíží by mohla zmírnit i tyto socioekonomické dopady.

REFERENČNÍ SEZNAM

ABRAHAMOVÁ, D., HLAVAČKA F. 2008. Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. *Physiological Research* [online]. 2008, vol. 57, no. 6, pp. 957-964. [cit. 24.11.2013]. ISSN 0862-8408. Dostupné z: http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/57/57_957.pdf.

AMIRIDIS, I. G., ARABATZI, F., HATZITAKI, V. 2003. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience letters* [online]. 2003, vol. 350, no. 3, pp. 137-140. [cit. 2.2.2015]. ISSN 0304-3940. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394003008784>.

ANAND, V., BUCKLEY, J. G., SCALLY, A., ELLIOTT, D. B. 2003. Postural Stability in the Elderly during Sensory Perturbations and Dual Tasking: The Influence of Refractive Blur. *Investigative ophthalmology&visual science* [online]. 2003, vol. 44, no. 7, pp. 2885–2891. [cit. 2.4.2015]. ISSN: 1552-5783. Dostupné z: <http://www.iovs.org/content/44/7/2885.full>.

ANGELAKI, D. E., CULLEN K. E. 2008. Vestibular System: The Many Facets of a Multimodal Sense. *Annual review of neuroscience* [online]. 2008, vol. 31, pp. 125–150. [cit. 2.2.2015]. ISSN 1545-4126. Dostupné z: <http://www.annualreviews.org/doi/pdf/10.1146/annurev.neuro.31.060407.125555>.

ASSAIANTE, CH. et al. 2005. Development of Postural Control in Healthy Children: A Functional Approach. *Neural Plasticity* [online]. 2005, vol. 12, no. 2-3, pp.109–118. [cit. 25.11.2015]. ISSN 1687-5443. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2565455/>.

BENJUYA, J., KAPLANSKI, J., MELZER, I. 2004. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and aging* [online]. 2004, vol. 33, no. 6, pp. 602–607. [cit. 6.2.2015]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: <http://ageing.oxfordjournals.org/content/33/6/602.long>.

BERGAMIN, M., GOBBO, S., ZANOTTO, T., SIEVERDERS, J. C., ALBERTON, C. L., ZACCARIA, M., ERMOLAO, S. 2014. Influence of age on postural sway during different

dual-task conditions. *Frontiers in aging neuroscience* [online]. 2014, vol. 6, no. 271, pp. 1–7. [cit. 2.2.2015]. ISSN 1662-5145. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/Journal/10.3389/fnagi.2014.00271/full>.

BLASZCZYK, J. W., LOWE, D. L., HANSEN, P. D. 1994. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. 1994. *Gait&Posture* [online]. 1994, vol. 2, no. 1, pp. 11–17. [cit. 2.5.2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/0966636294900124/1-s2.0-0966636294900124-main.pdf?_tid=08db48a2-f0e6-11e4-933b-00000aacb360&acdnat=1430583331_acadd59f8b39fc86173c12a71fe81967.

BORAH, D., WADHWA, S., SINGH, U., YADAV, S. L., BHATTACHARJEE, M., SINDHU, V. 2007. Age related changes in postural stability. *Indian journal of physiology and pharmacology* [online]. 2007, vol. 51, no. 4, pp. 395–404. [cit.3.2.2015]. ISSN 0019-6499. Dostupné z: http://www.researchgate.net/profile/Upinderpal_Singh/publication/5375990_Age_related_changes_in_postural_stability/links/0912f50c6aad0bce7a000000.pdf.

BORAH, D., SINGH U., YADAV, S. L., BHATTACHARJEE, M. 2007. Postural Stability: Effect of Age. *Indian journal of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2007, vol. 18, no. 1, pp. 7–10. [cit. 3.2.2015]. ISSN 0973-2209. Dostupné z: www.ijpmr.com/ijpmr0701/20070102.pdf.

BOUCHE, K., STEVENS, V., CAMBIER, D., CAEMAERT, J., DANNEELS, L. 2006. Comparison of postural control in unilateral stance between healthy control and lumbar dicectomy patients with and without pain. *European spine journal*. 2006, vol. 15, no. 4, pp. 423–432. [cit. 1.5.2015]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3489320/>.

BUGNARIU, N., FUNG, J. 2007. Aging and selective sensorimotor strategies in the regulation of upright balance. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 2007, vol. 19, no. 4, pp. 1–7. [cit. 2.2.2015]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1910603/pdf/1743-0003-4-19.pdf>.

BULBULIAN, R., HARGAN, M. L. 2000. The effect of activity history and current activity on static and dynamic postural balance in older adults. *Physiology & behavior* [online]. 2000, vol. 70, no. 3-4, pp. 319–325. [cit. 5.2.2015]. ISSN 0031-9384. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031938400002729>.

CLARK, R. D., LORD, S. R., WEBSTER, I. A. 1991. Postural Stability and Associated Physiological Factors in a Population of Aged Persons. *Journal of Gerontology* [online]. 1999, vol. 46, no. 3, pp. 69–76. [cit. 3.2.2015]. ISSN 0000-0000. Dostupné z: <http://geronj.oxfordjournals.org/content/46/3/M69.long>.

COHEN, H., HEATON, L. G., CONGDON, S. H., JENKINS, H. A. 1996. Changes in Sensory Organization Test Scores with Age. *Age and aging* [online]. 1996, vol. 25, no. 1, pp. 39–44. [cit. 5.4.2015]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: <http://ageing.oxfordjournals.org/content/25/1/39.long>.

ČELIKOVSKÝ, S. et al. 1990. *Antropomotorika: pro studující tělesnou výchovu*. 3. přeprac. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1990, 286 s. Učebnice pro vysoké školy. ISBN 80-042-3248-5.

DAY, B. L., STEIGER, M. L., THOMPSON, P. D., MARSDEN, C. D. 1993. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of Physiology* [online]. 1993, vol. 469, no. 1, pp. 479–499. [cit. 10.2.2015]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1113/jphysiol.1993.sp019824/pdf>.

DOUMAS, M., KRAMPE, R. T., SMOLDERS, C. 2008. Task prioritization in aging: effects of sensory information on concurrent posture and memory performance. *Experimental Brain Research* [online]. 2008, vol. 187, no. 2, pp. 275–281. [cit. 17.1.2015]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: http://download.springer.com/static/pdf/216/art%253A10.1007%252Fs00221-008-1302-3.pdf?auth66=1421511876_43b326d0f2252477fc19f1a8269f88b3&ext=.pdf.

DOYLE, R. J., HSIAO-WECKSLER, E. T., RAGAN, B. G., ROSENGREN, K. S. 2007. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait&posture* [online].

2007, vol. 25, no 2, pp. 166–171. [cit. 3.2.2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206000427>.

DUARTE A., PRADO, J. M., STOFFREGEN, T. A. 2007. Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. *Gerontology* [online]. 2007, vol. 53, no. 5, pp. 274–281. [cit. 2.2.2015]. ISSN 1423-0003. Dostupné z: <http://ebm.ufabc.edu.br/publications/md/G07.pdf>.

DU PASQUIER, R. A., BLANC, Y., SINNREICH, M., LANDIS, T., BURKHARD, P., VINGERHOETS, F. J. G. 2003. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. *Clinical neurophysiology* [online]. 2003, vol. 33, no. 5, pp. 213–218. [cit. 4.2.2015]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0987705303000704>.

ERA, P., SAINIO, P., KOSKINEN, S., HAAVISTO, P., VAARA, M., AROMAA, A. 2006. Postural Balance in a Random Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. *Gerontology* [online]. 2006, vol. 52, no. 4, pp. 204–213. [cit. 3.2.2015]. ISSN 1423–0003. Dostupné z: <http://www.karger.com/Article/Pdf/93652>.

FEJER, R., RUHE, A., WALKER, B. 2010. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture* [online]. 2010, vol. 32, no. 4, pp. 436–445. [cit. 9.2.2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210002638>.

GANDEVIA, S. C., PROSKE U. 2012. The proprioceptive senses: Their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological reviews* [online]. 2012, vol. 92, no. 4, pp. 1651–1697. [cit. 4.2.2015]. ISSN 1522-1210. Dostupné z: <http://physrev.physiology.org/content/92/4/1651.full.pdf>.

GATEV, P., THOMAS, S., KEPPEL, T., HALLETT, M. 1999. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology* [online]. 1999, vol. 514, no. 3, pp. 915–928. [cit. 25.11.2013]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2269093/>.

GEORGE, R., LORD, S. R., STURNIEKS, D. L. 2008. Balance disorders in the elderly. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, vol. 38, no. 6, pp. 467–478. [cit. 13.1.2015]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0987705308001160>.

GILL, J., ALLUM, J. H. J., CARPENTER, M. G., HELD-ZIOLKOWSKA, M., ADKIN, A. L., HONEGGER, F., PIERCHALA, K. 2001. Trunk Sway Measures of Postural Stability During Clinical Balance Tests: Effects of Age. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* [online]. 2001, vol. 56, no. 7, pp. 438–447. [cit. 6.2.2015]. ISSN 1079-5006. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/56/7/M438.full.pdf+html>.

GOPAUL, K., MUIR, S. W., ODASSO, M. M. 2012. The role of cognitive impairment in fall risk among older adults: a systematic review and meta-analysis. *Age and aging* [online]. 2012, vol. 41, no. 3, pp. 299–308. [cit. 26.3.2015]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: <http://ageing.oxfordjournals.org/content/41/3/299.full.pdf+html>.

HARRISON A. L., SHAFFER, S. W. 2007. Aging of the Somatosensory System: A Translational Perspective. *Physical Therapy* [online]. 2007, vol. 87, no. 2, pp. 193–207. [cit. 10.2.2015]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/87/2/193.full.pdf+html>.

HAUSDORFF, J. M., SCHWEIGER, A., HERMAN, T., YOGEV-SELIGMANN, G., GILADI, N. 2008. Dual-Task Decrements in Gait: Contributing Factors Among Healthy Older Adults . *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* [online]. 2008, vol. 63, no. 12, pp. 1335–1343. [cit. 16.4.2015]. ISSN 1758-535X. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/63/12/1335.full.pdf+html>.

HAVLÍČKOVÁ, L. 2002. *Fyziologie tělesné zátěže*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2003, 203 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-718-4875-1.

HIRABAYASHI, S., IWASAKI, Y. 1995. Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain & Development* [online]. 1995, vol. 17, no. 2, pp. 111–113. [cit. 30.4.2015]. ISSN 0387-7604. Dostupné z: <http://ac.els->

cdn.com/038776049500009Z/1-s2.0-038776049500009Z-main.pdf?_tid=5169c944-ef6b-11e4-b252-00000aacb362&acdnat=1430420673_6c0e123382dedc00761c2a61c578d280.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and aging* [online]. 2006, vol. 35, no. 2, pp. 117–121. [cit. 11.2.2015]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: http://ageing.oxfordjournals.org/content/35/suppl_2/ii7.long.

HORAK, F. B., NASHNER, L. M., DIENER, H. C. 1990. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research* [online]. 1990, vol. 82, no. 1, pp. 167–177. [cit. 12.2.2015]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <http://www.reedinvent.com/home/users/web/b2317/cnc/work/ckeditortest/ckfinder/userfiles/files/Postural%20strategies%20associated%20with%20somatosensory%20and%20vestibular%20loss.pdf>.

HUXHOLD, O., LI, SCHU-CHEN, SCHMIEDEK, F., LINDENBERGER, U. 2006. Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Research Bulletin* [online]. 2006, vol. 69, no. 3, pp. 294–305. [cit. 2.2.2015]. ISSN 0361-9230. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0361923006000037>.

ISLAM, M. M., NASU, E., ROGERS, M. E., KOIZUMI, D., ROGERS, N. L., TAKESHIMA, N. 2004. Effects of combined sensory and muscular training on balance in Japanese older adults. *Preventive medicine* [online]. 2004, vol. 39, no. 6, pp. 1148–1155. [cit. 11.4.2015]. ISSN 0091-7435. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0091743504002439>.

JACOBSON, G. P., NEWMAN C. W., KARTUSH J. M. 1997. *Handbook of balance function testing*. San Diego, Calif.: Singular Pub. Group, 1997, 439 p. ISBN 15-659-3907-7.

KALVACH, Z. et al. 2004. *Geriatric a gerontologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. 864 s. ISBN 80-247-0548-6.

KELLY, V. E., SCHRAGER, M. A., PRICE, R., FERRUCCI, L., SHUMWAY-COOK, A. 2008. Age-Associated Effects of a Concurrent Cognitive Task on Gait Speed and Stability During Narrow-Base Walking. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* [online]. 2008, vol. 63, no. 12, pp. 1329–1334. [cit. 16.4.2015]. ISSN 1758-535X. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/63/12/1329.full.pdf+html>.

KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. 1. vyd. Olomouc: EZ Centrum, 2012. ISBN 978-80-260-1645-8.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ M., STACHO, J., SZMEKOVÁ L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. 138 s. ISBN 978-80-244-4266-2.

KOZAKAI, R., DOYO, W., ANDO, F., SHIMOKATA, H. 2006. Age related changes of postural stability and physical function in middle aged and elderly Japanese. *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine* [online]. 2006, vol. 55, pp. 227–230. [cit. 2.2.2015]. ISSN 1881-4751. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jspfsm/55/Supplement/55_S227/_pdf.

KUO, A. D. 2005. An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance. *Journal of Neural Engineering* [online]. 2005, vol. 2, no. 3, pp. 235–249. [cit. 13.1.2015]. ISSN 1741-2552. Dostupné z: <http://www.cs.cmu.edu/~cga/legs/arash6.pdf>.

LATASH, M. L., LEVIN, M. F. 2004. *Progress in Motor Control: Effect of Age, Disorder, and Rehabilitation*. 3. vyd. United States: Human Kinetics, 2004. 325 p. ISBN 0-7360-4400-0.

LAUGHTON, C. A., SLAVIN, M., KATDARE, K., NOLAN, L., BEAN, J. F., KERRIGAN, D. C., PHILLIPS, E., LIPSITZ, L. A., COLLINS, J. J. 2003. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance

impairment. *Gait&posture* [online]. 2003, vol. 18, no. 2, pp. 101–108. [cit. 11.2.2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620200200X>.

LEPHART, S. M., RIEMANN, B. L. 2002. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training* [online]. 2002, vol. 37, no. 1, pp. 71–79. [cit. 3.2.2015]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/pmid/16558670/>.

LIAW, Mei-Yun, CHEN, Chia-Ling, PEI, Yu-Cheng, LEONG, Chau-Peng, LAU, Yiu-Chung. 2009. Comparison of the Static and Dynamic Balance Performance in Young, Middle-aged, and Elderly Healthy People. *Chang Gung Medical Journal* [online]. 2009, vol. 32, no. 3, pp. 297–303. [cit. 4.2.2015]. ISSN 2072-0939. Dostupné z: <http://memo.cgu.edu.tw/cgmj/3203/320308.pdf>.

LOWES, L. P., RICHARDSON, P. K., WESTCOTT, S. L. 1997. Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Physical Therapy* [online]. 1997, vol. 77, no. 6, pp. 629–645. [cit. 24.11.2013]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/77/6/629.long>.

MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. 2011. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011, 245 s. ISBN 978-80-7262-695-3.

MAKI, B. E., MCILROY, W. E. 1997. The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy. *Physical Therapy* [online]. 1997, vol. 77, no. 5, pp. 488–507. [cit. 9.2.2015]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/77/5/488.long>.

MAKI, B. E., MCILROY, W. E. 2006. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. *Age and aging* [online]. 2006, vol. 35, pp. 112–118. [cit. 12.2.2015]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: http://ageing.oxfordjournals.org/content/35/suppl_2/ii12.long.

MANSFIELD, A., PETERS, A. L., LIU, B. A., MAKI, E. 2010. Effect of a Perturbation-Based Balance Training Program on Compensatory Stepping and Grasping Reactions in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy* [online]. 2010, vol. 90, no. 4, pp. 476–491. [cit. 10.2.2015]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/90/4/476.full.pdf+html>.

MARTIN, E., BAJCSY, R. 2011. Analysis of the Effect of Cognitive load on Gait with off-the-shelf Accelerometers. *COGNITIVE 2011 : The Third International Conference on Advanced Cognitive Technologies and Applications* [online]. 2011, pp. 1–6. [cit. 11.5.2015]. ISSN 2308-4197. Dostupné z: http://www.thinkmind.org/index.php?view=article&articleid=cognitive_2011_1_10_40038.

MELZER, I., BENJUYA, N., KAPLANSKI, J., ALEXANDER, N. 2009. Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. *Age & aging* [online]. 2009, vol. 38, no. 1, pp. 119–123. [cit. 12.4.2015]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3104613/pdf/afn249.pdf>.

MORNINGSTAR, M. W., PETTIBON, B. R., SCHLAPPI, H., SCHLAPPI, M., IRELAND, T. V. 2005. Reflex control of the spine and posture: a review of the literature from a chiropractic perspective. *Chiropractic & osteopathy* [online]. 2005, vol. 13, no. 16, pp. 1–17. [cit. 11.2.2015]. ISSN 1746-1340. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1198239/>.

MÜLLER, L. T. M., REDFERN M., S. 2004. Correlation between EMG and COP onset latency in response to a horizontal platform translation. *Journal of biomechanics* [online]. 2004, vol. 37, no. 10, pp. 1573–1581. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929004000338>.

NAIR, K. 2005. Aging muscle. *The American Journal of Clinical Nutrition* [online]. 2005, vol. 81, no. 5, pp. 953–963. [cit. 5.2.2015]. ISSN 1938-3207. Dostupné z: <http://ajcn.nutrition.org/content/81/5/953.full.pdf+html>.

Neurocom®, 2015. [cit. 13.3.2015]. Dostupné z: <http://www.resourcesonbalance.com/>.

NIGG B. M., NURSE, M. A. 2001. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical biomechanics* [online]. 2001, vol. 16, no. 9, pp. 719–727. [cit. 9.2.2015]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003301000900>.

NOVÁKOVÁ, H. 1998. Postural stability and flexibility of seniors. *Acta Universitatis Carolinae Kinanthropologica*. 1998, č. 1, s. 27–35. ISSN 1212-1428.

OPAVSKÝ, J. 2003. *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003, 91 s. ISBN 80-244-0625-X.

PARK, Rae-Young, KEE, Hoi-Sung, KANG, Jung-Ho, LEE, Su-Jin, YOON, Soe-Ra, JUNG, Kwang-Ik. 2011. Effect of Dominant Versus Non-dominant Vision in Postural Control. *Annals of rehabilitation medicine* [online]. 2011, vol. 35, no. 3, pp. 427–431. [cit. 11. 4. 2015]. ISSN 2234-0653. Dostupné z: <http://pdf.medrang.co.kr/paper/pdf/Jkarm/Jkarm035-03-17.pdf>.

PETERKA, R. J. 2002. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2002, vol. 88, no. 3, pp. 1097–1118. [cit. 24.11.2013]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/88/3/1097.long>.

PETERKA, R. J., BLACK, F. O. 1990. Age-related changes in human posture control: Sensory organization tests. *Journal of vestibular research: equilibrium & orientation*. 1990, vol. 1, no. 1, pp. 73–85. [cit. 15.4.2015]. ISSN 1878-6464. Dostupné z: <http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19890018841.pdf>.

PETERKA, R. J., BLACK, F. O. 1990. Age-related changes in human posture control: Motor Coordination Tests. *Journal of vestibular research: equilibrium & orientation*. 1990, vol. 1, no. 1, pp. 87–96. [cit. 4.5.2015]. ISSN 1878-6464. Dostupné z: <http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19900002862.pdf>.

PÓČ V., MATĚJKOVÁ, E. 2009. *Sport jako životní styl 2009: Sborník abstrakt mezinárodní konference konané 23. dubna 2009*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2009, 34 s. ISBN 978-802-1048-393.

PRENTICE, S. D., MCLIROY, W. E., SINGER, J. C. 2013. Age-related changes in mediolateral dynamic stability control during volitional stepping. *Gait & Posture* [online]. 2013, vol. 38, no. 4, pp. 679–683. [cit. 12.2.2015]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636213001392>.

RIEGEROVÁ, J. et al. 2006. *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: (příručka funkční antropologie)*. 3. vyd. Olomouc: Hanex, 2006, 262 s. ISBN 80-857-8352-5.

RUNGE, C. F. et al. 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait&Posture* [online]. 1999, vol. 10, no. 2, pp. 161–170. [cit. 25.11.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636299000326>.

SELL, T. C. 2012. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association Chartered Physiotherapists in Sports* [online]. 2012, vol. 13, no. 2, pp. 80–86. [cit. 6.2.2015]. ISSN 1466-853X. Dostupné z: http://ac.els-dn.com/S1466853X12000557/1-s2.0-S1466853X12000557-main.pdf?_tid=bcaf64f4-ae23-11e4-bb89-0000aacb35d&acdnat=1423243104_82012ae36d051c141002c66cde0ef1d1.

SHUMWAY-COOK, A. & WOOLLACOTT, H. M. 2010. *Motor control*. 4th ed. Lippincott Williams&Wilkins, 2010. 656 p. ISBN 9781451117103.

SHUMWAY-COOK, A. et al. 1997. The Effects of Two Types of Cognitive Tasks on Postural Stability in Older Adults With and Without a History of Falls. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* [online]. 1997, vol. 52, no. 4, pp. 232–240. [cit. 12.2.2015]. ISSN 1758-535X. Dostupné z: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/52A/4/M232.long>.

SILVA, R. A., BILODEAU, M., PARREIRA, R. B., TEIXEIRA, D. C., AMORIM, C. F. 2013. Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2013, vol. 3, no. 3, pp. 634–939. [cit. 1.5.2015]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: [http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411\(13\)00025-4/pdf](http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411(13)00025-4/pdf).

SPRINGER, B. A., MARIN, R., CYHAN, T., ROBERTS, H., GILL, N. W. 2007. Normative Values for the Unipedal Stance Test with Eyes Open and Closed. *Journal of geriatric physical therapy* [online]. 2007, vol. 30, no. 1, pp. 8–15. [cit. 11.4.2015]. ISSN 2152-0895. Dostupné z: http://journals.lww.com/jgpt/Fulltext/2007/04000/Normative_Values_for_the_Unipedal_Stance_Test_with.3.aspx.

SPRINGER, S., GILADI N., PERETZ, CH., YOGEV, G., SIMON, E. S., HAUSDORFF, J. M. 2006. Dual-Tasking Effects on Gait Variability: The Role of Aging, Falls, and Executive Function. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society* [online]. 2006, vol. 21, no. 7, pp. 950–957. [cit. 16.4.2015]. ISSN 1531-8257. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mds.20848/pdf>.

TING, L. H., TORRES-OVIEDO, G. 2007. Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2007, vol. 98, no. 4, pp. 2144–2156. [cit. 5.2.2015]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/98/4/2144.full-text.pdf+html>.

TOKUNO, C. D., CRESSWELL, A. G., THORSTENSSON, A., CARPENTER, M. G. 2010. Age-related changes in postural responses revealed by support-surface translations with a long acceleration–deceleration interval. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2010, vol. 121, no. 1, pp. 109–117. [cit. 6.4.2015]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/S1388245709005781/1-s2.0-S1388245709005781-main.pdf?_tid=72695016-dc78-11e4-947f-00000aab0f27&acdnat=1428337240_3cf4f2b054cb8b575fe254e6128653aa.

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č. 4, s. 115–121. ISSN 1803-6597.

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č. 4, s. 122–129. ISSN 1803-6597.

VÉLE, F. 1995. Kineziologie posturálního systému. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995, 85 s. ISBN 80-7184-100-5.

WINTER, A. D. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait&Posture* [online]. 1995, vol. 3, no. 4, pp. 193–214. [cit. 24.11.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.cs.cmu.edu/~hgeyer/Teaching/R16899B/Papers/Winter95Gait%26Posture.pdf>.

SEZNAM ZKRATEK

CNS	centrální nervová soustava
DKK	dolní končetiny
MJ	motorická jednotka
COM	centre of mass
COP	centre of pressure
COG	centre of gravity
m.	musculus (sval)
ms	milisekunda
kg	kilogram
cm	centimetr
Hz	Herz
TEP	totální endoprotéza
St. p.	status post (stav po)
ČR	Česká republika
BMI	Body Mass Index (index tělesné hmotnosti)
SOT	Sensory Organization Test
MCT	Motor Control Test
US	Unilateral Stance
LOS	Limits of Stability
TW	Tandem Walk
EMG	elektromyografie

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Prostředky potřebné k posturální stabilitě a orientaci	11
Obr. 2 Komponenty podílející se na posturální kontrole.....	13
Obr. 3 Senzomotorický systém	18
Obr. 4 Konfidenční elipsa	19
Obr. 5 Pohybové strategie.....	21
Obr. 6 Hodnoty parametru Equilibrium score pro podmínku 6 testu SOT	43
Obr. 7 Hodnoty parametru Strategy analysis pro podmínku 6 testu SOT	45
Obr. 8 Hodnoty parametru Latency v testu MCT (podtrh vzad pro LDK)	46
Obr. 9 Hodnoty parametru Latency v testu MCT (podtrh vzad pro PDK).....	46
Obr. 10 Hodnoty parametru Sway Velocity testu US pro dominantní končetinu	48
Obr. 11 Hodnoty parametru Sway Velocity testu US pro nedominantní končetinu	48
Obr. 12 Hodnoty parametru Reaction Time testu LOS pro směr doprava	50
Obr. 13 Hodnoty parametru Reaction Time testu LOS pro směr doleva	50
Obr. 14 Hodnoty parametru Maximal Excursion testu SOT pro směr dopředu	51

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Charakteristika jednotlivých období	31
Tab. 2 Přehled somatometrických údajů.....	39
Tab. 3 Popisná statistika pro parametr Equilibrium score	43
Tab. 4 Popisná statistika pro parametr Strategy Analysis	44
Tab. 5 Popisná statistika pro parametry Latency testu MCT	45
Tab. 6 Popisná statistika pro parametr Sway Velocity testu US	47
Tab. 7 Popisná statistika pro parametr Sway Velocity testu US	48
Tab. 8 Popisná statistika pro parametr Reaction Time testu LOS	49
Tab. 9 Popisná statistika pro parametr Maximal Excursion testu LOS	51
Tab. 10 Popisná statistika pro parametr Speed testu Tandem Walk	52

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Popis a ilustrace testu Sensory Organization Test	83
Příloha 2 Popis a ilustrace testu Motor Control Test	84
Příloha 3 Popis a ilustrace testu Unilateral Stance	85
Příloha 4 Popis a ilustrace testu Limits of Stability	86
Příloha 5 Popis a ilustrace testu Tandem Walk	87
Příloha 6 Informovaný souhlas.....	88
Příloha 7 Posturograf firmy Neurocom.....	89
Příloha 8 Probandka během testu SOT	90
Příloha 9 Probandka během testu TW se současně zadaným kognitivním úkolem.....	91

PŘÍLOHY

Příloha 1 Popis a ilustrace testu Sensory Organization Test

Sensory Organization Test (SOT)

Cíl vyšetření: Vyšetření efektivity stabilizace stoje v závislosti na změně somatosenzorických vjemů k určení podílu vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického aparátu na posturální stabilizaci ve vzpřímeném bipedálním stoji. Testuje se 6 situací vždy ve 3 opakováních. Každý pokus trvá 20 s.

Testované situace:

1. Stoj s otevřenýma očima, kabina i podložka jsou fixní – senzorké informace nejsou alterovány.
2. Stoj se zavřenýma očima, kabina i podložka jsou fixní – hodnotí se schopnost kompenzace absence zrakové kontroly.
3. Stoj s otevřenýma očima, fixní je podložka, hýbe se kabina – hodnotí se schopnost kompenzace alterace informací z vestibulárního aparátu.
4. Stoj s otevřenýma očima, podložka se pohybuje, kabina je fixní – hodnotí se schopnost kompenzace alterace somatosenzorických informací.
5. Stoj se zavřenýma očima, podložka se pohybuje, kabina je fixní – hodnotí se schopnost kompenzace absence zrakové kontroly a alterace somatosenzorických informací.
6. Stoj na plošině s otevřenýma očima, podložka i kabina se pohybují – hodnotí se schopnost efektivní integrace alterujících senzorkých informací.

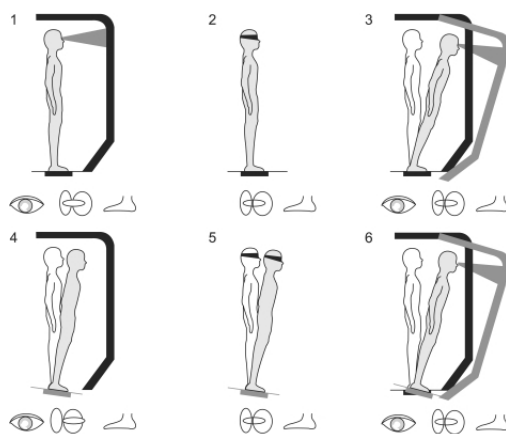
Instrukce vyšetřovanému: Vzpřímený stoj, ruce podél těla. V průběhu testování se nesmí změnit poloha chodidel. V příslušném testu vyšetřovaného požádáme, aby zavřel oči, jinak není proband informován o charakteru jednotlivých testů, aby nedocházelo ke zkreslení výsledků.

Testované parametry:

Equilibrium Score – procentuálně vyjadřuje stabilitu. Čím vyšší skóre, tím lepší posturální stabilizace.

Strategy analysis – hodnota určuje, která ze strategií k udržení balance převažuje (kotníková/kyčelní).

COG Alignment – výchozí postavení vertikální projekce těžiště do podložky před počátkem jednotlivých testů. Udává se ve stupních (Kolářová et al., 2014, s. 15).



Park et al., 2011, p. 429

Příloha 2 Popis a ilustrace testu Motor Control Test

Motor Control Test (MCT)

Cíl vyšetření: Test posuzuje efektivitu automatických posturálních reakcí na horizontální posun plošiny v závislosti na směru a rychlosti translace.

Průběh testování: Testují se dva směry translace plošiny (dozadu a dopředu). Pro každý směr jsou testovány 3 rychlosti: malá, střední a maximální, vždy ve 3 opakováních. Velikost translací je normována k tělesné výšce vyšetřovaného.

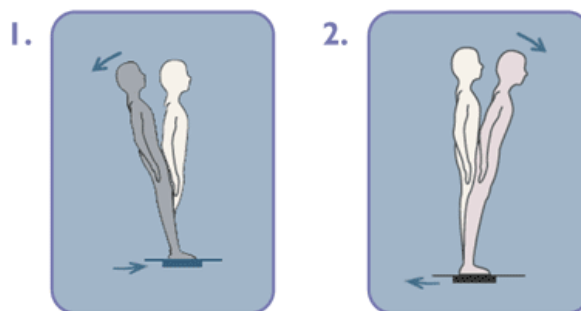
Instrukce vyšetřovanému: Vyšetřovaný stojí vzpřímeně, ruce volně podél těla. V průběhu testování se nesmí změnit poloha chodidel. Testovaný je informován, že se bude hýbat podložka.

Testované parametry:

Weight Symmetry – hodnotí průměrné rozložení tělesné hmotnosti v průběhu translací. Udává se v %.

Latency – hodnotí efektivitu reakce na zevní podnět. Vyjádřena jako čas v milisekundách mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí vyšetřovaného. Čím vyšší hodnoty, tím nižší efektivita reakce.

Amplitude Scaling – kvantifikuje amplitudu aktivní silové odpovědi na translaci plošiny pro každou DK zvlášť (Kolářová et al., 2014, ss. 16–17).



Forward/Backward Translations

<http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>

Příloha 3 Popis a ilustrace testu Unilateral Stance

Unilateral Stance (US)

Cíl vyšetření: Zhodnocení posturální stability během stoje na jedné DK.

Průběh testování: Jako první je testován stoj na levé DK a následuje stoj na levé DK při zavřených očích. Poté stoj na pravé DK a stoj na pravé DK se zavřenýma očima. Každý pokus je opakován třikrát po 10 s.

Instrukce vyšetřovanému: Vyšetřovaný je instruován, aby se postavil na 1 DK. Zdvižená DK je flektovaná v 90° v kyčli i koleni. Testování je spuštěno až po zdvižení 1 DK. Pokud testovaný jedinec v rámci udržení balance položí DK na podložku po dobu delší než 1 s, je nutné test vyhodnotit jako FALL.

Testované parametry:

Sway Velocity – průměrná rychlost posturálních výchylek [°/s] tří dílčích pokusů každí testované situace (Kolářová et al., 2014, s. 19).



<http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/functionalLimitation/us.aspx>

Příloha 4 Popis a ilustrace testu Limits of Stability

Limits of Stability (LOS)

Cíl vyšetření: Test hodnotí schopnost vyšetřovaného aktivně měnit polohu COP předem vymezeným směrem inklinací těla a udržet dosažené maximum, aniž by se změnila opěrná база.

Průběh testování: Test spočívá v aktivním přenosu COP inklinací těla daným směrem. Pohyb COP je kontinuálně monitorován a přehráván na obrazovku, kterou proband sleduje a může tak na základě vizuálního feedbacku korigovat požadovaný směr dle svých schopností. Během testu je hodnoceno 8 směrů. Výchozí poloha COP je vždy ve středovém poli na obrazovce. Každý pokus trvá 8 sekund.

Instrukce vyšetřovanému: Před vlastním testováním by si měl proband testované situace vyzkoušet. Testovaný je před vlastním vyšetřením instruován, aby se na zaznění zvukového signálu snažil co nejpřesněji a nejrychleji dosáhnout vyznačeného bodu na obrazovce a snažil se v maximálním bodě setrvat do dalšího zaznění zvukového signálu (ukončení testu).

Testované parametry:

Reaction time – reakční čas [s] informuje, jak rychle pacient zareaguje na zvukový signál znázorňující začátek testu.

Movement Velocity – průměrná rychlost COP [$^{\circ}$ /s] při dosažení vyznačeného bodu.

Endpoint Excursion – bod, kam se vychýlí těžiště při prvním pokusu o dosažení limitů stability bez zaváhání (%).

Directional Control – kontrola směru pohybu COP. Hodnoty vyjadřují procentuálně vyjádřenou vzdálenost od přímého směru.

Maximum Excursion – bod maximálního vychýlení COP [%] v daném směru (limit stability) (Kolářová et al., 2014, s. 20).



<http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/los.aspx>

Tandem Walk (TW)

Cíl vyšetření: Kvantifikace aspektů posturální stabilizace během chůze o zúžené opěrné bazi.

Průběh testování: Test je možné spustit pouze v případě, že vyšetřovaný již stojí na plošině ve výchozí pozici. Test je opakován třikrát.

Instrukce vyšetřovanému: Vyšetřovaný je instruován, aby se postavil na začátek snímací plochy na linii vyznačenou ve středu tak, aby se špička zadní DK dotýkala paty přední DK. Vyšetřovaný se na signál „GO“ na obrazovce rozejde tak, aby šel po střední linii „pata – špička“ tak rychle, jak je to možné, aniž by se dotýkal čehokoliv v okolí. Na konci snímací plochy se zastaví (ve výchozím postavení) a zůstane stát do skončení testu.

Testované parametry:

Step Width – průměrná laterální vzdálenost mezi po sobě jdoucími kroky [cm].

Speed – rychlost chůze [cm/s].

End Sway – průměrné anteroposteriorní titubace během prvních 5 sekund poté, co se vyšetřovaný na plošině zastaví [°/s] (Kolářová et al., 2014, ss. 23–24).



<http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/functionalLimitation/tw.aspx>



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Etická komise

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: **Vliv věku na posturální funkce** (Diplomová práce)

období realizace: 29. 9. 2014 - 30. 4. 2015

řešitelé projektu: Bc. Hana Stejskalová

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit, jak věk ovlivňuje posturální funkce. Jedná se o jednorázové měření na posturografické plošině s využitím 5 následujících testů: MCT, LOS, SOT, US a TW. V testech se objevuje podtrhávání plošiny různými směry, přenášení těžiště, stoj na jedné dolní končetině při zavřených/otevřených očích nebo chůze o úzké bazi. Celé měření včetně vstupního kineziologického vyšetření a jednoduchých klinických testů potrvá přibližně 45 minut.

Vyšetření bude informovat probanda o jeho posturálních schopnostech a může ukázat správnou cestu při volbě rehabilitace. Údaje získané z měření budou dále anonymně zpracovány a publikovány v diplomové práci. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: Bc. Hana Stejskalová,

V Olomouci, dne:

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu:

V _____, dne:

Příloha 7 Posturograf firmy Neurocom©



Příloha 8 Probandka během testu SOT



Příloha 9 Probandka během testu TW se současně zadaným kognitivním úkolem

