

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY VE STOJI
U ZDRAVÝCH MLADÝCH OSOB**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Tomáš Gladiš, obor Fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Jitka Klugarová, Ph.D.
Olomouc 2012

Jméno a příjmení autora: Tomáš Gladiš

Název diplomové práce: Hodnocení posturální stability ve stoji u zdravých mladých osob

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Jitka Klugarová, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2013

Abstrakt: Posturální stabilitu coby jednu ze základních motorických dovedností člověka je díky silovým plošinám možné velmi přesně měřit a analyzovat. Cílem této práce bylo zhodnotit variabilitu parametrů popisujících stabilitu stoje u zdravých osob a definovat relevantní a využitelné parametry pro využití v rehabilitační praxi.

K vyšetření stability stoje u 29 zdravých žen (25 ± 3 let) byly použity dvě tenzometrické plošiny Kistler; probandi byly instruováni ke stoji s otevřenými očima po dobu 30 sekund. Hodnoceny byly parametry směrodatných odchylek COP, plocha 95 % konfidenční elipsy COP a rychlosti změn COP. Velmi spolehlivými parametry pro hodnocení stability stoje na silových plošinách jsou parametry rychlostí změn COP. Z výsledků práce vyplynulo doporučení pro praxi měřit stabilitu stoje s latencí a s využitím vyšších frekvencí záznamu. Vyšetření na silových plošinách přináší reliabilní data, která mohou pomoci zefektivnit diagnostiku poruch posturální stability a následně hodnocení průběhu komprehenzivní rehabilitace.

Klíčová slova: posturografie, silové plošiny, stoj, posturální stabilita, variabilita, reliabilita, COP

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Tomáš Gladiš

Title of the master thesis:

Department: Department of physiotherapy

Supervisor: Mgr. Jitka Klugarová, PhD.

The year of presentation: 2013

Abstract: Postural stability as one of basic human motor skills can be accurately measured and analysed owing to force platforms. The aim of this thesis was to evaluate the variability of parameters describing the standing stability of healthy individuals and to define relevant and utilizable parameters for application in rehabilitation practice.

Two Kistler tensometric force platforms were used to measure the standing stability of 29 healthy women (aged 25 ± 3); subjects were instructed to stand for 30 seconds with open eyes. COP parameters of standard deviation, 95% of confidence ellipse region and velocity were evaluated. COP velocity parameters are very reliable for the evaluation of the standing stability on force platforms. The outcome of our results is a recommendation to measure the standing stability with latency and with higher frequencies of recording. Force platforms measurement yields reliable data that can help streamline the diagnostics of postural stability perturbations and consequently the assessment of comprehensive rehabilitation process.

Keywords: posturography, force plates, stance, postural stability, variability, reliability, centre of pressure

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Jitky Klugarové, PhD., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci, dne 26. dubna 2013

.....

Děkuji Mgr. Jitce Klugarové, Ph.D. a Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za cenné rady při vedení a zpracování této diplomové práce.

|

OBSAH

1 ÚVOD	7
2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA	8
2.1 Posturální stabilita	8
2.1.1 Základní biomechanické pojmy	8
2.1.2 Stabilita stoje	10
2.2 Posturální kontrola	12
2.2.1 Senzorická složka posturální stability	13
2.2.2 Řízení stability vzpřímeného stoje	15
2.2.3 Posturální stabilita z hlediska vývojové kineziologie	17
2.2.4 Změny v řízení posturální stability spojené s věkem	17
2.2.5 Vyrovnávací strategie	18
2.2.6 Význam hlubokého stabilizačního systému v udržování posturální stability	19
2.2.7 Patologie udržování vzpřímeného stoje	19
2.3 Vyšetření vzpřímeného stoje	22
2.3.1 Neurologické vyšetření stoje	22
2.3.2 Funkční testování	23
2.3.3 Přístrojové vyšetření stoje	26
2.4 Biomechanika dolní končetiny	27
2.4.1 Kyčelní kloub	27
2.4.2 Kolenní kloub	30
2.4.3 Klouby nohy	31
2.5 Posturografie	32
2.5.1 Rozdělení posturografie	32
2.5.2 Přístroje a měření	33
2.5.3 Využití posturografie a její limitace	35
3 PŘEHLED LITERATURY	37
4 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	40
4.1 Cíle	40
4.2 Výzkumné otázky	41
5 METODIKA	42
6 VÝSLEDKY	46
6.1 Výsledky k výzkumné otázce V ₁	46
6.2 Výsledky k výzkumné otázce V ₂	48
6.3 Výsledky k výzkumné otázce V ₃	50
7 DISKUZE	53
7.1 Opakovatelnost pokusů	53
7.2 Opakovatelnost intervalů	55
7.3 Vliv frekvence záznamu na parametry	57
7.4 Limity studie	58
8 ZÁVĚR	59
10 SUMMARY	61
11 REFERENČNÍ SEZNAM	62
PŘÍLOHY	69

1 ÚVOD

Vzpřímené držení těla je tím, co člověka odlišuje od ostatních primátů. Stoj na dvou dolních končetinách je náročnější na udržování stability, která je jednou ze základních podmínek motoriky člověka. Udržování stability stoje je zároveň velice komplexní motorickou činností, na jejímž řízení a vykonávání se podílí celá řada anatomických i funkčních struktur. Kromě vnitřních sil, tedy svalové aktivity řízené centrálním nervovým systémem, je ovlivňována celou řadou dalších faktorů, především působením tíhové síly.

Z výše uvedeného vyplývá důležitost vyšetřování stability stoje. Vedle všech možností klinického vyšetřování stability stoje se s vývojem moderních přístrojů otevírají také další možnosti exaktního vyšetření stoje. V klinické praxi mohou být biomechanické analýzy stoje vhodným doplňkem vyšetřování posturální stability, protože umožňují kvalitu stability stoje objektivizovat. Díky tomu má práce se silovými plošinami a posturografie ve výzkumu posturální stability své místo.

Posturografie se využívá jako diagnostický nástroj ke sledování a vyhodnocování průběhu a efektu terapie u pacientů s poruchami posturální stability a má své uplatnění také např. v rámci prevence pádů u seniorů. Hlavní výhodou této metody pro využití v rehabilitační praxi je rychlost analýzy a možnost přizpůsobit podobu vyšetřování dle zaměření na jednotlivé aspekty posturální kontroly.

Aby bylo možné data ze silových plošin účelně využít pro výzkum i klinickou praxi, je nutností mít základní data o stabilitě stoje zdravé populace, volit vhodnou metodiku a vědět, které parametry jsou po vyhodnocování stability stoje přínosem.

Tato práce je zaměřena na problematiku hodnocení variability parametrů popisujících stabilitu stoje u zdravých jedinců a zabývá se určením vhodných parametrů pro testování stability stoje na silových plošinách. Jedním z výstupů práce je získání dat o stabilitě stoje zdravé populace v podobě referenčního vzorku pro řešení otázek posturální stability u různých skupin pacientů.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 Posturální stabilita

Schopnost zajistit vzpřímené držení těla se označuje jako posturální stabilita (Vařeka, 2002).

Vzpřímenou polohou se rozumí držení segmentu či segmentů proti působení zevních sil, především gravitaci (vestoje, vsedě nebo i segmentálně vleže). Vzpřímené držení těla přináší člověku lepší orientaci v prostoru nebo uvolnění horních končetin pro úchop, avšak coby aktivní poloha klade zároveň nemalé nároky na řízení polohy segmentů i celého těla. Protože je pro člověka typické vzpřímené držení těla a bipedální lokomoce, je pro něj charakteristická také vyšší poloha těžiště, což souvisí s určitým snížením stability. Přibližně dvě třetiny tělesné hmoty jsou drženy v určité vzdálenosti od země jen na dolních končetinách, které poskytují úzkou opěrnou bázi (Vařeka & Dvořák, 1999; Winter, Patla, & Frank, 1990).

Navíc, protože lidské tělo je z biomechanického pohledu systémem tvořeným množstvím segmentů, je vzpřímený stoj na dvou dolních končetinách i z tohoto pohledu nestabilní (Vařeka, 2002).

2.1.1 Základní biomechanické pojmy

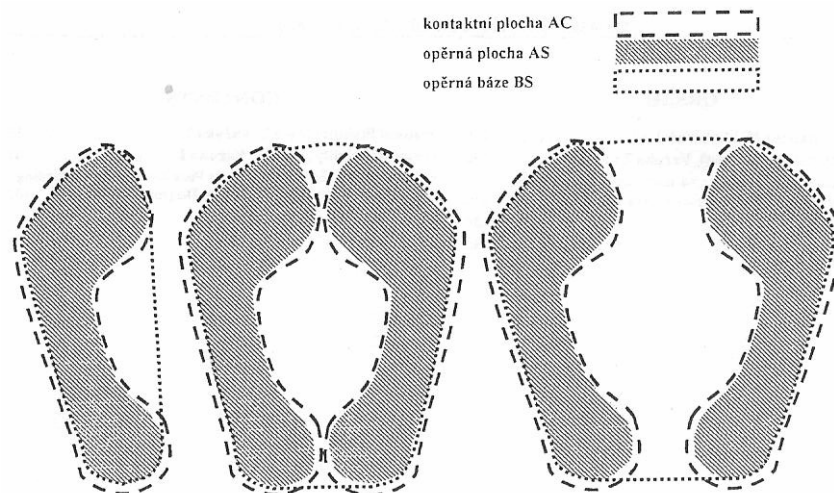
Z důvodu terminologických nedorozumění definoval Vařeka (2002) některé zásadní pojmy vztahující se problematice posturální stability. Protože s mnohými z nich bude v textu dále operováno, uvádím je v této práci také.

Postura je aktivní držení jednotlivých segmentů těla proti působení zevních sil (především síle tíhové). Je zajištěna aktivně vnitřními silami, tedy svalovou aktivitou řízenou prostřednictvím CNS a je realizována anatomicky definovaným pohybovým systémem při respektování biomechanických principů. Postura však není spojena vždy jen se vzpřímeným stojem. Je součástí všech motorických programů (včetně chůze), neboť je potřeba ji zaujmout k provedení optimálního pohybu. Postura tak provází pohyb na jeho začátku, v průběhu jeho provádění i na jeho konci.

Atituda je postura bezprostředně předcházející provedení pohybu. Zpravidla jde o takové nastavení těla, kdy již není možné provést jiný než plánovaný pohyb (typickým příkladem je atlet ve startovním bloku).

Posturální stabilita je pojem označující schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny vnějších a vnitřních sil tak, aby nedošlo k pádu. Jinými slovy schopnost udržet projekci těžiště v opěrné bázi.

Rovnováha (balance) je souborem statických a dynamických strategií, které jsou cestou k zajištění posturální stability. Jsou ochranou před pádem a protože jde o neustálé přizpůsobování svalové aktivity a nastavení kloubů, je rovnováha (balance) funkční a velice komplexní motorická schopnost.



Obrázek 1. Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (Vařeka, 2002, 117)

Plocha kontaktu (Area of Contact, AC) odpovídá ploše na podložce, jež je v kontaktu s tělem dotykem.

Opěrná plocha (Area of Support, AS) popisuje tu část plochy kontaktu, která je využívána k aktivní opoře a vytvoření opěrné báze.

Opěrná báze (Base of Support, BS) je plocha ležící v rovině kolmé na výslednici uvažovaných zevních sil, jež je ohraničena nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy. Opěrná báze se díky tomu výrazně mění nejen při stoji spatném a rozkročném, ale jak je vidět významnou roli mohou hrát i hole. Širší opěrná báze přináší větší stabilitu (Day et al., 1993).

Úložná plocha (Area of Load, AL) je plocha kontaktu těla s podložkou. Člověk ji zaujímá tehdy, chybí-li organizace segmentového systému těla a postura. Typicky u novorozenců či v hlubokém bezvědomí.

Těžiště (Centre of Mass, COM) je hypotetický bod, do něhož je soustředěna hmotnost celého těla („hmotný bod“). Biomechanika umožňuje teoreticky stanovit těžiště pro každý segment těla a z něj odvodit společné těžiště pro celé tělo (i pro bezvládné tělo v případě bezvědomí). Z hlediska kineziologie se ale o těžišti těla mluví jen tehdy, zaujímá-li aktivně posturu.

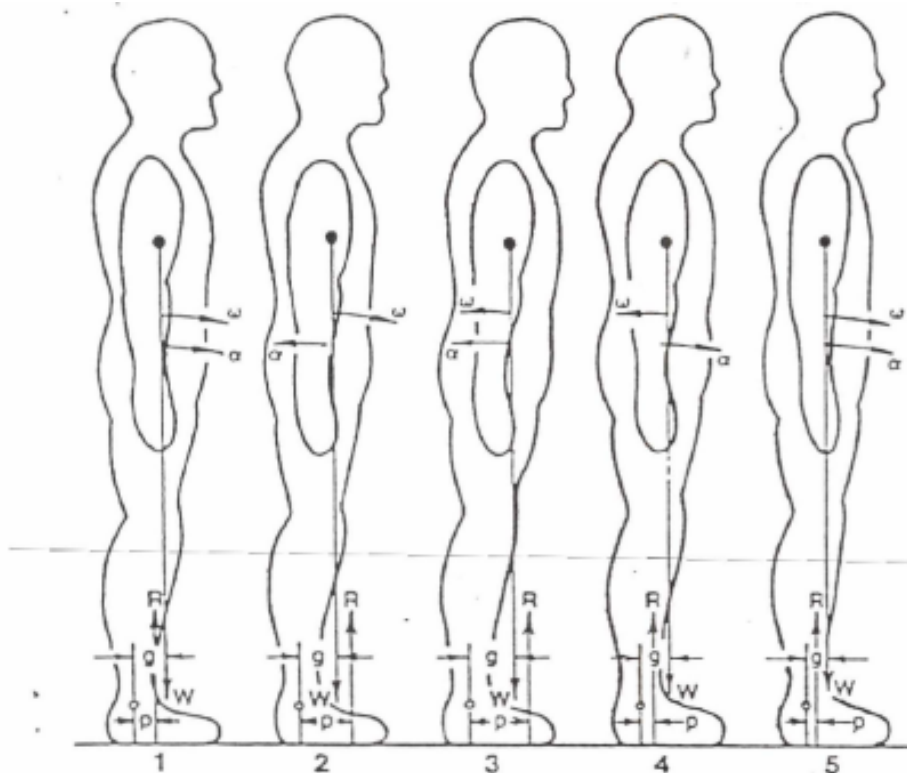
Centre of gravity (COG) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze. Ve statické poloze, jakou je i stoj, se COG nachází vždy v opěrné bázi.

Centre of Pressure (COP) je působiště vektoru reakční síly podložky. Jeho poloha je dána nejen polohou těžiště, ale i řízením CNS (výrazný vliv na pozici COP má například aktivita bérceových svalů). COP je možné vypočítat z hodnot reakční síly (stabilometrické plošiny Kistler) nebo lze vypočítat jako vážený průměr tlaků snímaných senzory z opěrné plochy.

2.1.2 Stabilita stoje

Protože lidské tělo je ze své podstaty nestabilní systém tvořený množstvím segmentů, je posturální stabilita coby schopnost zajistit vzpřímené držení těla z biomechanického pohledu nesnadným úkolem (Vařeka, 2002).

Nestabilita systému je patrná z modelu tzv. obráceného kyvadla, v němž je celý systém vícesegmentového lidského těla zjednodušen na dva segmenty spojené v hlezenních kloubech. Pohyb „kyvadla“ probíhá v sagitální rovině okolo osy procházející hlezenními klouby a změnami aktivity plantárních flexorů spojenými se změnami reakčních sil podložky je řízena rovnováha. Vektory působení tíhové síly a vertikální reakční síly se nikdy nedostanou za osu hlezenního kloubu a pokud ano, následuje podle tohoto modelu pád (Winter, Patla, & Frank, 1990).



Obrázek 2. Dvousegmentový model těla jako obráceného kyvadla (Winter, Patla, & Frank, 1990, 34)

Rozdíl mezi COP a COG je patrný z modelu obráceného kyvadla (Obrázek 3). Situace 1 popisuje výchozí stav, kdy je COG před COP, vektor úhlové rychlosti ω směřuje dopředu, hmotnost (W) je rovna a opačná vertikální reakční síle (R) a obě působí na stejně dlouhých pákách g a p se středem otáčení v hlezenním kloubu. Pokud páka tíhové síly ($W.g$) bude větší než páka vertikální reakční síly podložky ($R.p$), bude tělo očekávat úhlové zrychlení stejným směrem – COP se tedy aktivací plantárních flexorů posune před COG. Situace 3 ukazuje opačnou situaci, tedy že $R.p > W.g$ a tudíž vektor úhlového zrychlení α se otáčí a zmenšuje tak i vektor úhlové rychlosti ω a oba tak směřují dozadu společně s COG. V tuto chvíli tělo očekává naklonění dozadu a CNS tedy sníží aktivitu plantárních flexorů (situace 4), čímž znovu dojde ke snížení vektoru úhlové rychlosti ω , COP se přesune za COG a tělo se vrátí opět do výchozí pozice (situace 5). Je tedy patrné, aktivita plantárních a dorzálních flexorů se vztahem na kontrolu hlezenního kloubu dokáže regulovat pozici COG. Zároveň platí, že dynamický rozsah COP musí být o něco větší než COG a že COP se může pohybovat anteriorně a posteriorně s ohledem na COG (Winter, Patla, & Frank, 1990).

Mluvit o stoji jako o statické činnosti je zavádějící, neboť žádnou polohu nelze udržet dokonale statickou. I při maximálním úsilí udržet statický stoj se lidské tělo vždy pohybovat bude (Day et al., 1993). Kromě vnějších sil stojí za titubacemi nekonstantní kontrakční síla svalů, dechová vlna, srdeční činnost apod. Proto Vařeka (2002) doporučuje raději používat označení „kvazistatický stoj“.

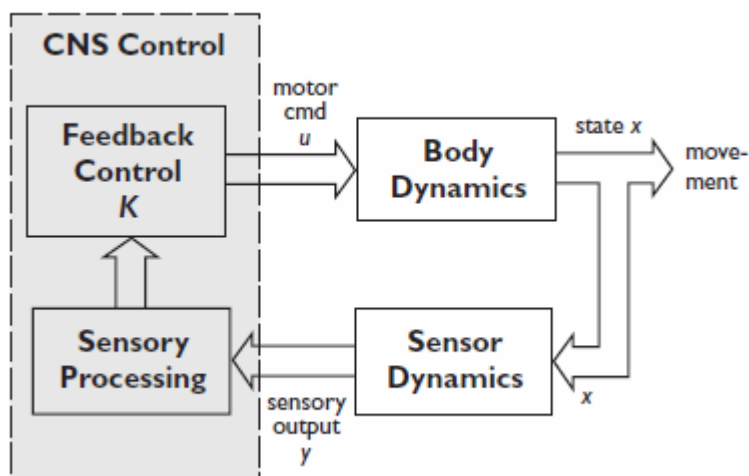
Systém vzpřímeného držení těla má tři složky: senzorickou (proprioceptory, zrak a vestibulární aparát), řídicí (mozek, mícha) a výkonnou (pohybový systém).

Přestože řízení CNS je pro řízení motoriky zásadní, nemalý význam v determinaci výsledných pohybů mají biomechanické principy. Tělo je rozděleno na určitý počet segmentů, jejichž vzájemné spojení řídí CNS koordinovanou aktivací agonistů a antagonistů (Vařeka, 2002). Aktivní svalové držení jednotlivých segmentů těla proti působení zevních sil (především gravitační) nazýváme posturální stabilizací (Kolář, 2009). Stupně volnosti jednotlivých segmentů umožňují jejich vzájemný pohyb, zároveň ale tělo musí pro vzpřímený stoj i lokomoci či jiné formy motoriky najít optimální poměr mezi jejich omezením a uvolněním. Omezováním stupňů volnosti mezi jednotlivými segmenty řídicí systém ovlivňuje rigiditu spojení segmentů (Vařeka, 2002).

2.2 Posturální kontrola

Základem pro všechny motorické aktivity je posturální kontrola, jejímž úkolem je udržování postury, a jež je zásadní pro provedení k dovednostem běžného denního života jako je chůze nebo manipulace s předměty (Carr & Shepherd, 1998 in Míková 2006). Jde o dynamický proces, který jakýkoliv pohyb předchází, provází a udržuje polohu novou po skončení pohybu. Hlavními mechanismy, jak tohoto organismus prostřednictvím řídicího systému dosahuje, je zpětná vazba detekující instabilitu (feedback) a předvídání (feedforward). Obojí je pak doplněno odpovídajícími motorickými programy koordinujícími svalovou činnost ve vztahu k ostatním působícím silám (Míková, 2006).

Centrální nervový systém reguluje stabilitu těla tvořeného segmenty s mnoha vykonavateli a širokou škálou receptorů. Každý z receptorů přitom přináší jen lokalizovanou a neúplnou informaci, která je v CNS integrována a vyhodnocována společně s informacemi z dalších senzoričtých zdrojů. Díky tomu tedy CNS neustále řídí motoriku tak, aby jí kompenzoval nestabilní dynamiku těla. K posturální kontrole je tedy důležitá nejen informace z receptorů a zpětná vazba, ale i zpracování mnohdy nepřesných dat (Kuo, 2005).



Obrázek 3: Obecný zpětnovazebný model posturální kontroly. Motorické povely (u), které řídí dynamiku těla, vedou k pohybu a poloze těla x . Receptory pohybu tuto polohu převádějí do podoby senzoričtých výstupů (y), které jdou zpět do CNS (Kuo, 2005, str. 236).

Mechanismy posturální kontroly jsou nejčastěji zmiňovány dva: reflexní „hierarchický“ model a systémová teorie.

První jmenovaný pohled klade všechny součásti zodpovědné za udržování vzpřímené polohy těla v gravitačním poli (svalový tonus, napínací reflexy, tonické šíjové reflexy, vzpřimovací reakce, rovnovážné reakce, ochranné reakce) na stejnou úroveň. Balanční

kontrola je centrálně organizovaná, založená na předchozí zkušenosti a záměru – proto jsou důležitými prvky vedle vyspělého muskuloskeletálního systému nejen kvalitní vnímání orientace těla a úroveň pohybové koordinace, ale také prediktivní centrální složka („zásobník motorických programů“).

Druhé vysvětlení mechanismů posturální kontroly spojuje fyziologické a mechanické faktory (setrvačná síla, tření, reakční síly) a vychází z Bernsteinovy teorie „stupňů volnosti“. Čím více stupňů volnosti, tím více možností koordinovat pohyb tělo má. Balanční kontrola je pak závislá na senzorické organizaci, vnímání orientace, výbavě motorickými programy, motorické koordinaci, muskuloskeletálním systémem a schopnosti adaptace na prostředí (Massion & Woollacott, 1996 in Míková, 2006).

Součástí posturální kontroly však nejsou a nemohou být jen stereotypní reflexy nebo předprogramované reakce. Je to funkční adaptabilní chování ovlivněné aferentními a eferentními vstupy, při kterém je vyžadována komplexní interakce muskuloskeletálního systému zastoupeného biomechanickými vlastnostmi (kloubním rozsahem, vlastnostmi svalů či flexibilitou vazů) a nervového systému (vestibulární, vizuální a somatosenzorická kontrola, reakční synergie, ale také pozornost či motivace) (Míková, 2006).

Mnoho odchylek COG v běžné denní aktivitě je možno za normálních okolností při vykonávání volných pohybů předvídat a kompenzovat tak, aby nedošlo ke ztrátě stability stoje. Děje se tak s využitím posturálního nastavení, které musí provázet každý zamýšlený pohyb. I při pohybu paže tak může na základě posturálních synergií dojít k aktivaci i poměrně vzdálených svalů (např. bicepsu femoris), což je kompenzace změn COG při volném pohybu. Proto jsou hrozbou pro stabilitu stoje nečekané odchylky (prudké brzdění autobusu, uklouznutí na mokrému povrchu, a další situace). Na destabilizující podněty nemusí přijít dostatečně rychlá odpověď posturální kontroly a dojde k narušení stability stoje a případně i pádu (Winter, Patla, & Frank, 1990).

2.2.1 Senzorická složka posturální stability

Zrak, vestibulární systém a propiocepce jsou tři senzorické složky zásadní pro proces zajištění posturální stability. Udržování vzpřímeného stoje (či obecně postury) je zajišťováno multisenzorickou integrací z těchto tří zdrojů a jak uvádí Kuo (2005), stabilita stoje se zlepšuje s tím, jak je bohatá zpětná vazba. Podle Horaka (1997) má každý ze systémů vlastní úroveň aktivačního prahu a existují také interindividuální rozdíly v upřednostňování určité senzorické aference vůči jiné (např. v poměru zrakové vůči propioceptivní). Udržování stability stoje je tedy komplexní motorická dovednost.

Podíl zastoupení jednotlivých složek posturální stability je ale stále předmětem vědeckého zájmu. U zdravých probandů El-Kahky, Kingma, Dolmans & De Jong (2000) prokázali, že k udržování stabilního stoje přispívá nejméně z 26 % propiocepce. Naopak zrak se coby sensorický vstup uplatňuje nejvýše ze 37 % a labyrint z nejvýše 44 %. Pro převahu toho či onoho sensorického vstupu platí výrazná inter-individuální variabilita a také záleží na tom, které sensorické informace jsou zrovna dostupné, na uplatněných vyrovnávacích strategiích a dalších faktorech.

Proprioceptory zaznamenávají pohyby v kloubech a pozici končetin. Významnou až dominující roli zde hrají svalová vřeténka zjišťující změnu délky svalu a míru této změny. Vestibulární orgány jsou dvojího typu: tekutinou naplněné semicirkulární kanálky ve vnitřním uchu registrují přes viskózní pohyby tekutiny úhlové zrychlení při pohybech hlavy, otolity ve váčcích blanitého hlemýžďe vnitřního ucha slouží jako lineární akcelerátory k registraci pohybu a polohy těla. Podobně i zrak je citlivý na izolované pohyby hlavy a ve smyslu udržování postury jsou relevantní signály zpracovávány nejen sítnicí, ale i v oblasti vizuálního kortexu. Vestibulární jádra tak získávají signály o rotačním a translačním pohybu zorného pole (Kuo, 2005).

Na příkladu lidí postižených diabetickou neuropatií bylo popsáno, že somatosenzorický deficit nelze plně kompenzovat zrakem ani vestibulárním aparátem a že diabetici s pokročilými výpadky somatosenzorických informací z periferie měli problémy udržet vestoje stabilní pozici (Simoneau et al., 1995). Kvalita propiocepce se přitom přirozeně snižuje také s věkem a tak jsou lehké poruchy rovnováhy ve stoji i v chůzi u osob vyššího věku častější (Opavský, 2003). Toto tvrzení podporuje také výzkum Abrahamové a Hlavačky (2008), kteří zjistili výrazný nárůst titubací při klidném stoji u osob starších 60 let ve srovnání s probandy ve věku 20-40 let. Stojí za tím mimo jiné změny sensorických informací ve smyslu „šumu“ a z toho plynoucích nepřesností v interpretaci signálů ze sensorických zdrojů jako jsou kloubní proprioceptory, vestibulární aparát a zrak (Kuo, 2005).

Podobně jako proprioceptivní informace ovlivňuje výraznou měrou kontrolu držení těla také vizuální vstup. Zavřením očí a vyloučením zraku coby sensorické informace se zvětšuje rychlost změn polohy COP a narůstá amplituda výchylek (Day et al., 1993; Abrahamová & Hlavačka, 2008). Vestibulární systém se uplatňuje především při rotačních pohybech a rychlých změnách polohy hlavy (Vařeka, 2002).

Ve skutečnosti platí, že výpadek kteréhokoliv zdroje aferentních informací vede k nárůstu titubací a snížení jistoty vzpřímeného stoje. Každý ze sensorických systémů má navíc určitou hodnotu zpoždění, jež ovlivňuje rychlost reakce na podněty vychylující tělo ze stabilní pozice

(van der Kooij, 1999). Podle práce El-Kahky, Kingma, Dolmanse & De Jonge (2000) nejvíce ovlivnilo kontrolu stability stoje zavření očí a vibrace Achillových šlach. Kombinace zavřených očí, vibrace na Achillových šlachách a pohyby podložky snížily dohromady schopnost kontroly stability stoje o 56 %.

2.2.2 Řízení stability vzpřímeného stoje

Funkce řízení stability vzpřímeného stoje přísluší úrovni subkortikální, jež nastavuje a udržuje funkce nadřazené spinální úrovni. Z této úrovně je tak řízeno například přednastavení excitability motoneuronů a výchozí postury, plynulá adaptace během pohybu, vyhlazování funkce spinálních servomechanismů (tedy zjemnění průběhu pohybu), automatizaci stereotypních pohybových úkonů a jejich kontrolu, vytváření náhradních pohybových vzorů při nocicepci a také udržování orientované polohy v gravitačním poli. Řízení stabilizace určité polohy je umožněno vytvořením supraspinálních vzorů – na polohový program navazuje cílený pohybový program, sloužící k realizaci určitého pohybového záměru. Pro dokonalou adaptabilitu je třeba mít v zásobě mnoho programů získaných učením (Véle, 1997).

Důležitou strukturou stabilizačních motorických povelů je spinální mícha. Zpětná vazba ve formě lokálních reflexů, v nichž jsou informace o protažení svalu předávány do míchy, prochází přes jedno nebo několik nejbližších neurálních spojení a následně míří zpět do svalu, kde upravuje úroveň kontrakce (Kuo, 2005). Tato krátká smyčka má latenci 30 – 60 ms, ale protože lokální reflexy jsou nejméně integrační posturální odpovědí, hodí se jen pro relativně jednoduché posturální situace. Druhá důležitá úroveň zpětnovazebního řízení stability stoje obsahuje signály jdoucí do mozku, kde mozkový kmen slouží jako přenosní a integrační centrum, jež získává a odesílá velké množství senzorických a motorických signálů. Tato smyčka má také větší latenci (90 a více ms), protože obsahuje více neurálních synapsí a delší dráhy. Konvergence mnoha signálů a komplexita zapojení ale umožňuje mozkovému kmenu vytvářet mnohem komplexnější pohyby, z většiny pohyby automatické, a modulovat nižší úroveň reflexů. Zároveň ale i činnost mozkového kmene je řízena vyšší etáží, a to mozkovou kůrou a příbuznými strukturami, kde vznikají vysoce komplexní pohyby s výraznou volní složkou, delšími latencemi než je tomu u předchozích dvou smyček. Proto se předpokládá, že mozková kůra má především modulační úlohu v řízení posturální kontroly.

Základní podmínkou pro udržení stoje ve vertikále je antigravitační (posturální) svalový tonus. Distribuce tonu je regulována reflexními reakcemi udržující nebo upravující posturu a je zajištěna míšními propriospinálními okruhy, subkortikálními centry, okruhy mozečku a mozkového kmene. Ve vzpřímeném stoji je poměr aktivity extenzorů a flexorů ve prospěch

antigravitačních extenzorů řízených ze supraspinálních oblastí přes tractus vestibulospinalis (šíjové svaly, dorzální muskulatura, extenzory DKK) a flexorů HKK (Králíček, 2002; Trojan et al., 1991).

Reakční stabilizační funkce, která zpevňuje jednotlivé segmenty těla a chrání je před účinky zevních sil, se nazývá posturální reaktibilita. Účelem posturální reaktivity je získat co nejstabilnější *punctum fixum*, tedy zpevnit určitý segment těla a místo jednoho z úponů svalu tak, aby druhá úponová část mohla provádět pohyb v kloubu (*punctum mobile*). Proces posturální reaktivity se uplatňuje při všech pohybech, ale i u vzpřímeného stoje. Při jeho udržování musí segmenty těla tvořit relativně pevný celek (Kolář, 2009).

Je samozřejmé, že vertikální poloha je méně stabilní než poloha horizontální. Pro člověka však má výraznou roli, neboť je výchozí polohou jeho lokomoce i manipulace, a tudíž předpokladem jeho kvalitní mobility. Stabilizace vzpřímené polohy vyžaduje neustálou spolupráci subkortikálních struktur (včetně cerebella) a jedná se tudíž o poměrně složitý dynamický proces, do nějž vstupuje proprioceptivní aference z vestibulárního aparátu, z periferních proprioceptorů, optické aference, exterocepce i interocepce z vnitřních orgánů (Véle, 1997).

Automatické posturální reakce, tedy časné odpovědi na narušení posturální stability, mají latenci 70 – 180 ms, tedy mezi latencí myotatických reflexů (40 – 50 ms) a volných reakcí (180 – 250 ms) (Míková, 2006).

Véle (1997) popsal, že těžiště člověka se promítá přibližně do středu jeho opěrné báze, poněkud více vzad a lehce vpravo nebo vlevo dle jeho stranové preference a toho, kterou nohu při stoji více zatěžuje.

Stabilita stoje je větší u těžších lidí a nižší postavy. Roste také při průmětu těžiště do středu opěrné báze, čím více se blíží průmět těžiště okrajům opěrné báze, tím je stabilita menší. Proto při zhoršení stability stoje pacienti rozšiřují svou opěrnou bázi (Véle, 1997).

Udržování stability stoje je funkcí tzv. posturálních svalů (svaly nohy, bérce, lýtka, stehna a osového orgánu). Při vyrovnaném stabilním stoji je pacient schopen zajistit drobné korekce postury aktivací hlubokých krátkých svalů páteře, m. iliopsoas a svaly akra a m. soleus. Při problémech udržet posturu aktivací těchto svalů pozorujeme na bércích a lýtkách příznak, který Véle (1997) popsal jako „hru šlach“. S rostoucí instabilitou se zvětšuje potřebný silový moment a proto roste podíl aktivace svalových skupin vyšších etází a hmotnější svalové skupiny (m. quadriceps femoris, později i svaly trupu).

Nároky na udržení stability stoje se zvyšují při stoji na jedné dolní končetině. Proto jde o jednoduchý, rychlý a výtěžný test pro určení schopnosti udržení stability vzpřímeného stoje.

Vývojově je schopnost krátkodobého stoje na jedné dolní končetině přítomna od třetího roku života, jde ale přitom o důležitou podmínku stabilní bipedální lokomoce.

2.2.3 Posturální stabilita z hlediska vývojové kineziologie

Udržet nebo cíleně měnit polohu těžiště je možné řízenou svalovou aktivitou, jíž lze měnit tuhost spojení jednotlivých segmentů těla, a také využitím vlivu vnějších sil. V novorozeneckém období života (tzv. holokinetické stádium) není člověk schopný funkčně spojit několik segmentů – dítě má úložnou plochu, nikoliv opěrnou plochu a na zvuky nebo podtržení podložky (Moroo reflex) reaguje masovými, nekoordinovanými pohyby (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).

Teprve postupně si organizuje vlastní segmentový systém a naučí se vytvořit společné těžiště segmentů svého těla, čímž si zajistí opěrnou bázi. Směrem k opěrné bázi se pak dítě učí stabilizovat jednotlivé segmenty a izolovat je pro pohyb, což odstartuje proces jeho motorického učení. Z tohoto důvodu pojmenovali Vařeka a Dvořák (1999) získávání schopnosti pracovat s těžištěm jako základ ontogeneze člověka.

2.2.4 Změny v řízení posturální stability spojené s věkem

Stárnutí je doprovázeno celou řadou tělesných změn, jež mají vliv i na schopnost udržovat stabilitu stoje. Prakticky všechny tři hlavní senzory (zrak, vestibulární aparát i propiocepce) jsou v průběhu stárnutí ovlivňovány, což ústí ve změny schopnosti udržovat vzpřímený stoj. Která ze složek je postižena více či méně je individuální a nejčastěji jde o úbytek funkce kombinace více složek zároveň (Kuo, 2005).

Ztráta citlivosti periferního nervového systému u starších osob je zmiňována natolik často (Opavský, 2003; Abrahamová & Hlavačka, 2008), že se zdá být přirozeným projevem stárnutí. Lidé starší 70 let mají úbytek až 40 % senzoryckých buněk vestibulárního aparátu (Woolalacott, 1993 in Abrahamová & Hlavačka, 2008).

Zhoršuje se však nejen funkce senzoryckých systémů, ale také svalová síla, ztráta svalových vláken, změny motorických jednotek nebo držení těla (Abrahamová & Hlavačka, 2008).

Bylo dokázáno, že průměrné výchylky COP u mladých lidí jsou výrazně nižší než u starších osob, a to v antero-posterioriním i latero-laterálním směru (Winter, Patla, & Frank, 1990).

Rozdíly dokonce již mezi mladými lidmi a probandy středního věku zjistili Era et al. (2006), ve věku nad šedesát let zhoršení schopnosti udržovat stabilitu stoje podle nich ještě výrazněji naroste. Totéž potvrzují Abrahamová a Hlavačka (2008), kteří výrazný nárůst měřítka parametrů COP zaznamenali především u lidí starších 60 let.

Vliv na schopnost udržování stability vzpřímeného stoje v průběhu stárnutí mohou mít i různé choroby, které s věkem více či méně souvisejí. Ať už jde o onemocnění pohybového systému (osteoartróza, onemocnění svalů), periferních nervů (typicky různé druhy neuropatií) nebo centrální nervové soustavy (cévní mozkové příhody, roztroušená skleróza, Parkinsonova choroba). To vše jsou onemocnění, s nimiž se fyzioterapeut běžně setkává v každodenní praxi a která bezesporu vliv na udržování posturální stability mají.

Horší schopnost udržovat posturální stabilitu může vyústit v častější pády, jejichž následky jsou častými zdravotními problémy u osob vyššího věku (Winter, Patla, & Frank, 1990).

2.2.5 Vyrovnávací strategie

Vzpřímený stoj na obou dolních končetinách je do jisté míry velice nestabilní a vyžaduje nejen dobrou funkci opěrného systému a svalů, ale je podřízen i velice složitému zpětnovazebnímu řízení. Lidské tělo musí při udržování vzpřímené postury vyrovnávat vnitřní, ale i vnější rušivé síly. K tomu používá základní vyrovnávací strategie.

Hlavním problémem lidského těla ve smyslu udržování vzpřímené polohy je z biomechanického hlediska vysoko uložené centre of gravity (COG) na relativně malé ploše opěrné báze (Gatev, Thomas, Kepple & Hallett, 1999). Posturální kontrola je přitom tvořena dvěma mechanismy: feedback (zpětná vazba) a feedforward (dopředná vazba, předvídání). Nečekané vnější vlivy, které by mohly narušit stabilitu stoje, spustí centrálně programované stereotypní posturální odpovědi. Aferentní zpětná vazba také ovlivňuje posturu je-li narušeno její původní nastavení. Druhý mechanismus umožňuje se na očekávané vychýlení připravit a nastavit jednotlivé segmenty těla tak, aby nedošlo k narušení stability.

Posturální odpověď na malé a pomalé podněty vychází z oblasti svalů nohy a bérce, jen minimálně se do vyrovnávání zapojuje oblast kolene nebo kyčle. Proto je tento mechanismus řešení nazýván „kotníkovou“ strategií. Je-li ale změna působení zevních sil větší a silnější, zapojí tělo pro udržení rovnovážného stavu strategii „kyčelní“ – větší svaly, větší páky a tedy více možností vychýlení vyrovnat. Poslední možností volby při skutečně silných podnětech, kdy by hrozil pád, je krok či úkrok. Volba vhodné strategie probíhá v závislosti na kvalitě opory a odpovídající senzorické informaci (Gatev, Thomas, Kepple & Hallett, 1999).

Winter (1995) i Vařeka (2002) uvádí, že ve stoji s chodidly vedle sebe se kotníková strategie uplatňuje pouze v antero-posteriorním směru, zatímco medio-laterální výchylky vyrovnává kyčelní strategie. V tandemovém stoji je to však naopak – mediolaterální impulzy vyrovnávají pronátory a supinátory nohy, pro vyrovnání antero-posteriorní výchylky probandi používali kyčelní strategii.

Například pacienti po TEP kyčle častěji používají méně efektivní kyčelní strategii namísto kotníkové, což je vysvětlováno snížením svalové síly dolních končetin vlivem inaktivity, zpomalením motorických odpovědí a svalovou inkoordinací (Nallegowda et al., 2003).

2.2.6 Význam hlubokého stabilizačního systému v udržování posturální stability

Hluboký stabilizační systém (HSS) je pojmem, který hýbe moderní fyzioterapii a je vnímán jako současný vývoj oboru fyzioterapie a rehabilitace. Označuje skupinu svalů, které jsou volně velmi špatně (či dokonce vůbec) aktivovatelné a jsou zapojovány pouze do složitějších pohybových vzorů a v určitých posturálních situacích. Konkrétně do této kategorie Suchomel (2006) řadí především musculus transversus abdominis, muscoli multifidi, bránici a svaly pánevního dna.

Protože efekty pro realizaci stabilizačních synergií jsou svaly (Soderberg, 1997 in Míková, 2006), nelze význam svalů sdružených pod pojmem hluboký stabilizační systém nezmínit. Vnitřní stabilita, kterou zajišťují, je totiž základním předpokladem celkové vnější stability (Véle et al., 2001).

Pojem „hluboký stabilizační systém“ doporučuje Suchomel (2006) vyhradit pro lokální svaly páteře, jež participují u segmentálních pohybů, a funkční stabilizační jednotku bederní páteře. Zároveň však odkazuje na možnou analogii v případě kořenových kloubů, tedy včetně kloubu kyčelního.

Správné zapojení hlubokých svalů dutiny břišní se projevuje vyváženým napětím břišní stěny, uvolněným dýcháním, poskytuje oporu bederní páteři a správnou funkci orgánů dutiny břišní a pánve (Vařeková, 2000). Při správné a včasné aktivaci svalů HSS je segment lépe chráněn před přetížením (Suchomel, 2006). Naopak deficit v aktivaci hlubokých svalů dutiny břišní a pánve přináší poruchy statické i dynamické funkce bederní páteře (Vařeková, 2000).

2.2.7 Patologie udržování vzpřímeného stoje

Posturální disharmonie se u lidí objevuje z několika důvodů. Kolář (2009) zmiňuje jako nejčastější poruchy anatomické, neurologické a funkční.

Anatomické poruchy vrozené (např. anteverze kyčelních kloubů, různá délka končetin), ale i získané (stavy po komplikovaných zlomeninách, posttraumatické kloubní nebo artrotické změny a další) mohou výrazně změnit biomechanické parametry lidského těla (Kolář, 2009; Opavský, 2003).

Z neurologických příčin jmenujme poruchy mozečkové (velká a malá synergie, mozečková hypotonie, hypermetrie, dysdiadochokineza, cerebellární dysartrie), vestibulární (nystagmus,

vestibulární syndromy periferní) nebo hyperkinetické extrapyramidové syndromy vyznačující se mimovolnými pohyby (třes, chorea, atetóza, balismus, atd.). Významně kvalitu řízení stoje ovlivňuje vstup aferentních informací do systému, který může být znesnadněn při poškození periferních nervů neuropatií (diabetickou, toxickou a jinými), a nebo funkčními výpadky v oblasti svalů nohy a propiocepce.

Funkční poruchy pohybového systému popisuje podrobněji například Kolář (2009). Jednou z hlavních funkčních příčin s dopady na posturu je centrální koordinační porucha (CKP) během posturálního vývoje a abnormální motorický vývoj. Porucha je vyjádřena kvantitativně, kdy se biologický věk zpožďuje oproti věku chronologickému, a nebo kvalitativně, kdy dítě provádí pohyby nefyziologicky (např. přetrvávání predilekčního držení hlavičky po šestém týdnu života, otáčení přes extenční vzor s anteverzním postavením pánve apod.). Tyto posturální poruchy se pak fixují a je jimi ovlivněno posturální chování jedince i v pozdějším věku.

Nadváha s sebou nese celou řadu medicínských komplikací. Hue et al. (2007) prokázali silnou korelaci poklesu stability stoje ve vztahu k vyšší tělesné hmotnosti a označili nadváhu za jeden z možných rizikových faktorů pádů a s nimi souvisejících zranění. Nadváha a abnormální distribuce tuku v abdominální oblasti mění biomechanické parametry těla a těžiště, což vede například k ovlivnění momentů sil v oblasti hlezenních kloubů (model obráceného kyvadla) a ovlivnění schopnosti udržovat stabilitu. Při destabilizujících podnětech totiž musí obézní vyvinout potřebné momenty sil rychleji a s vyšší intenzitou. Obézní lidé však mají při udržování stabilní pozice také větší výchylky v medio-laterálním směru a menší senzitivitu rovnovážného systému k regulaci oscilací těla v klidném stoji. Prakticky tytéž výsledky přinesla také práce Pastuchy et al. (2012), která rovněž využívala posturografie. Jedním z vysvětlení je větší zatížení plosek a s tím související útlum mechanoreceptorů plantárních flexorů nohy (Hue et al., 2007)

Potíže udržovat dynamickou stabilitu těla jsou dle Nallegowdy et al. (2003) největším posturálním problémem pacientů po TEP. Mezi změny, které mohou ovlivnit chůzi a posturální stabilitu pacientů po TEP, řadí Nallegowda et al. (2003) poškození propiocepce vlivem operačního zákroku na kloubu, slabost abduktorů kyčle, nestejnou délku dolních končetin či omezený rozsah pohybu v kloubu. Oslabení abduktorů je podle autorů jedním z nejčastějších důvodů dislokace endoprotézy, protože oslabení těchto svalů nebo jejich bolest vede k přesunu COG laterálně nad nepostiženou dolní končetinu. Pacienti po implantaci TEP více zatěžují neoperovanou končetinu, což může vést k rozvoji osteoartrózy v neoperovaném kyčelním kloubu. A jak potvrzují Talis et al. (2008), je rozdíl v zatěžování dolních končetin

nejmenší ve stoji a při chůzi, a to méně než 10 %. Naopak při vstávání ze sedu dosáhl rozdíl v zatížení obou končetin i dvojnásobné hodnoty.

2.3 Vyšetření vzpřímeného stoje

Posturální kontrola je velice komplexní činnost zahrnující integraci mnoha senzorických vstupů, plánování a provádění pohybů. Proto někteří autoři vyvracejí možnosti globálního testování (Horak, 1997; Baratto et al., 2002 in Míková, 2006).

Hodnocení posturální kontroly málokdy vede k jisté diagnóze, přestože určité typy posturálních poruch skutečně jsou spojeny s konkrétními chorobami. Vyšetření může například říci, že vyšetřovaná osoba má rovnovážný deficit charakteru vestibulární poruchy, ale už neprozradí, zda je to v důsledku degenerativních změn vestibulárních receptorů, tumorem nebo mozkovou lézí, která ovlivňuje zpracování vestibulárních informací (Horak, 1997). K tomu jsou určena další cílená vyšetření.

Hlavními cíli vyšetřování stability stoje je podle Horaka (1997) zjistit nejen to, zda u vyšetřovaného porucha posturální stability stoje je přítomna a jakého je charakteru, ale také říci, jestli mu v jejím důsledku hrozí pád, zda je třeba ji léčit a nebo jaký má léčba efekt.

Posturální stabilitu lze hodnotit klinicky (např. Rombergova zkouška a další jednoduché statické testy), funkčně (hodnocení mobility a stability při provádění denních činností a náchylností k pádům) nebo též experimentálně s využitím biomechanických metod včetně měření na silových plošinách (Míková, 2006).

Na následujících stranách přinášíme přehled hodnocení stability stoje a testování.

2.3.1 Neurologické vyšetření stoje

Vizuální hodnocení stoje je nejdostupnějším hodnocením postury ve stoji. Některá neurologická onemocnění se vyznačují zcela specifickými vzory stoje (bazofobický stoj u vertebrobazilární insuficience a dalších kmenových lézí, Wernicke-Mannovo držení u pacientů po CMP apod.). Změny držení těla u pacientů s bolestmi či nocicepcí se označují jako antalgické držení (Opavský, 2003).

K hodnocení stability stoje se v praxi běžně využívá tzv. Rombergova zkouška. Jde o jednoduché testování s postupným zvyšováním náročnosti, u něhož se posuzuje „hra šlach“ a míra a charakter titubací. Romberg I je stoj s chodidly od sebe na šířku ramen, Romberg II je stoj spojný, Romberg III je stoj spojný s vyloučením zraku. Testování lze pak doplnit stojem na jedné dolní končetině se zavřenýma očima nebo postrčením pacienta z různých směrů a hodnocením jeho schopnosti korigovat tyto nečekané impulzy (Opavský, 2003).

Na udržování stability stoje se podílí hlavový nerv n. VIII (n. statoacusticus), jehož funkce se hodnotí například vyšetřením symetrických a asymetrických šíjových reflexů (spolu

s propiocepcí z šíjové oblasti). Další možností je Hautantova zkouška, kdy při zavřených očích a předpažených pažích extendovaných v lokti sledujeme, zda vyšetřovaný udrží horní končetiny ve stejné poloze nebo dojde k jejich vychýlení do strany, a nebo Unterbergerova zkouška, kdy vyšetřovaná osoba opět s vyloučením zraku přešlapuje na místě po dobu asi jedné minuty a sledujeme vychýlení těla do rotace na stranu slabšího labyrintu a vzdálení se od původního místa stoje. Na poruchu n. VIII respektive nerovnovážnost vestibulárních ústrojí ukazuje přítomnost nystagmu (kmitavý pohyb očních bulbů horizontálně, vertikálně, do rotace nebo kombinací těchto směrů). Speciální vyšetření vestibulárních funkcí obsahuje další testy a zkoušky a provádí je nejčastěji neurolog či otorinolaryngolog (Opavský, 2003).

Velmi významnou neurologickou strukturou pro udržování stability, ale i koordinaci pohybů je mozeček. Proto k základnímu neurologickému vyšetření stoje v klinické praxi se uplatňují také testy mozečkových funkcí, a to především paleocerebella (souhra segmentů těla, trupu a končetin s vlivem na rovnováhu) a neocerebella (koordinace a přesnost prováděných pohybů). K průkazu tzv. malé asynergie se používá například test zvrácení trupu stojící (či sedící) osoby směrem dozadu nebo vyšetřující vyzve vyšetřovaného k záklonu hlavy a trupu se zavřenýma očima. V případě postižení paleocerebella testovaná osoba přepadá dozadu, nezvládne zkorigovat situaci poklesnutím v kolenních kloubech a posunem pánve dopředu jak by to udělal zdravý člověk. Velká asynergie se pak projevuje poruchou chůze projevující se záklonem vyšetřované osoby až pádem nazad (Opavský, 2003).

Do oblasti neurologického vyšetření můžeme pro úplnost bezesporu zařadit také vyšetření zraku a testy zaměřené na čítí. Zrak i hluboké čítí jsou totiž významnými zdroji aferentních informací a mají tudíž vliv na řízení stability stoje. S funkčními ztrátami čítí i motoriky na ploskách a poruchami propiocepce se fyzioterapeut v denní praxi setkává velice často.

2.3.2 Funkční testování

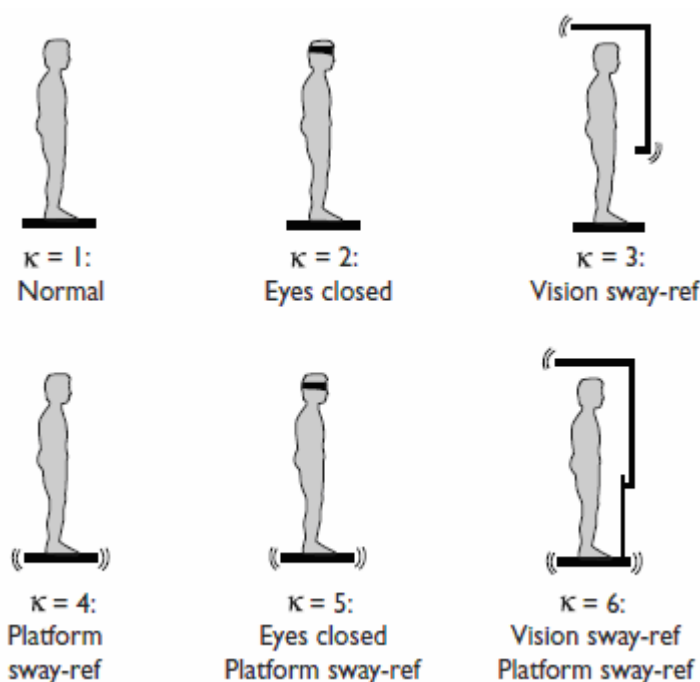
Validním a spolehlivým testem schopností stability stoje a chůze je vyšetřování dle Tinettiho (Mezey, 2001). Balanční testování obsahuje devět pozic a jejich změn, které ohrožují stabilitu. Výkon v jednotlivých pozicích je ohodnocen bodově – čím lepší jsou balanční schopnosti vyšetřovaného, tím více bodů obdrží. Maximum pro stabilitu stoje je 16 bodů (pro chůzi pak 12).

Pouhé dvě minuty zabere Get Up and Go Test. Vyšetřovaný vstane ze sedu, ujde deset stop (cca 3 metry), otočí se, vrátí se zpět a znovu se posadí. Vyšetřující hodnotí posturu těla, pohyby horních končetin, zahájení chůze, délku kroku, kontinuitu a symetrii chůze, šířku

báze, rychlost pohybu a stupeň titulací na škále od jedné do pěti. Nižší bodové ohodnocení získá proband bez rizika pádu, závažné riziko pádu je ohodnoceno stupněm 5 (Mezey, 2001).

Duncanem popsaný Functional Reach Test (in Míková, 2006) je dalším jednoduchým testem určeným převážně pro seniory s balančními problémy. Vyšetřovaný dosahuje směrem dopředu horní končetinou flektovanou v rameni do 90° a je měřena vzdálenost třetího prstu předpažené HK. Ačkoliv je u tohoto testu uváděna dobrá reliabilita a vysoká senzitivita pro určení rizika pádu, je mu vytýkáno, že hodnotí jen vzdálenost a ne způsob provedení. Podle studie Jonssona, Henrikssona a Hirschfelda (2003) je naopak tento test slabým měřítkem stability – více totiž jeho výsledek ovlivňuje pohyb trupu než přesun COP a musí být proto brány v úvahu kompenzační mechanismy vyšetřovaného.

V souvislosti s výše Functional Reach Testem bývá zmiňován také Lateral Reach Test, který je modifikací pro vyšetřování posturální kontroly ve frontální rovině – paže abdukovaná do 90° v rameni dosahuje laterálně do stran. Zatímco věk a výška probanda ovlivňují výsledek Functional Reach Testu, laterální test není těmito proměnnými ovlivněn. Proto může být hodnocen jako lepší nezávislé měřítko posturální stability než Functional Reach Test (DeWaard et al., 2002).



Obrázek 4. Sensory organization test (Kuo, 2005, 238)

Jedním z klíčových testů je test SOT (sensory organization test), někdy popisován jako dynamická posturografie (Obrázek 4). Jeho základní a úvodní částí je Rombergova zkouška,

kteřá je doplněna o dalších pět posturálních situací. Jako celek pak test slouží k hodnocení zrakové, vestibulární i proprioceptivní komponentě stability stoje (El-Kahky, Kingma, Dolmans, & De Jong, 2000). Kromě výchozí Rombergovy zkoušky je proband vyšetřován na stabilní plošině se zavřenýma očima, dále na stabilní plošině s otevřenýma očima a posuny sledovaného prostředí, s otevřenýma očima a posuny podložky, se zavřenýma očima a posuny podložky a na závěr s otevřenýma očima a při posunech podložky i vizuálního pole (Kuo, 2005).

Protože i test SOT má určité limitace a například u částečně kompenzovaných lézí nevykazuje někdy žádné abnormality, navrhuji El-Kahky, Kingma, Dolmans, & De Jong, (2000) alternativní měřicí techniku, která hodnotí posturální kontrolu blízko individuálního limitu stability, kdy se probandi dostávají takřka na hranici pádu. Plošina, na které stojí, zvětšuje svou nestabilitu tak dlouho, dokud ji proband toleruje. Tato úroveň maximální tolerance je pak změřena v deseti různých posturálních situacích, od čehož si autoři studie slibovali větší senzitivitu testování a opakovatelnost testu.

Výbornou reliabilitu a velmi dobrou validitu v diferenciaci deficitů stability stoje popisují autoři testování BESTest - The Balance Evaluation Systems Test (Horak, Wrisley & Frank, 2009). To se skládá z celkem šestatřiceti prvků rozdělených do šesti oblastí. BESTest tak umožňuje hodnotit biomechanické příčiny problémů se stabilitou stoje (kvalita opory o chodidlo, geometrické posturální nastavení, silová funkčnost hlezenního a kyčelního kloubu, schopnost vstát z podlahy) anebo limitace stability – vertikálnosti, kdy je hodnocena schopnost těla pohybovat se nad bází opory než dojde ke změně opory nebo ztrátě stability (testování vsedě nebo vestoje se zavřenýma očima, maximální dosah dopředu nebo do stran při stoji). Další oblastí testování je anticipační posturální nastavení, jež obsahuje úkoly vyžadující aktivní pohyb těžiště v očekávání změny postury – například ze sedu do stoje, z běžného stoje do stoje na špičkách, ze stoje na obou dolních končetinách do stoje na jediné dolní končetině, přenášení váhy z jedné dolní končetiny na druhou nebo tapping přednoží o stoli. Čtvrtou testovanou oblastí jsou posturální reakce na zevní vychylování ze stability stoje (dopředu, dozadu, do stran). Následuje testování senzorické orientace s vyřazením vizuální a povrchové somatosenzorické informace a na závěr přichází na řadu hodnocení stability chůze (při chůzi, při změnách rychlosti chůze, při rotacích hlavy, otočkách a překračování překážek).

Některá vyšetření BESTestu zahrnují několik oblastí. Například při tappingu nohou je vyžadováno přesunutí hmotnosti těla na jednu dolní končetinu (anticipační posturální nastavení), ale zároveň je k tomu potřeba adekvátní báze opory a síla abduktorů kyčle

(biomechanické limitace). Podobně se však může patologie v jednom systému odhalit v různých testech. Například abnormální funkce vestibulárního aparátu ovlivní nejen stoj na měkkém povrchu se zavřenýma očima, ale i schopnost rotace hlavy při chůzi (Horak, Wrisley & Frank, 2009).

2.3.3 Přístrojové vyšetření stoje

V moderním pojetí fyzioterapie je vedle klinických zkušeností s rozvojem přístrojových metod čím dál více využíváno exaktních dat. Aby bylo možné časové sledování klinického stavu pacientů nebo posuzování efektu rehabilitace s využitím těchto metod, je potřeba je objektivizovat.

Nejčastěji jsou využívány metody hodnotící polohu těžiště (COM), centre of pressure (COP) a elektromyografie (van der Kooij, van Asseldonk & van der Helm, 2005).

Při vyšetřování kvality stoje je možné využít moderních přístrojů, které sledují pozici těžiště, pohyby trupu, stabilitu hlavy a končetin. Je možné také odděleně vyšetřovat různé typy posturální kontroly včetně schopnosti reagovat na vnější podněty, schopnost předvídat volnými pohyby posturální nároky a nebo schopnost efektivně přesouvat polohu těžiště. Neexistuje snad metoda, která by ale umožňovala zhodnotit najednou všechny aspekty posturální kontroly (Horak, 1997; Horak, Wrisley & Frank, 2009).

K hodnocení posturální stability jsou využívány přístup funkční, přístup systémový a kvantitativní posturografie. Podle Horaka (1997) je funkční přístup zaměřen na odhalení funkční kapacity a limitací, tedy identifikaci posturálního problému a potenciálního rizika pádů. Systémový přístup slouží k určení základní příčiny problému s posturální stabilitou. A kvantitativní posturografie je metodou využitelnou pro oba účely (bude blíže rozebráno v jiné kapitole).

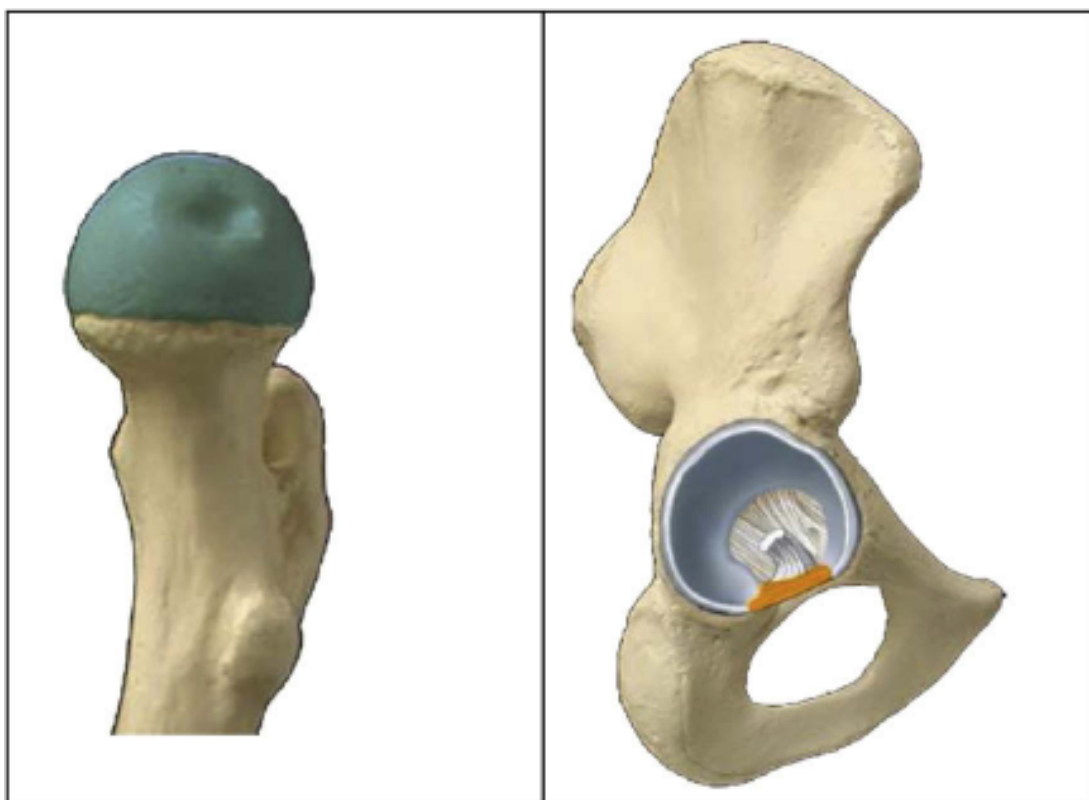
Při vyšetřování posturální kontroly při stoji bývá častěji využíváno hodnocení COP než COG. Hodnocení COP přitom nabízelo jen velmi limitovaný pohled, kdy zaznamenaná měření obsahovala proměnné jako je hlavní amplituda, rozsah, variabilita, area, dominantní směr a frekvenční spektrum (Winter, Patla, & Frank, 1990).

2.4 Biomechanika dolní končetiny

2.4.1 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je kulovitý kloub se třemi stupni volnosti (flexe/extenze, abdukce/addukce, vnitřní/zevní rotace). V kloubu artikulují acetabulum a hlavice femuru. Kloubní plochy jsou tvořeny hyalinní chrupavkou s malým koeficientem tření (Sariali, Veysi, & Stewart, 2008).

Kloubní chrupavka pokrývá kloubní hlavici (caput femoris) na ploše, která odpovídá třem čtvrtinám povrchu koule. Styčnou plochou na acetabulu je ploška označovaná jako facies lunata. Vklесlý střed jamky vyplňuje tukový polštář (pulvinar acetabuli). Okraje jamky zvyšuje vazivová chrupavka (labrum acetabuli) a uzavírá ji vaz ligamentum transversum acetabuli (Čihák, 2001).



Obrázek 5. Kloubní plochy kyčelního kloubu (Sariali, Veysi, & Stewart, 2008, 372)

Tento nosný kloub je důležitý pro dynamickou i statickou posturu. Kostní struktury limitují posun předozadním směrem i medio-laterálně a nabízí poměrně velkou odolnost vůči subluxaci či dislokaci. Zároveň ale není příliš omezen rozsah pohybu během běžných pohybových aktivit, vlastně je větší než je pro běžné aktivity (např. chůzi) nutné. Kosti a vazy

však kloubu neposkytují žádnou rotační stabilitu během chůzového cyklu, ta je udržována takřka výhradně svaly (Stewart, & Hall, 2006; Sariali, Veysi, & Stewart, 2008).

Do biomechaniky kyčelního kloubu promlouvají tři anatomické parametry femuru: antevertzní úhel krčku, femorální offset a poměr hlavice a krčku (Head-Neck ratio). Antevertzní úhel popisuje pootočení krčku dopředu vůči frontální rovině, což zvětšuje rozsah flexe a vnitřní rotace. Tuto hodnotu Čihák (2001) uvádí okolo 10 stupňů. Femorální offset, tedy vzdálenost středu otáčení hlavice a anatomické osy těla femuru, popisuje rameno páky abduktorů kyčle. Head-Neck ratio vyjadřuje rozdíl mezi obvodem hlavice a krčku femuru, což má rovněž vliv na rozsah pohybu v kloubu před vzájemným kontaktem kostěných struktur. Tyto uvedené parametry nabývají na významu například při náhradách kyčelního kloubu (Sariali, Veysi, & Stewart, 2008).

Jamkou kyčelního kloubu je acetabulum. Okrouhlý útvar o průměru asi 5 cm se nachází na zevní straně pánve v místě kontaktu všech tří kostěných složek os coxae (os ilium, os ischii a os pubis). Styčnou plochu tvoří acetabula s hlavicí kyčelního kloubu tvoří facies lunata na obvodu jamky (Čihák, 2001).

U zdravého kyčelního kloubu zvětšuje hloubku jamky a tedy i stabilitu kyčle kloubní pouzdro, které začíná při okrajích acetabula a upíná se na krček femuru. Je zesíleno třemi pruhy vaziva (lig. iliofemorale, lig. pubofemorale, lig. ischiofemorale), které se tedy rovněž podílejí na stabilitě kloubu (Čihák, 2001). Aspden, Rudman a Meakin (2006) vyzdvihují roli vaziva v oblasti kyčelních kloubů a sakro-iliakálních skloubení. Ligamenta podle nich vyrovnávají nejdrobnější deviace jako „přirozené pružiny“ a díky nim pak stačí drobným svalům v oblasti kyčelních kloubů a pánve jen malá síla ke korekci.

Kyčelní kloub je z anatomického pohledu kloubem kulovitým omezeným (enarthrosis). Má hlubokou jamku, o jejíž okraje se prováděné pohyby zastavují. Kromě pohybů dolní končetiny vůči pánvi je kloubem nosným a důležitým pro udržování stability trupu, která je vázána na sklon pánve. Vlastní pohyby kyčelního kloubu jsou otáčivé pohyby hlavice femuru v jamce (Čihák, 2001).

Z neutrálního postavení jsou v kyčelním kloubu možné pohyby ve třech rovinách: sagitální (flexe a extenze), frontální (abdukce a addukce) a transverzální (vnitřní a zevní rotace).

Tabulka 1. Rozsahy pohyblivosti kyčelního kloubu (Janda & Pavlů, 1993, 104)

Rozsahy pohyblivosti kyčelního kloubu				
Pohyb	American Academy of Orthopaedic Surgeons	Kendall, McCreary	Hoppenfeld	Kapandji
Flexe	0 – 120°	0 - 125°	0 - 135°	0 - 120°
Extenze	0 - 30°	0 - 10°	0 - 30°	0 - 30°
Abdukce	0 - 45°	0 - 45°	0 - 50°	0 - 30°
Addukce	0 - 30°	0 - 10°	0 - 30°	0 - 30°
Zevní rotace	0 - 45°	0 - 45°	0 - 45°	0 - 60°
Vnitřní rotace	0 - 45°	0 - 45°	0 - 35°	0 - 30°

V sagitální rovině jsou okolo příčné osy prováděny flexe a extenze. Fyziologický rozsah pohybu do flexe je dle Jandy a Pavlů (1993) v rozsahu 120 - 135°. Je limitován kontaktem svalů na přední straně stehna a stěny břišní, je-li pohyb prováděn s extenzí v kolenním kloubu, snižuje rozsah pohybu napětí hamstringů. Fyziologický rozsah pohybu do extenze v kyčelním kloubu je menší (10 – 30°) a výrazně jej limituje kloubní pouzdro, vazy (především ligamentum iliofemorale) a flexory kyčelního kloubu (Janda & Pavlů, 1993)

Ve frontální rovině okolo sagitální osy jsou v kyčelním kloubu prováděny abdukční a abdukční pohyby. Oba pohyby omezuje napětí kloubního pouzdra a kloubních vazů, v případě abdukce rozsah pohybu snižuje napětí adduktorů a addukce může být omezena napětím gluteálních svalů a m. tensor fasciae latae. Variační šíře rozsahu pohybu je pro abdukci 30 - 50°, addukce probíhá v rozsahu 30-45° (Janda & Pavlů, 1993).

Třetí rovina, v níž probíhají pohyby kyčelního kloubu, je rovina transverzální. Okolo podélné osy jsou zde prováděny pohyby do vnitřní a zevní rotace. Vnitřní rotace je napětím kloubního pouzdra, kloubních vazů a některých svalů (především m. piriformis a dalších zevních rotátorů kyčelního kloubu) udržována v rozsahu 30-45°. Zevní rotace je kromě kloubního pouzdra a kloubních vazů omezována napětím vláken gluteálních svalů a adduktorů a variační šíře rozsahu pohybu se pohybuje v rozmezí 45-60° (Janda & Pavlů, 1993).

2.4.2 Kolenní kloub

Kloub kolenní je nejsložitější kloub v lidském těle (Janda & Pavlů, 1993), neboť se v něm stýkají femur, tibia a patella a mezi styčnými plochami femuru a tibie jsou menisky. Kloub je tak tvořen dvěma skloubeními, a to femoro-tibiálním kloubem a femoropatelnárním kloubem (Stewart & Hall, 2006).

Kontakt mezi kondyly femuru a tibií je prakticky v horizontální rovině, ale zatímco tibia míří při stoji svisle distálně, tělo femuru je od vertikály odkloněno – tento úhel je označován jako fyziologický abdukční úhel, který se pohybuje v rozmezí 170 - 175 stupňů a u žen je pro větší šířku pánve a šikmější postavení femuru asi o 5 stupňů menší. Doplnující úhel do vertikály je označován jako Q-úhel a tato hodnota zároveň označuje úhel osy tahu čtyřhlavého svalu stehenního a ligamentum patellae. U mužů by Q-úhel neměl překročit 10 stupňů, u žen 15 stupňů (Čihák, 2001).

Kolenní kloub je v zásadě kloubem s jedním stupněm volnosti. Ve flexi však nabízí také druhý stupeň volnosti, a to rotaci v podélné ose bérce (Kapandji, 2010). Na rozdíl od kyčelního kloubu nenaléhají kloubní plochy femuru a tibie tak těsně, což na jedné straně umožňuje velký rozsah pohybu v kloubu, na straně druhé však klade nároky na svalovou stabilizaci kolenního kloubu (Stewart & Hall, 2006).

Z biomechanického pohledu musí kolenní kloub přinášet obě tyto vzájemně se vylučující vlastnosti, a to jak výbornou stabilitu v plné extenzi, když je kolenní kloub vystaven velkému zatížení danému hmotností těla a délkou pák, tak i odpovídající pohyblivost do flexe, která je zásadní například pro běh a pro orientaci chodidla při vyrovnávání nerovností povrchu. Při flexi je kolenní kloub nestabilní a je vystaven riziku poranění vazů a menisků. V extenzi nejčastěji poranění kolenního kloubu vyústí ve zlomeniny kloubních ploch či ruptur vazů (Kapandji, 1987).

Janda a Pavlů (1993) uvádějí fyziologický rozsah pohybu kolenního kloubu do flexe v rozsahu 125 - 160 stupňů. Podle Kapandjiho (1987) je aktivní rozsah pohybu do flexe v kolenním kloubu větší při flexi kyčelního kloubu (140 stupňů) a menší při extenzi kyčelního kloubu (120 stupňů). Fyziologický rozsah pohybu je limitován kontaktem svalstva na zadní straně stehna a bérce a nebo dotykem paty a hýžd'ových svalů - pasivně je možné při vyšetřování dosáhnout hodnoty až 160 stupňů (Janda & Pavlů, 1993).

Rozsah extenze v kolenním kloubu je limitován napětím zadní části kloubního pouzdra a ligament (Janda & Pavlů, 1993). Variační šíře rozsahu pohybu je až 10 stupňů, což bývá – podle Kapandjiho (1987) chybně – označováno jako hyperextenze.

2.4.3 Klouby nohy

Z anatomického pohledu je noha soustavou více skloubení – horní kloub zánártní (articulatio talocruralis) neboli hlezenní kloub je tvořen vidlicemi bérceových kostí a kostí hlezenní, k dolnímu kloubu zánártnímu patří articulatio subtalaris, articulatio talocalcaneonavicularis, dále articulatio cuneonavicularis, skloubení zánártních kostí s kostmi nártními (articulationes tarsometatarsales), spojení bazí nártních kostí (articulationes intermetatarsales), skloubení nártních kostí a proximálními články prstů (articulationes metatarsophalangeae) a klouby spojující články prstů (articulationes interphalangeae pedis) (Čihák, 2001).

Z hlediska funkční anatomie jsou významné také Chopartův kloub (anatomicky tvořen kalkaneokuboidním a talonavikulárním kloubem) a Lisfrankův kloub (linie tarzometatarzálních kloubů), které nohu dělí na tři funkční oddíly – zánoží, středonoží a přednoží (Vařeka & Vařeková, 2003).

Kapandji (1987) popisuje pro pohyby nohy tři stupně volnosti, a to ve smyslu flexe a extenze v sagitální rovině, abdukce a addukce v transverzální rovině a pohyby ve frontální rovině kolem dlouhé osy nohy ve smyslu pronace/supinace.

Osa hlezenního kloubu probíhá šikmo, a proto není výsledkem pohybu v něm jen dorzální či plantární flexe, ale dochází i k pohybům v transverzální a frontální rovině. Pohyby v subtalárním kloubu nohy v uzavřeném kinematickém řetězci jsou vysvětlovány pomocí „pantového modelu“, kdy při vnitřní rotaci tibie dochází k zevní rotaci patní kosti kolem její dlouhé osy a tedy pronaci zánoží a analogicky při zevní rotaci tibie dojde k supinaci zánoží. V Chopartově kloubu probíhají okolo podélné osy pohyby přední části nohy ve smyslu supinace a pronace, ale tento kloub je zároveň ovlivněn postavením kostí v subtalárním kloubu – s rostoucí pupinací v subtalárním kloubu roste stabilita Chopartova kloubu a noha se stává více rigidní (Vařeka & Vařeková, 2003). Kapandji (1987) nahrazuje osy subtalárního a Chopartova kloubu Henkeho osou, která pak s osou hlezenního kloubu vytváří tzv. heterokinetický univerzální kloub.

Noha je klenuta podélně a příčně a díky své elasticitě a změnám svého tvaru umožňuje se plynule přizpůsobovat povrchu, přenášet hmotnost těla a tlumit dopady při chůzi či běhu. V případě patologií klenby nožní je možné se setkat se závažnými poruchami opory těla při lokomoci i udržování vzpřímené polohy (Kapandji, 1987). Vařeka a Vařeková (2003) zmiňují rozdíl v chápání klenby nožní coby statické či funkčně dynamické struktury a rozdílné názory na význam svalů v jejím udržování.

2.5 Posturografie

Vedle všech možností klinického vyšetřování stability stoje se s vývojem moderních přístrojů otevírají další možnosti exaktního vyšetření stoje. Získaná data pak lze využít i v rehabilitaci například ke sledování vývoje klinického stavu pacientů a hodnocení efektu terapie, což je nespornou výhodou.

Výhodou také je, že u hodnocení stability stoje zdravých probandů byla při využití posturografie potvrzena nízká míra interindividuální variability. Na druhou stranu však posturografické vyšetření limituje velká interindividuální variabilita v běžné populaci, limitovaná možnost opakování kvůli zvyku či únavě anebo motivace probandů (El-Kahky, Kingma, Dolmans & De Jong, 2000).

Vedle detekce mechanismů posturální kontroly, charakteristiky reakcí za různých podmínek či souboru statických a dynamických testů je využití silových plošin a posturografie další z možností, kdy může biomechanika vstoupit do vyšetřování posturální stability. Tato metoda je jednou z možností, jak data objektivizovat, a i proto v posledních letech zažívá velký nárůst.

Posturografie je metoda založená na měření reakčních sil silovou plošinou pro určení posturální stability stoje a reaktivity v různých situacích. Dříve byla využívána pro zjišťování rizika pádu (především u seniorů), dnes však jsou možnosti této metody skutečně široké a způsob užití silových plošin se řídí záměry jednotlivých prací. Kromě posuzování efektu fyzioterapeutických technik ji tak například využívají také kineziologické studie (Belaid et al., 2007; Wykman & Goldie, 1989; Rougier et al., 2008 a další).

2.5.1 Rozdělení posturografie

Termín posturografie je v odborné literatuře rozdělován na dynamickou posturografii, která ale nepracuje se silovými plošinami, a stabilometrii, což je metoda měření pohybů těla v klidném bipedálním stoji (Míková, 2006).

Barrato et al. (2002) rozlišuje posturografii statickou a dynamickou. Posturografie statická probíhá na rovné stabilní plošině se zavřenými nebo otevřenými očima a pomocí vyhodnocování trajektorie COP zaznamenává spontánní kolísavé pohyby. Dynamická posturografie zaznamenává reakce na různé typy nepředvídatelných vychylujících stimulů a hodnotí relativní podíl vizuálních, vestibulárních a somatosenzorických systémů ve snaze znovu získat původní posturu. Podle Barrato et al. (2002) bývá v klinické praxi označována

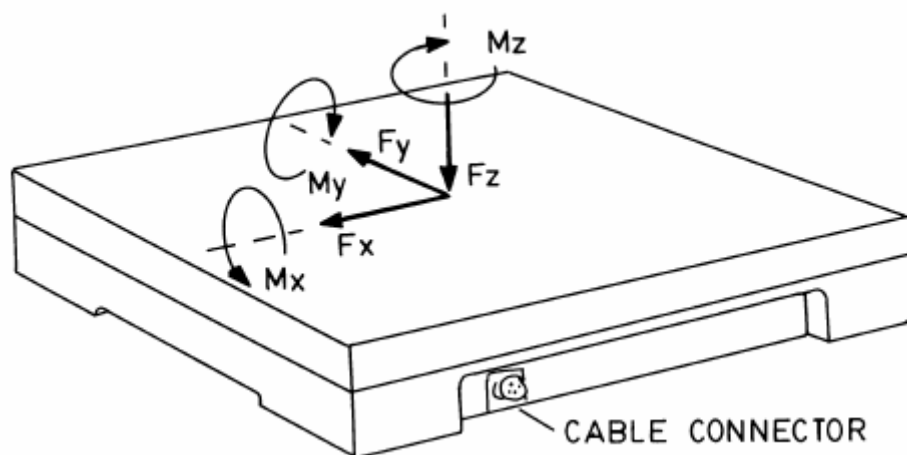
statická posturografie jako méně relevantní a obě techniky popisují jiné aspekty posturální kontroly a dávají jiné informace.

S výjimkou receptorů na kůži plosky nohou jsou při statickém vyšetřování oslovovány smyslové kanály pod fyziologickým prahem, kdežto u dynamické posturografie naopak výrazně nad ním, což s sebou nese silné reflexní odpovědi. Navíc disturbance za statických situací jsou vnitřní a předvídatelné, systém se proto může spoléhat na některý z vlastních anticipačních modelů, zatímco u dynamické posturografie jsou výchyly nepředvídatelné a odpověď je založena na reflexech. V neposlední řadě je statická posturografie levnější a tudíž ji lze doporučit pro klinické využití (Baratto et al., 2002).

Základem použití posturografie je standardizace metodiky a interpretace získaných dat. Bohužel ne vždy studie obsahují ověření reliability použitých parametrů a testů, což snižuje jejich vzájemnou porovnatelnost. Protože nebyla teoreticky dostatečně definována „dobrá stabilita stoje“, je upozorňováno také na neopodstatněnou validitu měření (Míková, 2006). Tyto důvody pak jiní spatřují jako limitace využití posturografie v klinické praxi (Baratto et al., 2002).

2.5.2 Přístroje a měření

Nejčastěji se pro posturografické vyšetření používají plošiny piezoelektrické (např. Kistler) a tenzometrické (např. Bertec, AMTI), které jsou používány od roku 1999 i na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Plošiny typu AMTI OR6-5 (Obrázek 6) mají ve svých rozích čtyři tenzometrické snímače a měří tři silové komponenty vektorů a tři signály momentů sil (kolem os X, Y, Z) v celkem šesti výstupech dle míry zatížení v souřadnicovém systému se středem ve středu plošiny.



Obrázek 6. Proměnné detekované tenzometrickou plošinou AMTI OR6-5: F_x , F_y , F_z – složky reakční síly; M_x , M_y , M_z – momenty složek reakčních sil (Anonymous, 2009).

Výstupem měření na plošinách jsou parametry získané rozkladem reakční síly ve třech rovinách (F_x , F_y , F_z) a jejich momenty M_x , M_y , M_z . Tyto základní parametry jsou pak dále matematicky upravovány pro získávání dalších parametrů – například nejčastěji používaného působíště reakční síly COP (center of pressure) a jeho pohyb v čase. Nedílnou součástí přístrojového měření je proto zpracování získaného signálu, k čemuž je využíván software diagnostického systému APAS (Ariel Performance Analysis System), který je jedním z nejdůmyslnějších systémů svého druhu na světě a je intenzivně využíván i v přípravě a hodnocení výkonu sportovců, a program MATLAB (Míková, 2006).

Z biomechanického hlediska je důležitá tzv. konfidenční elipsa, která představuje 95 % poloh COP, a parametr plocha konfidenční elipsy, který je označován jako AREA. Poloha COP je zaznamenávána v případě plošin AMTI OR6-5 frekvencí 1000 Hz. Z výpočtu směrodatných odchylek souřadnic středu konfidenční elipsy lze vyčíst míru variability pohybu COP ve směru anteroposteriorním a mediolaterálním (bývá označováno jako SwayX, SwayY nebo Postural Sway X, Y).

Dalšími parametry, které lze získat z poloh COP i COG (center of gravity; získáme projekci těžiště do opěrné báze), jsou údaje o rychlosti pohybu, délce trajektorie, ploše ohraničené křivkou závislosti COP na čase a daném směru (Míková, 2006).

Doporučení ke standardizaci posturografického měření definovali Kapteyn et al. (1983, in Míková, 2006). Proband by měl podle tohoto návrhu být bez bot, místnost o rozměrech nejméně 3x4 metry by neměla být vystavena většímu hluku než 40 dB a silová plošina má být umístěna nejméně metr od každé zdi místnosti. Autoři definují také světelné podmínky (pro

test s otevřenýma očima 40 lux/m², pro test se zavřenýma očima 20 lux/m²). Bod, který proband sleduje, by měl mít 10 cm průměr a měl by být ve vzdálenosti 3 m.

2.5.3 Využití posturografie a její limitace

Provedení posturografických studií se liší nejen podle autorů a výzkumného cíle, ale také s ohledem na různé teorie mechanismů posturální kontroly. Autoři využívají k výzkumu různých variant stoje (různá šířka opěrné báze, stoj na jedné dolní končetině), vyloučení určitých senzorických zdrojů aference (vyloučení zrakové kontroly, změna propioceptivní informace molitanovou podložkou, změnou polohy hlavy, apod.). Normy v testování jsou ale problémem kontroverzním a používání striktních norem není doporučováno – výsledky měření totiž vykazují velkou interindividuální variabilitu (Míková, 2006).

Zajímavý je poznatek Míkové (2006) o významu slovního podnětu: byl totiž zaznamenán rozdíl v interpretaci měření při pokynem „stůjte klidně“ a „stůjte normálně“ či „co možná nejstabilněji“. V druhém případě byly posturální výchyly probandů menší než v klidném stoji.

Vliv na posuzované parametry může mít i psychika – například při stoji na vyvýšené plošině (skokanské prkno) je snížena variabilita COP, příčinou fixního držení těla coby projevu posturální nestability může být strach z posturálně příliš náročné situace. Obecně platí, že čím náročnější podmínky posturální kontroly jsou, tím se systém chová méně variabilně (Míková, 2006).

Míková (2006) dále uvádí, že nejvíce se na hodnotách proměnných projevila extenze hlavy, zatímco stoj na molitanu se zavřením očí již tak odlišné hodnoty parametrů nepřinesl (autorka vysvětluje použitím příliš měkkého a nízkého molitanu, který dostatečně neoslovil balanční mechanismy vyšetřovaných).

Posturografie je pro hodnocení posturální stability v klidném bipedálním stoji výhodnou metodou, ale přesto tento pohled na problematiku posturální kontroly není dostačující. Míková (2006) proto doporučuje testování na silových plošinách rozšířit o další testy (hodnocení kooperace senzorických systémů, reakcí na vnější výchyly, volního pohybu COG a posturální kontroly v dynamických situacích).

Hodnocení výsledků posturální stability, má-li nabídnout adekvátní pohled na tuto problematiku, by mělo být komplexní. Žádná klinická ani experimentální metoda hodnotící komplexně všechny mechanismy posturální kontroly s možností vymezit oblast problému však neexistuje – proto je třeba hodnotit jednotlivé komponenty zvlášť. Představy, jak by taková vyšetřovací metoda měla vypadat, však v odborné literatuře jsou. Ideální metoda by

měla sledovat kvazistatickou bilanci a také reaktivní a anticipační schopnosti posturální kontroly. Vývoj vyšetřovacích metod dnes směřuje ke spojení analýzy výstupní reakční síly a hodnocení pomocí polyEMG (Míková, 2006).

Předpokládá se, že s prodlužující se délkou trvání testu budou narůstat změny parametrů. Ve studii Míkové (2006) ale nebyl vliv délky trvání testu prokázán - parametry variability reakčních složek s narůstající délkou testu klesají, parametry variability COP narůstají. Více než délka trvání měření však podle autorky výsledky a reliabilitu testu ovlivňuje jeho náročnost. Deficit posturální kontroly se podle ní projeví v kvazistatických testech až při vyšších nárocích na posturální kontrolu.

Nedostatečně ověřená validita posturografie v mnoha studiích je dána absencí definice vztahu mezi posturální stabilitou a proměnnými ze silových plošin. Má-li být metoda užitečná v kineziologii, musí být spolehlivá v jednorázovém i dlouhodobém sledování posturálního chování.

Hlavní výhodou posturografie je možnost rychlé analýzy prakticky ihned po skončení testu a možnost zvolit test dle hodnocených aspektů posturální kontroly. Nevýhodou může být finanční náročnost, která však u plošin typu AMTI a Kistler není až tak vysoká a lze tedy provádět posturografické vyšetření i tímto způsobem. Zdravotní pojišťovny lze požádat o nasmlouvání výkonu pro posturografické vyšetření i terapii (kód 71 121) (Míková, 2006).

Využití silových plošin je vhodné především pro hodnocení změn klinického stavu pacientů s balanční poruchou. V hodnocení posturální stability však Míková (2006) doporučuje také detekovat svalové synergie (s využitím PEMG) nebo zvolit jako doplňkovou metodu hodnocení posturálních reakcí kinematickou analýzu. Nepříliš sensitivní 3D videografickou metodu, která se hodí spíše pro analýzu dynamických situací (analýza krokového cyklu, vstávání ze sedu apod.) by však musela v tomto výzkumu nahradit senzitivnější metoda.

3 PŘEHLED LITERATURY

Práce se silovými plošinami má ve výzkumu posturální stability své pevné místo. Studie Swanenburga et al. (2008) prokázala velmi dobrou reliabilitu metody, kterou je podle autora vhodné používat jako diagnostický nástroj. Možnost sledovat s využitím silových plošin vývoj a efekt terapie u pacientů s poruchami stability zmiňuje Blaszczyk (2010). V rámci prevence pádů u starších žen pracovali se silovými plošinami například Judge, Lindsey, Underwood & Winsemus (1993). Pro vyšetřování stability stoje u starších probandů je využívali také Hue, Seynnes, Ledrole, Colson a Bernard (2004).

U dětí ve věku 5-18 let bylo na základě jedné z takových studií, která využívala silových plošin pro analýzu stability stoje, zjištěno zlepšení všech parametrů stability stoje s přibývajícím věkem. Tato studie navíc potvrdila vysokou reliabilitu získaných dat, neboť hlavní hodnoty se při třech měřeních lišily jen o 5 % v porovnání s výsledky z deseti pokusů (Wolff et al., 1998).

Své využití našla posturografie i u hodnocení stability stoje u pacientů po náhradách kyčelních kloubů. Práce Talise et al. (2008) potvrdila, že pacienti zatěžují více neoperovanou končetinu. Ve stoji a při chůzi je rozdíl jen v rozmezí přibližně deseti procent, ale při vstávání ze sedu dosáhl rozdíl v zatížení obou končetin až 20 procent. A asymetrie v distribuci hmotnosti mezi oběma dolními končetinami byla potvrzena i v podobné práci Belaida et al. (2007). Majewski et al. (2005) pak s využitím posturografie zjistili, že artróza kyčelního kloubu běžný stoj a jeho stabilitu pacientů příliš neovlivní, což potvrdila i práce Arokoski, Leinonen, Arokoski, Aalto a Valtonen (2006). Přesto ale Majewski et al. (2005) potvrdili, že náhrada kyčelního kloubu zlepší schopnost udržovat stabilitu stoje u pacientů s artrózou kloubu.

Ačkoliv bylo o prospěšnosti pravidelné pohybové aktivity již napsáno hodně, je zajímavé, že testování lidí vyššího věku se sportovní historií na posturografických plošinách žádnou jejich vyšší odolnost proti posturálním dyskoordinacím nepřineslo (Bulbulian & Hargan, 2000). Mnohem důležitější je podle autorů studie to, jak se pohybovým aktivitám věnují lidé aktuálně.

V průběhu bezmála tří dekad, kdy je posturografie využívána, se k popisu výchylek těla respektive působíště vektoru reakční síly podložky (center of pressure, COP) při rovnovážném stoji používaly různé parametry. Ty parametry, které jsou pro popis stoje na silových plošinách užitečné, definovali Raymakers, Samson a Verhaar (2003). Z výstupů měření na silových plošinách jsou podle nich nejčastěji používanými parametry rychlost

posunů COP, amplitudy v osách x a y, obsah plochy pohybů, plantární deviace a další dva parametry (Rileyho fyzický rovinný parametr a parametry difuzního stabilogramu dle Collinse). Autoři zahrnuli do studie skupinu mladých probandů (21-45 let), skupinu lidí vyššího věku (61-78 let) a osoby s různými problémy při udržování stability stoje. U všech probandů vyšetřovali stabilitu stoje po dobu jedné minuty v různých testovacích situacích (stoj s otevřenýma očima, stoj se zavřenýma očima, stoj na plastické pěně místo pevného povrchu a stoj při vykonávání kognitivní úlohy - modifikovaného stroop testu, při němž probandi pojmenovávali barvy písma slov na tabuli před nimi). Na základě výsledků autoři jako nejvýnosnější parametr pro hodnocení stability stoje určili rychlost změn COP, a to ve všech testovaných situacích. Parametry rychlostí změn COP totiž ukázaly rozdíly mezi zdravými a nemocnými probandy a také mezi oběma věkovými skupinami. Kognitivní test však na výsledky neměl velký vliv.

Míková (2006) uvedla že parametry variability složek reakční síly jsou reliabilní v krátkodobé reliabilitě v klidném bipedálním stoji i v dlouhodobé reliabilitě v klidném bipedálním stoji s otevřenýma i zavřenýma očima a při očekávání nárazu. Ve svém výzkumu však nezaznamenala žádný parametr, který by byl stabilní během všech měření v průběhu jednoho měsíce (klidný bipedální stoj s otevřenýma i zavřenýma očima). Jako vhodné parametry ke sledování kvazistatické balance uvádí autorka směrodatné odchylky anteroposteriorní a mediolaterální složky reakční síly (F_{xSD} a F_{ySD}).

Jak napsali Ruhe, Fejer a Walker (2010), s rostoucí hmotností těla roste lineárně i rychlost COP a s rostoucím BMI se rovněž přesunuje COM více dopředu i před bázi opory, což může mít vliv na aferentní funkci nohy a tedy i reliabilitu COP.

Podle van der Kooije, van Asseldonk a van der Helma (2005) je vhodné vyšetřovat stabilitu těla i v situacích se zevními perturbacemi.

Abnormální posturální výchylky v klidném stoji nejsou podle Blaszczyka (2010) nutně důkazem posturální instability. Neurální kontrola spontánních výchylek těla a posturální reakce na zevní vychylující podněty jsou patrně dva rozdílné režimy posturální kontroly. Kontrola posturální stability obsahuje generování odpovídajících stabilizačních odpovědí, které jsou spouštěny a zpřesňovány pomocí přeprogramovaných reakcí nebo průběžným upravováním pozice COM ve zpětnovazebném režimu.

V literatuře lze najít různé práce zabývající se hodnocením lidského stoje. Některé se zabývají měřením výchylek segmentů těla (hlava, trup) během adaptivních pohybů při udržování stability stoje, jiné analýzou svalové aktivity během udržování stoje a nebo měřením a analýzou pohybů COM nebo COP.

Ruhe, Fejer a Walker (2010) shrnuli celkem dvaatřicet studií, které v průběhu dvou dekád (1980-2009) měřily a hodnotily polohu COP na silových plošinách. Jejich cílem bylo popsat nejčastější metody měření COP u statického stoje a zhodnotit reliabilitu měření. Většina studií (81 %) využívala k hodnocení posturální stability stoj na pevných silových plošinách a takřka polovina prací (44 %) pracovala se dvěma až pěti platnými pokusy. Porovnání výsledků však znesnadnily rozdíly v metodice a užití statistických modelů u jednotlivých prací. Jednou ze slabin předchozích prací je podle autorů fakt, že chybí tělesné údaje o probandech jako je BMI, tělesná výška a hmotnost, neboť rychlost změn COP a rozsah směrodatných odchylek jsou na těchto tělesných parametrech závislé. Vliv věku je podle autorů těžké z výsledků vyvozovat, neboť většina studií porovnávala výsledky probandů nezávisle na pohlaví a tyto skupiny probandů vykazovaly vysoké korelační koeficienty. Navíc se sice ukázaly rozdíly mezi jednotlivými věkovými skupinami, ale reliabilita měření nebyla pohlavím ovlivněna. Autoři také zdůrazňují, že je třeba se v anamnéze ptát po relevantních informacích, neboť probandi si nemusí vzpomenout na prodělané úrazy anebo si nejsou jisti významem těchto informací vzhledem k vyšetření.

Významný je ale také verbální obsah pokynu, což kromě Míkové (2006) uvádí také Ruhe, Fejer a Walker (2010). Rozdílné pokyny přináší i rozdílné výsledky měření. Míková (2006) zaznamenala při pokynu „stůjte co možná nejstabilněji“ menší posturální výchylky probandů než v případě pokynů „stůjte klidně“ a „stůjte normálně“, což vysvětluje zaměřením pozornosti probanda na udržení stávající polohy COP.

Ruhe, Fejer a Walker (2010) doporučují probandy instruovat nejlépe slovy „Stůjte, jak nejklidněji umíte“. Vyšetřování stability stoje by podle Ruhe, Fejer a Walker (2010) mělo probíhat při pohledu dopředu a s pažemi podél těla. Pozice paží bude mít na měření určitě vliv, neboť právě paže podél těla z biomechanického pohledu umožňují nejpřirozenější držení k hodnocení co nejpřirozenějšího pohybu COP.

4 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

4.1 Cíle

Hlavním cílem práce je zhodnotit variabilitu parametrů popisujících stabilitu stoje u zdravých jedinců, definovat relevantní a využitelné parametry a získat základní data o vzorku zdravé populace, jež bude možné využít pro měření stability stoje na tenzometrických plošinách v rehabilitační praxi.

Dílčí cíle

- Rešerše aktuálních teoretických a experimentálních prací zabývajících se problematikou posturální stability a jejího hodnocení.
- Zhodnotit variabilitu parametrů popisujících stabilitu stoje u zdravých jedinců
- Definovat relevantní a využitelné parametry a získat základní informace o stabilitě stoje zdravé populace jako referenčního vzorku pro řešení otázek posturální stability u různých skupin pacientů.

4.2 Výzkumné otázky

- **V₁:** Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje vyjádřená opakovatelností jednotlivých pokusů u zdravých probandů?
- **V₂:** Vykazují sledované parametry směrodatných odchylek COP a rychlostí změn COP nějaké rozdíly ve třech po sobě jdoucích časových intervalech (10 s) u zdravých jedinců?
- **V₃:** Má měření při různých frekvencích záznamu vliv na reliabilitu měřených proměnných u zdravých jedinců?

5 METODIKA

Charakteristika měřeného souboru

Měření diplomové práce se dobrovolně zúčastnilo 29 žen (průměrný věk 25 ± 3 let, průměrná hmotnost $63,25 \pm 7,95$ kg, průměrná tělesná výška $1,68 \pm 0,04$ m) bez úrazů pohybového aparátu či přítomnosti onemocnění ovlivňujících stabilitu stoje v jejich anamnéze.

Popis použité aparatury

Stabilitu stoje jsme analyzovali pomocí dvou silových plošin značky Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG Winterthur, Switzerland), každá pro jednu dolní končetinu (Obrázek 7).



Obrázek 7. Silová plošina Kistler 9286AA (Multicomponent Force Plate for Biomechanics, n. d.).

Průběh měření

Před samotným vyšetřením stability stoje na silových plošinách jsme odebrali anamnézu, ozřejmili délku končetin, orientačně otestovali laterální preferenci dolních končetin a změřili tělesnou hmotnost u každého z probandů.

V průběhu zjišťování osobní anamnézy každý proband sdělil informace o své osobě (věk, tělesná výška, úrazy na pohybovém systému a dolních končetinách, metabolická či neurologická onemocnění, která by mohla mít vliv na stabilitu stoje apod.).

Anatomická délka dolních končetin (vzdálenost od trochanteru major femuru po maleolus lateralis) byla s výjimkou jedné osoby u všech testovaných symetrická. Asymetrii v umbilikomaleolární délce končetin (umbilikus – maleolus medialis) jsme zaznamenali u čtyř testovaných. U jediné osoby byla rozdílná délka dolních končetin v obou mírách měření.

Laterální preferenci dolních končetin jsme stanovili orientačně na základě úspěšnosti v kopu do tenisového míčku. Předpokládali jsme, že preferovaná dolní končetina je úspěšnější v provedení kopu, zatímco nepreferovaná dolní končetina zajišťuje stabilitu a oporu těla. Zvolenou dolní končetinou se měl proband strefit míčkem mezi dva kužely vzdálené od sebe 30 cm z označeného místa, které bylo 3 metry od středu mezi těmito kužely. V tomto testu preferovalo 28 osob pravou končetinu, u zbylé jedné osoby byla laterální preference ve prospěch levé končetiny.

Ke zjištění tělesné hmotnosti byla použita standardní osobní váha a na základě údajů z ní byla provedena kalibrace silových plošin.

K měření stability stoje se probandi postavili na tenzometrické plošiny. Na plošinách stáli každou nohou zvlášť na jedné ze dvou plošin, s přirozenou šířkou stoje, bez obuvi a s pažemi podél těla. Probandi byli instruováni k pokud možno co nejklidnějšímu stoji v délce trvání 30 sekund. Na plošinách stáli bez obuvi, s pažemi podél těla, každou nohou zvlášť na jedné z plošin. Měli otevřené oči a dívali se do prostoru přímo před sebe.

Měření probíhalo v klidné místnosti s izolací od rušivých vnějších vlivů a bylo opakováno několikrát k získání alespoň pěti platných pokusů pro posouzení intraindividuální a interindividuální variability stability stoje probandů.

Popis měřených proměnných

Z každé silové plošiny byla reakční síla podložky zaznamenávána ve třech základních směrech – mediolaterálním, anterioposteriorním a vertikálním.

Mediolaterální složka reakční síly (F_x) obecně poskytuje informaci o korekci stability stoje a je nejvariabilnější. Anteroposteriorní složka (F_y) nese informace o fázi brzdící lidské tělo (anteriorní část) a o fázi akcelerační (posteriovní část). Vertikální složka (F_z) popisuje průběh zatížení každé z plošin, ale neříká nic o posturální stabilitě a proto jsme parametry pro tuto složku reakční síly nevyhodnocovali.

Přehled sledovaných proměnných uvádíme v Tabulce 2.

Tabulka 2. Sledované proměnné.

Fx	mediolaterální složka reakční síly
Fy	anteroposteriorní složka reakční síly
Sway X	směrodatná odchylka X_COP
Sway Y	směrodatná odchylka Y_COP
A_95	plocha 95 % konfidenční elipsy
V_Ax	průměrná rychlost X_COP
V_Ay	průměrná rychlost Y_COP
V_A	průměrná celková rychlost COP

Zpracování naměřených dat

Údaje ze silových plošin byly získány systémem Bioware. Data z plošin, kdy výsledné hodnoty popisují provedení stoje zvlášť pro pravou a levou dolní končetinu, byla převedena do grafické podoby křivek reakčních sil Fx, Fy a Fz. Ty pak byly vyhodnoceny v programu MATLAB. Získané hodnoty jsme přenesli do programu Microsoft Excel, kde byly vypočítány základní statistické charakteristiky vybraných parametrů (aritmetický průměr, směrodatná odchylka, minimum a maximum).

Statistické zpracování dat

Data byla zpracována v prostředí programu Statistica Cz k vyhodnocení intraindividuální a interindividuální variability parametrů stability, hodnocení vývoje proměnných v průběhu 30sekundového měření a srovnání výsledků měření při různých frekvencích záznamu.

Byly vypočítány základní statistické charakteristiky (aritmetický průměr, medián, směrodatná odchylka)

Na základě testu normality, kdy průměry vykazovaly ve dvou testech normální rozložení, jsme použili analýzu rozptylu. S využitím jednofaktorové analýzy rozptylu (ANOVA) jsme hodnotili statistickou významnost parametrů při různých frekvencích záznamu a ve třech po sobě jdoucích 10sekundových intervalech. Faktorem tedy byla buď frekvence nebo interval.

Pro hodnocení intraindividuální variability jsme pak použili vnitrotřídní korelační koeficient (intraclass correlation koeficient, ICC) pro hodnocení opakovatelnosti jednotlivých pokusů, kde platí, že čím jsou hodnoty blíže 1, tím je opakovatelnost měření vyšší. Jako hranice velmi

dobré reliability je považována hodnota ICC nad 0,75. Tentýž statistický nástroj jsme použili i pro určení opakovatelnosti 10sekundových intervalů.

. Měření na silových plošinách Kistler 9286AA probíhala s původní frekvencí záznamu 200 Hz. Selekcí naměřených dat jsme získali hodnoty i pro nižší frekvence 100 a 50 Hz a následně porovnávali průměrné hodnoty sledovaných parametrů.

6 VÝSLEDKY

Jak vyplývá z cílů práce, záměrem bylo nejen získat základní informace o stabilitě stoje zdravé dospělé populace jako referenčního vzorku pro řešení otázek posturální stability u různých skupin pacientů, ale také zhodnotit variabilitu parametrů popisujících stabilitu stoje u zdravých jedinců a definovat relevantní a využitelné parametry pro využití měření stability stoje na silových ložnících v rehabilitační praxi.

Zajímala nás tedy intraindividuální variabilita stability stoje probandů vyjádřená opakovatelností jednotlivých pokusů u každého probanda, opakovatelnost intervalů při rozdělení měření na tři stejně dlouhé úseky a také vliv frekvence měření na jednotlivé parametry.

6.1 Výsledky k výzkumné otázce V₁

Jaká je intraindividuální variabilita stability stoje probandů vyjádřená opakovatelností jednotlivých pokusů u každého z probandů?

Z výsledků uvedených v Tabulce 3 vyplývá, že nejvyšší hodnoty intraclass correlation koeficient (ICC) jsme zaznamenali u parametrů rychlostí V_Ax (průměrná rychlost X_COP), V_Ay (průměrná rychlost Y_COP) a V_A (průměrná celková rychlost COP). Tyto hodnoty vykazují vysokou opakovatelnost s přijatelnou variabilitou.

Z dalších hodnocených proměnných splňuje hranici velmi dobré reliability jen parametr Sw_Ax (směrodatná odchylka X_COP) (Tabulka 3).

Hranici velmi dobré reliability nesplňují parametry Sw_Ay (směrodatná odchylka Y_COP) a parametr A_95 (plocha 95 % konfidenční elipsy) (Tabulka 3).

Tabulka 3. Hodnoty opakovatelnosti sledovaných parametrů u platných pokusů

Koeficienty R1	Opakované pokusy
Sw_Ax	0,77
Sw_Ay	0,68
A_95	0,70
V_Ax	0,98
V_Ay	0,93
V_A	0,98

Vysvětlivky: Sw_Ax – směrodatná odchylka X_COP; Sw_Ay – směrodatná odchylka Y_COP; A_95 – plocha 95 % konfidenční elipsy; V_Ax – průměrná rychlost X_COP; V_Ay – průměrná rychlost Y_COP; V_A – průměrná celková rychlost COP

6.2 Výsledky k výzkumné otázce V₂

Vykazují sledované parametry směrodatných odchylek COP a rychlostí změn COP nějaké rozdíly ve třech po sobě jdoucích časových intervalech (10 s) u zdravých jedinců?

Tabulka 4 zobrazuje výsledky analýzy rozptylu (ANOVA) a Tukey post hoc test pro jednotlivé 10sekundové intervaly. U sledovaných parametrů byly průměrné hodnoty v prvním intervalu zpravidla vyšší než v intervalech následujících. S výjimkou parametru V_Ax jsme zaznamenali statisticky významný rozdíl průměrných hodnot mezi prvním a dvěma následujícími intervaly u všech sledovaných parametrů. Mezi druhým a třetím intervalem naopak nejsou žádné statisticky významné rozdíly ani u jednoho ze sledovaných parametrů (Tabulka 4).

Tabulka 4. Průměry a směrodatné odchylky sledovaných parametrů ve třech po sobě jdoucích 10sekundových intervalech

Intervaly	1		2		3		p		
Parametr	Průměr	s	Průměr	s	Průměr	s	1x2	1x3	2x3
Sw_Ax	0,060	0,019	0,041	0,015	0,039	0,017	0,000	0,000	0,716
Sw_Ay	0,596	0,147	0,506	0,141	0,522	0,184	0,006	0,028	0,836
A_95	0,570	0,250	0,330	0,150	0,310	0,210	0,000	0,000	0,928
V_Ax	1,963	0,425	1,963	0,429	1,957	0,425	0,998	0,770	0,804
V_Ay	1,986	0,273	1,747	0,208	1,718	0,205	0,000	0,000	0,496
V_A	3,106	0,484	2,914	0,435	2,888	0,429	0,000	0,000	0,486

Vysvětlivky: Sw_Ax – směrodatná odchylka X_COP; Sw_Ay – směrodatná odchylka Y_COP; A_95 – plocha 95 % konfidenční elipsy; V_Ax – průměrná rychlost X_COP; V_Ay – průměrná rychlost Y_COP; V_A – průměrná celková rychlost COP; s – směrodatná odchylka; 1 – časový úsek 0-10 s; 2 – časový úsek 10-20 s; 3 – časový úsek 20-30 s; statisticky významné hodnoty * $p \leq .05$

Tabulka 5 ukazuje opakovatelnost jednotlivých intervalů vyjádřené vnitrotržním korelačním koeficientem (ICC). Parametry rychlostí V_Ax, V_Ay i V_A splnily hranici velmi dobré reliability ve všech třech sledovaných časových intervalech (Tabulka 5).

U prvního z intervalů (časový úsek 0-10 s) jsou hodnoty ICC pro parametry směrodatných odchylek COP (Sw_Ax a Sw_Ay) i plochy 95 % konfidenční elipsy (A_95) pod hranicí velmi dobré reliability. Opakovatelnost měření je u těchto parametrů tedy horší. Ve druhém

intervalu je patrná tendence ke zlepšení, přesto z uvedené trojice parametrů splňuje kritérium velmi dobré reliability jen parametr směrodatné odchylky Sw_Ay. Nejlepších výsledků, kdy opakovatelnost překročila u všech tří parametrů hranici velmi dobré reliability, bylo dosaženo u těchto tří parametrů až v posledních deseti sekundách měření (Tabulka 5).

Tabulka 5. Hodnoty opakovatelnosti sledovaných parametrů ve třech po sobě jdoucích 10sekundových intervalech

	Sw_Ax	Sw_Ay	A_95	V_Ax	V_Ay	V_A
interval 1	0,594	0,609	0,570	0,980	0,836	0,953
interval 2	0,759	0,648	0,698	0,977	0,911	0,972
interval 3	0,798	0,829	0,796	0,980	0,896	0,970

Vysvětlivky: Sw_Ax – směrodatná odchylka X_COP; Sw_Ay – směrodatná odchylka Y_COP; A_95 – plocha 95 % konfidenční elipsy; V_Ax – průměrná rychlost X_COP; V_Ay – průměrná rychlost Y_COP; V_A – průměrná celková rychlost COP; Interval 1 – časový úsek 0-10 s; Interval 2 – časový úsek 10-20 s; Interval 3 – časový úsek 20-30 s; statisticky významné hodnoty * $p \leq .05$

6.3 Výsledky k výzkumné otázce V₃

Má měření při různých frekvencích záznamu vliv na reliabilitu měřených proměnných u zdravých jedinců?

Tabulka 6 zobrazuje výsledky analýzy rozptylu (ANOVA) a Tukey post hoc test pro sledované frekvence záznamu 50 Hz, 100 Hz a 200 Hz. Statisticky významné rozdíly u parametrů rychlostí V_Ax (průměrná rychlost X_COP), V_Ay (průměrná rychlost Y_COP) a V_A (průměrná celková rychlost COP) prokazují vliv frekvence záznamu na rychlost. Se změnou frekvence záznamu se totiž mění dráha COP a proto se mění také hodnoty rychlostí.

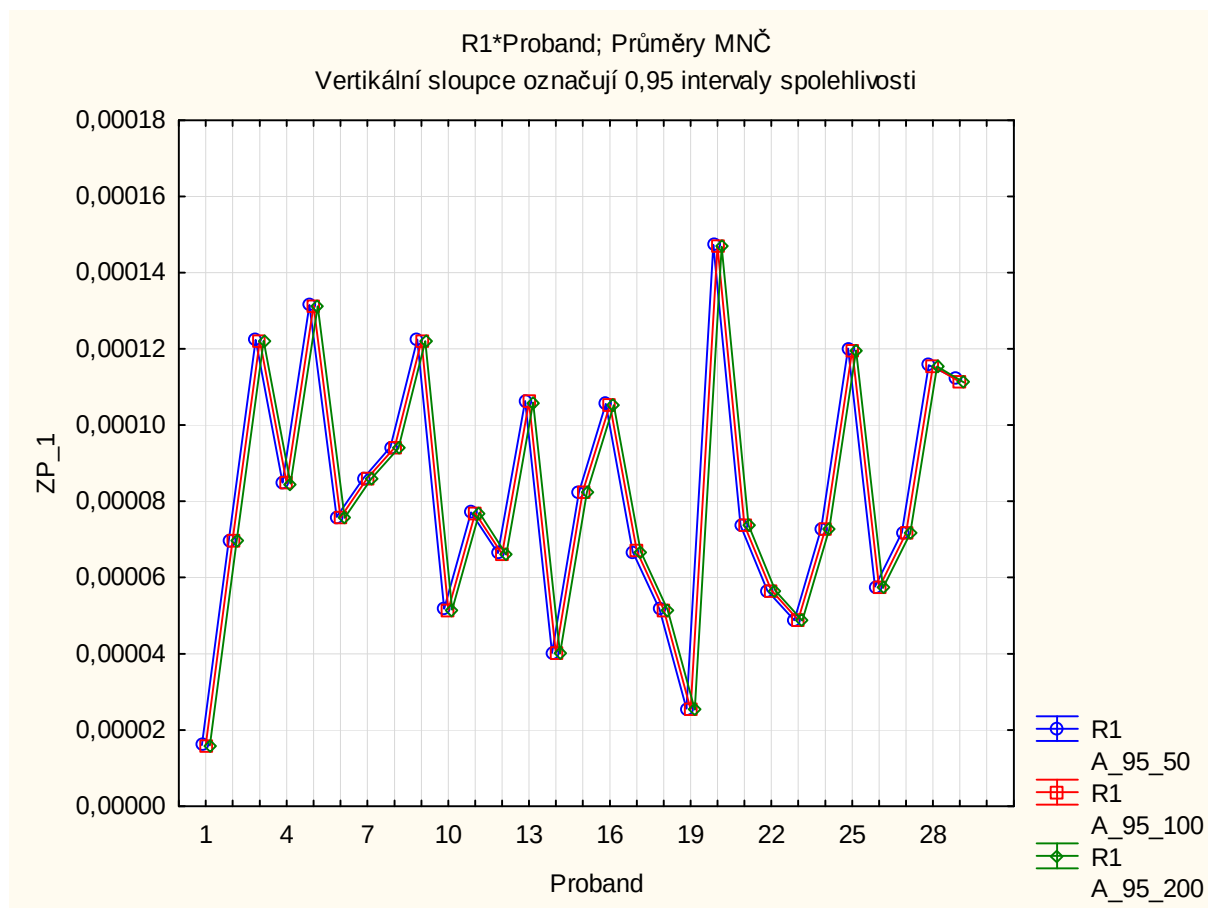
Změny parametru směrodatné odchylky Sw_Ax v závislosti na změnách frekvence záznamu jsou bez statistické významnosti (Tabulka 6).

Tabulka 6. Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky sledovaných parametrů při frekvencích záznamu měření 50 Hz, 100 Hz a 200 Hz

Frekvence	50		100		200		p		
Parametr	Průměr	s	Průměr	s	Průměr	s	50x100	50x200	100x200
Sw_Ax	0,069	0,025	0,069	0,025	0,069	0,025	0,998	0,819	0,783
Sw_Ay	0,766	0,184	0,766	0,184	0,766	0,184	0,071	0,004	0,489
A_95	0,810	0,320	0,810	0,320	0,810	0,320	0,000	0,000	0,000
V_Ax	0,502	0,093	1,032	0,299	1,961	0,425	0,000	0,000	0,000
V_Ay	1,207	0,199	1,372	0,192	1,816	0,218	0,000	0,000	0,000
V_A	1,405	0,206	1,906	0,323	2,969	0,444	0,000	0,000	0,000

Vysvětlivky: Sw_Ax – směrodatná odchylka X_COP; Sw_Ay – směrodatná odchylka Y_COP; A_95 – plocha 95 % konfidenční elipsy; V_Ax – průměrná rychlost X_COP; V_Ay – průměrná rychlost Y_COP; V_A – průměrná celková rychlost COP; s – směrodatná odchylka; statisticky významné hodnoty * $p \leq .05$

Statisticky významné rozdíly z analýzy analýzy rozptylu (ANOVA) a Tukey post hoc test při různých frekvencích záznamu platí i pro další parametry, konkrétně pro parametr A_95 (plochy 95 % konfidenční elipsy COP) a směrodatnou odchylku Sw_Ay (Tabulka 6). Rozdíly jsou však u všech tří sledovaných frekvencí 50 Hz, 100 Hz i 200 Hz velmi malé jak je vidět na příklad parametru A_95 (Obrázek 8) a nemají proto klinický význam.

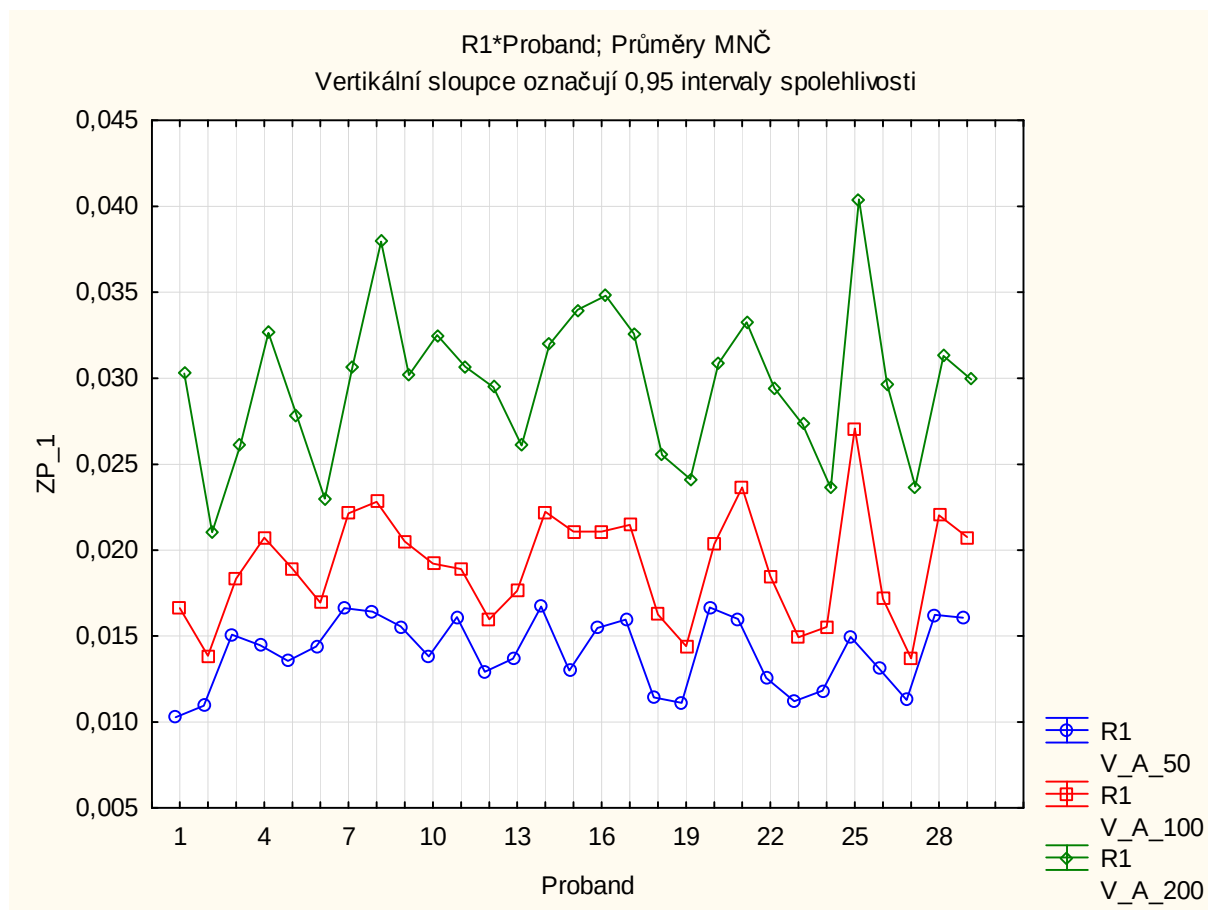


Vysvětlivky: A_95_50 – průměrné hodnoty parametru A_95 pro frekvenci záznamu 50 Hz
 A_95_100 – průměrné hodnoty parametru A_95 pro frekvenci záznamu 100 Hz
 A_95_200 – průměrné hodnoty parametru A_95 pro frekvenci záznamu 200 Hz

Obrázek 8. Graf hodnot parametru plochy 95 % konfidenční elipsy COP.

Velmi malé rozdíly průměrných hodnot u všech tří sledovaných frekvencí 50 Hz, 100 Hz i 200 Hz jsme podobně zaznamenali i u obou parametrů směrodatných odchylek Sw_Ax a Sw_Ay (Příloha 1, Příloha 2).

Obrázek 9 je graf znázorňující průměrné hodnoty průměrné celkové rychlosti změn COP (V_A) při různých frekvencích záznamu (50 Hz, 100 Hz i 200 Hz). Vyplývá z něj, že vliv frekvence záznamu na hodnoty průměrné celkové rychlosti COP je významný (s nižší frekvencí záznamu se totiž zkracuje dráha a snižuje se tudíž i rychlost). Totéž platí i pro průměrné hodnoty dalších dvou parametrů rychlostí, a to V_Ax a V_Ay (Příloha 3, Příloha 4).



Vysvětlivky: V_A_50 – průměrné hodnoty parametru V_A pro frekvenci záznamu 50 Hz
V_A_100 – průměrné hodnoty parametru V_A pro frekvenci záznamu 100 Hz
V_A_200 – průměrné hodnoty parametru V_A pro frekvenci záznamu 200 Hz

Obrázek 9. Graf průměrných hodnot parametru celkové rychlosti změn COP (V_A) při různých frekvencích záznamu.

Jako nejvýnosnější se jeví frekvence 200 Hz, naopak frekvence 50 Hz již může výsledky značně zkreslovat (Obrázek 9, Příloha 3, Příloha 4).

7 DISKUZE

Posturální stabilita je významnou komponentou udržování vzpřímeného stoje a během běžných denních aktivit. Patří tedy k základním motorickým dovednostem člověka. Její poruchy mohou být u starších lidí jedním z faktorů, který ovlivňuje riziko pádu a zranění, jež mohou mít u seniorů i významné následky (Winter, Patla, & Frank, 1990). Podobně u sportovců může problém s posturální stabilitou vyústit ve vážná poranění (Ruhe, Fejer, & Walker, 2010). Proto má význam se posturální stabilitou a jejím vyšetřováním zabývat i v rehabilitaci.

Celý proces řízení stability stoje je velmi složitý a zapojuje celou řadu úrovní, kdy informace z periferního senzorického systému procházejí zpracováním a integrací vestibulárních, vizuálních a proprioceptivních vstupů v centrální nervové soustavě, která pak volí vhodné strategie k udržení stability. Pro vyšetřování posturální stability dnes existuje celá řada metod, z nichž hojně používané je hodnocení parametrů popisujících změny COP. Je ale složité srovnávat vzájemně jednotlivé práce hodnotící posturální stabilitu s využitím posturografie – důvodem je rozdílná metodika i vyhodnocování dat (Raymakers, Samson, & Verhaar, 2003). To potvrzují i Ruhe, Fejer a Walker (2010), kteří zmiňují, že navzdory častému využívání těchto analytických postupů nebyla metoda standardizována (což je však nutné má-li být metoda uznávána platnou).

7.1 Opakovatelnost pokusů

Během našeho měření bylo u každého probanda získáno pět platných pokusů, u nichž jsme prokázali vysokou opakovatelnost měření. Nejlepší výsledky v hodnocení vnitrotřídního korelačního koeficientu (intraclass correlation koeficient, ICC) u sledovaných parametrů jsme zaznamenali u rychlostí změn COP (V_{Ax} 0,98, V_{Ay} 0,93, V_A 0,98). Tyto parametry tak tak prokazují vysokou opakovatelnost měření a reliabilní výsledky a jsou tedy pro měření a hodnocení stability stoje velmi dobře použitelné. Pro měření stability stoje se jako velmi spolehlivý a vhodný pro použití jeví také parametr směrodatné odchylky Sw_{Ax} (ICC 0,77). O něco nižší hodnoty pod hranicí ICC 0,75 jsme zaznamenali u parametrů směrodatné odchylky Sw_{Ay} a plochy 95 % konfidenční elipsy A_{95} .

Jak píše Ruhe, Fejer a Walker (2010), výběr zvolených statistických metod má na reliabilitu výsledků při hodnocení přístrojového vyšetření stability stoje významný efekt. Vnitrotřídní korelační koeficient ICC, jenž jsme použili i my, je podle nich nejčastěji používaný. Dále titíž autoři zmiňují, že bývá u některých studií využíván někdy také Pearsonův korelační

koeficient, který však autoři označují za nevhodný pro nemožnost zjištění systematické chyby.

Vnitrotržní korelační koeficient (ICC) je podíl odchylek odvozených z analýzy rozptylu ANOVA, která je bezrozměrná a teoreticky nabývá hodnot mezi 0 až 1, přičemž při hodnotách vyšších než 0,75 je známkou dobré reliability.

Nejlepší výsledky v hodnocení ICC u sledovaných parametrů jsme zaznamenali u rychlostí změn COP (V_{Ax} 0,98, V_{Ay} 0,93, V_A 0,98), které prokazují vysokou opakovatelnost měření a reliabilní výsledky. Do uvedeného rozmezí hodnot 0,75 až 1,00 se s hodnotou 0,77 zařadil ještě parametr Sw_{Ax} . Pro měření stability stoje se tedy tyto proměnné ukázaly jako velmi spolehlivé a velmi dobře použitelné.

To koresponduje s výsledky Swanenburga, de Bruina, Fábera, Uebelharta a Muldera (2008), kteří zaznamenali velmi dobrou opakovatelnost měření ($ICC > 0,75$) pro celkovou rychlost V_A . Jako vhodný ukazatel stability stoje označili celkovou rychlost V_A také Lin, Seol, Nussbaum a Madigan (2008) – ti navíc měřili stabilitu stoje u probandů opakovaně během téhož dne i ve čtyřech po sobě jdoucích dnech a parametr celkové rychlosti změn COP dosahoval vždy výborných hodnot reliability i při těchto opakovaných měřeních. Také Ruhe, Fejer a Walker (2010) uvádějí právě celkovou rychlost jako jeden z vůbec nejspolehlivějších a v různých pracích nejpoužívanějších parametrů měření stability stoje s využitím silových plošin.

O tom, že rychlosti změn COP mohou být velmi dobře využitelné při vyšetřování stoje na silových plošinách, svědčí také výsledky Era, Sainio, Koskinen, Haavisto, Vaara a Aromaa (2006). Právě tyto parametry, konkrétně V_{Ax} a V_{Ay} , totiž významně odrážejí i změny v udržování stability stoje spojené s věkem vyšetřovaných osob. Autoři zaznamenali změny těchto parametrů již u probandů středního věku (věkové kategorie 30-39 let, 40-49 let a 50-59 let), ale nejvýrazněji u osob ve věku nad 60 let (podobně jako v našem případě měřili stoj s otevřenýma očima v délce trvání 30 s). Navíc tato studie, která zahrnovala bezmála 8000 probandů, ukázala také určité rozdíly mezi oběma pohlavími. U mužů byly výsledky směrodatných odchylek COP i rychlostí změn COP v absolutních hodnotách vyšší než u žen a s vyšším věkem probandů se tyto rozdíly ještě zvětšovaly. Proto by bylo vhodné naše výsledky získané měřením skupiny žen jako referenčního vzorku doplnit o výsledky skupiny mužů a u obou pohlaví měření realizovat i pro různé věkové skupiny pro získání hlubšího přehledu.

Z dalších námi sledovaných parametrů se hranici velmi dobré reliability vyjádřené hodnotou ICC přibližovala také směrodatná odchylka COP Sw_Ay (ICC 0,68) a parametr A_95 (ICC 0,70) označující plochu konfidenční elipsy (tedy 95 % poloh COP).

Získané výsledky opakovatelnosti pro parametry směrodatných odchylek jsou v korespondenci s výsledky Swanenburg, de Bruin, Fábero, Uebelhart a Mulder (2008), kteří podobně jako my také zjistili vyšší hodnoty ICC pro směrodatnou odchylku variability pohybu COP ve směru mediolaterálním (Sw_Ax) než anteroposteriorním (Sw_Ay).

Ruhe, Fejer a Walker (2010) doporučují při měření stability stoje na silových plošinách provést tři až pět pokusů. Z našich výsledků vyplývá, že měření stability stoje je pak spolehlivou metodou. Spolehlivost měření stability stoje na silových plošinách potvrzují také Raymakers, Samson a Verhaar (2003), kteří opakovali měření po uplynutí jednoho týdne a také nezaznamenali významné rozdíly mezi prvním a druhým testováním.

Zvolené parametry, především parametry rychlostí, tedy díky přijatelné variabilitě podávají reliabilní výsledky, jež jsou pro měření stability stoje přínosné. Jak ale vyplývá z našich výsledků, ačkoliv je měření stability stoje na silových plošinách spolehlivou metodou z hlediska intraindividuální variability, pro získání spolehlivých hodnocení parametrů Sw_Ay a A_95, jež dosahovaly nižších hodnot ICC (pod 0,75), by podle našich závěrů bylo vhodné měření opakovat k získání více dat a vyhodnocování více pokusů a průměrných hodnot z nich.

7.2 Opakovatelnost intervalů

Jedním z našich cílů bylo srovnat výsledky sledovaných parametrů v průběhu našich měření a zjistit, zda se hodnoty jednotlivých parametrů liší při rozdělení 30sekundového záznamu na tři intervaly po 10 sekundách případně jak velké rozdíly průměrné hodnoty pro jednotlivé intervaly vykazují. S výjimkou jediného parametru, a to celkové rychlosti změn COP V_Ax, je statisticky významný rozdíl mezi prvním a dvěma následujícími intervaly u všech sledovaných parametrů. Mezi druhým a třetím intervalem se naopak výsledky sledovaných parametrů tolik neliší a nejsou mezi nimi statisticky významné rozdíly.

Potvrzuje se tak znovu, že celková rychlost změn COP je pro vyhodnocování stability stoje na silových plošinách vhodným parametrem, což uvádějí také jiné práce (Swanenburg, de Bruin, Fábero, Uebelhart, & Mulder, 2008; Lin, Seol, Nussbaum, & Madigan, 2008; Ruhe, Fejer, & Walker, 2010).

Všechny tři sledované rychlostní parametry V_Ax, V_Ay i V_A dosáhly v hodnocení opakovatelnosti intervalů hodnot ICC nad 0,75 v každém ze tří 10sekundových intervalů.

Rychlostní parametry obecně tedy podávají velmi reliabilní informace o stabilitě stoje na silových plošinách, což zmiňují i Era, Sainio, Koskinen, Haavisto, Vaara a Aromaa (2006).

Opakovatelnost směrodatných odchylek COP (Sw_Ax a Sw_Ay) i plochy 95 % konfidenční elipsy (A_95) jsme u prvního z intervalů zaznamenali na hodnotách ICC pod hranicí reliability. Naopak v posledním z trojice intervalů (20-30 s) již ICC překročil hodnotu 0,75 a lze tedy říci, že s prodlužující se délkou měření se zlepšuje i opakovatelnost měření u těchto parametrů. Delší záznam měření stability stoje může být výhodou z toho důvodu, že umožňuje dodatečnou selekci dat s možností odfiltrování, po níž stále zůstane dostatečné množství hodnot pro další analýzu.

Ruhe, Fejer a Walker (2010) zmiňují, že délka trvání měření je při posturografickém vyšetření stability stoje považována za jeden ze základních faktorů ovlivňujících reliabilitu měření. Zjistili také, že delší intervaly měření přinášejí vyšší koeficienty reliability a pro dosažení uznatelné reliability všech parametrů stability stoje u zdravých osob doporučují měření dlouhé nejméně 90 sekund. Podobně také Carpenter, Frank, Winter a Peysar (2001), kteří porovnávali měření dlouhá 15, 30, 60 a 120 sekund, zaznamenali vyšší reliabilitu parametrů stoje u delších časových úseků záznamu. Provést pět měření po 60 sekundách, což zajistilo dostatečnou reliabilitu sledovaných parametrů (Sw_Ay, Sw_Ax, V_A i A_95), pak ve své práci doporučili Doyle, Hsiao-Weckler, Ragan a Rosengren (2007).

Na druhou stranu by však měření nemělo být ani příliš dlouhé, protože zvláště v případě seniorů nebo pacientů s poruchami stoje jakékoliv etiologie může být hodně opakování měření či dlouhé intervaly (až 2 minuty dlouhé), po něž mají udržet stabilní stoj, velice náročné. Například Míková (2006) proto uvedla jako nejvhodnější testování v délce 30 sekund, kdy je možné získat nejvíce reliabilních parametrů. K tomu se přiklonili také Le Clair a Riach (1996), jejichž doporučením je pro získání optimální reliability parametrů použít měření dlouhá 20 a 30 sekund.

Z našich výsledků vyplývá doporučení měřit stabilitu stoje na silových plošinách až s určitou latencí. A to přesto, že i my jsme během vyšetřování spouštěli měření až po 5-10 sekundách poté, co se proband na měřicí plošiny postavil a připravil se na měření. Ukázalo se totiž, že prvních deset sekund je adaptačních (nižší hodnoty ICC než u intervalů 10-20 sekund a 20-30 sekund). Příliš krátká měření, zvláště pokud budou spuštěna krátce po postavení probanda na měřicí plošiny, tedy nemusí mít potřebnou výtěžnost. Lze proto doporučit zahájit měření buď až po uplynutí prvních 10 sekund a nebo uskutečnit měření v délce trvání 40 sekund a prvních 10 sekund pak ze záznamu vymazat.

7.3 Vliv frekvence záznamu na parametry

Podle našich výsledků je vliv frekvence záznamu měření na rychlosti COP významný. Statisticky významné rozdíly platí i pro další parametry, ale jsou velmi malé a nemají klinický význam.

Analýzou rozptylu jsme prokázali statistickou významnost vlivu frekvence záznamu měření na sledované parametry. Zaznamenali jsme rozdíly u směrodatných odchylek anteroposteriorní a mediolaterální složky reakční síly (Sw_{Ax} a Sw_{Ay}), což potvrzuje také Míková (2006).

Statisticky významný je vliv frekvence záznamu na rychlosti V_{Ax} (průměrná rychlost X_{COP}), V_{Ay} (průměrná rychlost Y_{COP}) i V_A (průměrná celková rychlost COP). S nižší frekvencí záznamu měření se totiž zkracuje také dráha COP, a tudíž klesá i hodnota rychlosti. Tentýž závěr potvrzuje práce Raymakerse, Samsona a Verhaara (2003), kteří uvádějí hodnoty celkové rychlosti změn COP při záznamu frekvencí 50 Hz dokonce o 26,1 % větší v porovnání se záznamem frekvencí 10 Hz.

V literatuře se objevují i výsledky, které tvrdí opak. Vliv frekvence záznamu na parametry rychlosti sledovali také Schmidt et al. (2002) a ve své práci uvádějí, že parametr celkové rychlosti změn COP se vyznačuje nízkou senzitivitou ke změně frekvence záznamu a opírají se o velmi dobré hodnoty opakovatelnosti vyjádřené ICC. To může být způsobeno použitím velmi nízkých frekvencí pro záznam měření (0,8 Hz a 10 Hz). Jak totiž uvádějí Raymakers, Samson a Verhaar (2003), při použití frekvencí záznamu nižších než 50 Hz dochází k odfiltrování příliš velkého množství dat a tudíž není výtěžnost výsledků taková (srovnávali výsledky při frekvenci záznamu 50 Hz a 10 Hz).

Různé studie vyšetřující stabilitu stoje pracují s různými frekvencemi záznamu. Jak ve své přehledové studii uvádějí Ruhe, Fejer a Walker (2010), nejčastěji jsou používány frekvence od 10 do 200 Hz. Titíž autoři prokázali obecně konzistentní reliabilitu parametru celkové rychlosti COP u frekvencí v rozsahu 64 až 200 Hz a doporučují, aby jednotlivá měření byla zaznamenávána frekvencí 100 Hz s cut-off frekvencí 10 Hz.

Z našich výsledků vyplývá doporučení používat pro měření raději vyšší frekvenci (200 Hz), protože s nižší frekvencí se zvyšují rozdíly u sledovaných parametrů.

7.4 Limity studie

Výsledky našeho měření mohou ovlivnit následující faktory:

Jednalo se o laboratorní měření. Počet osob výzkumného souboru zahrnoval 29 zdravých žen. Jde tedy stále o relativně malý soubor a chybí srovnání s výsledky mužů. Dalším limitujícím faktorem měření na silových plošinách je chyba měření, ať už je dána přístrojem či lidským faktorem.

8 ZÁVĚR

Výsledky této diplomové práce ukázaly, že:

- parametry rychlostí změn COP jsou velmi dobře použitelné pro hodnocení stability stoje na silových plošinách
- pro spolehlivé hodnocení směrodatných odchylek COP a parametru plochy 95 % konfidenční elipsy COP lze doporučit provést více opakování měření a získat tak více platných pokusů
- stabilitu stoje na silových plošinách je vhodné měřit s latencí nejméně 10 sekund a nebo měřit delší časový úsek a prvních 10 sekund při zpracování naměřených dat ze záznamu vymazat
- významný je vliv frekvence na parametry rychlostí změn COP a proto je vhodné pro měření na silových plošinách zaznamenávat stabilitu stoje vyšší frekvencí (200 Hz)
- protože vyšetření stability stoje na silových plošinách přináší reliabilní data, může toto přístrojové vyšetření v komprehenzivní rehabilitaci najít své místo jak v diagnostice poruch posturální stability, tak i při sledování vývoje stavu pacientů v průběhu rehabilitace

9 SOUHRN

Silové plošiny umožňují velmi přesně vyšetřovat a hodnotit posturální stabilitu, která je významnou komponentou udržování vzpřímeného stoje a udržování rovnováhy během běžných denních aktivit. Tento způsob přístrojového vyšetření stability stoje ale dosud nebyl plně standardizován.

Cílem této práce bylo získat základní informace o stabilitě stoje zdravé dospělé populace jako referenčního vzorku pro řešení otázek rovnováhy u pacientů, zhodnotit variabilitu parametrů popisujících stabilitu stoje u zdravých osob a definovat relevantní, pro praxi využitelné parametry pro měření a vyhodnocování stability stoje s využitím silových plošin.

K vyšetření stability stoje u 29 zdravých žen (25 ± 3 let) byly použity dvě tenzometrické plošiny Kistler. Probandi byli instruováni k co možná nejklidnějšímu stoji na nich s otevřenýma očima po dobu 30 sekund. Získaná data byla vyhodnocena v programu MATLAB a statisticky zpracována pro určení intraindividuální variability, opakovatelnosti intervalů při rozdělení měření na tři stejně dlouhé úseky a vlivu frekvence měření na jednotlivé parametry.

Výsledky ukázaly, že vyšetření stability stoje na silových plošinách je z hlediska intraindividuální variability spolehlivou metodou. Jako velmi reliabilní parametry pro hodnocení stability stoje na silových plošinách byly vyhodnoceny parametry rychlostí změn COP, u nichž jsme zaznamenali nejvyšší hodnoty opakovatelnosti vyjádřené vnitrotřídním korelačním koeficientem ICC. Pro spolehlivé hodnocení dalších sledovaných parametrů směrodatných odchylek COP a parametru plochy 95 % konfidenční elipsy COP je vhodné měření opakovat a vycházet z průměrných hodnot. Z výsledků práce dále vyplynulo, že s prodlužující se délkou měření se zlepšuje i opakovatelnost měření u jednotlivých parametrů. Proto lze pro praxi doporučit vyšetření stability stoje na silových plošinách s latencí 10 s nebo měřit delší časový úsek a ze záznamu následně vymazat prvních 10 s. Dále jsme zjistili, že pro získání vypovídajících informací o stabilitě stoje je vhodné používat vyšší frekvence, protože změna frekvence záznamu má velký vliv na hodnoty rychlostí změn COP.

Vyšetření na silových plošinách přináší reliabilní data a může být tedy platnou součástí komprehenzivní rehabilitace v diagnostice poruch posturální stability, prevenci pádů u seniorů i hodnocení průběhu rehabilitace pacientů.

10 SUMMARY

Force platforms allow accurate examining and assessing of postural stability, which is an important component of maintaining standing posture and balance in the course of ordinary daily activities. However, this type of device-based examination of postural stability has not been fully standardized yet.

The aim of this thesis was to obtain essential information on the standing stability in healthy adult population as reference set for addressing balance issues, to evaluate the variability of parameters describing the standing position stability in healthy individuals, and to define relevant and utilizable parameters for the measurement and assessment of standing stability with the use of force platforms in rehabilitation practice.

Two Kistler tensometric force platforms were used to measure the standing stability of 29 healthy women (aged 25 ± 3). Subjects were instructed to stand on the platforms as still as possible with their eyes open for 30 seconds. Obtained data were analysed in MATLAB and statistically processed to determine intra-individual variability, reproducibility of intervals gained by splitting the data record into three equally long laps and the influence of sampling frequencies on individual parameters.

The results have shown that using force platforms in standing position examination is a very reliable method from the point of view of intra-individual variability. COP velocity parameters recording highest values of the reproducibility expressed by intraclass correlation coefficient (ICC) were evaluated as very reliable parameters for standing stability assessment on force platforms. It is desirable to repeat measuring and to use average values for a reliable assessment of other parameters of COP standard deviations and the parameter of 95% confidence COP ellipse region. The thesis has also resulted in finding that the reproducibility of parameters improves with longer measurements. Hence it can be recommended for practice to measure the standing stability on force platforms with 10 second latency or to make longer measurements and to erase the first 10 seconds from the measurement record afterwards. We have also found out that it is appropriate to use higher sampling frequencies for obtaining valid information about standing stability because a change of sampling frequency significantly influences the values of COP velocity parameters.

Force platform examination yields reliable data and thus can be considered a valid component of comprehensive rehabilitation in the diagnostics of postural stability perturbations, in falls prevention of the elderly and in rehabilitation process assessment.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abrahamová, D., & Hlavačka, F. (2008). Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. *Physiological Research*, 57(6), 957-964.
- Anonymous (2009). AMTI Model OR6-5 Biomechanics Platform Instruction Manual. Retrieved 15.12.2009 from the World Wide Web: <http://isbweb.org/software/movanal/vaughan/amti.pdf>.
- Arokoski, J. P. A., Leinonen, V., Arokoski, M. H., Aalto, H., & Valtonen, H. (2006). Postural control in male patients with hip osteoarthritis. *Gait & Posture*, 23, 45-50.
- Aspden, R. M., Rudan, K. E., & Meakin, J. R. (2006). A mechanism for balancing the human body on the hips. *Journal of Biomechanics*, 39, 1757-1759.
- Baratto, L., Morasso, P. G., Re, Ch., & Spada, G. (2002). A new look at posturographic analysis in the clinical kontext: sway-density vs. other parameterization techniques. *Motor Control*, 6, 246-270.
- Belaid, D., Rougier, P., Lacotte, D., Cantaloube, S., Duchamp, J., & Dierick, F. (2007). Clinical and posturographic comparison of patients with recent total hip arthroplasty. *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, 93(2), 171-180.
- Blaszczyk, J. W. (2010). Spontaneous body sway and postural stability. *Journal of Biomechanics*, 43, 385-386. Retrieved 22.12.2011 from the World Wide Web: <http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290%2809%2900541-7/fulltext>
- Bulbulian, R., & Hargan, M. L. (2000). The effect of activity history and current activity on static and dynamic postural balance in older adults (2000). *Physiology & Behaviour*, 70, 319-325. Retrieved 16.12.2011 from the World Wide Web: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031938400002729>
- Carpenter, M. G., Frank., J. S., Winter, D. A., & Peysar, G. W. (2001). Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait & Posture*, 13 (1), 35-40.

Carr, J. H., & Shepherd, R. B. (1998). Neurological rehabilitation: Optimizing of motor performance. Oxford: Butterworth – Heinemann.

Čihák, R. et al (2001). Anatomie 1. Praha: Grada Publishing

Day, B. L., Steiger, M. J., 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 Sasy. *Journal of Physiology*, 469, 479-499.

DeWaard, B., Bentrup, B. R., Hollman, J. H., Brasseur, J. E. (2003). Relationship of the Functional Reach and Lateral Reach Tests in Elderly Females. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 35(1), 26-30.

Doyle, R. J., Hsiao-Wecksler, E. T., Ragan, B. G., & Rosengren, K. S. (2007). Generizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait & Posture*, 25 (2), 166-171.

El-Kahky, A. M., Kingma H., Dolmans, M., & De Jong, I. (2000). Balance Control Near the Limit of Stability in Various Sensory Conditions in Healthy Subjects and Patients Suffering from Vertigo or Balance Disorders: Impact of Sensory Input on Balance Control. *Acta Oto-Laryngologica*, 120, 508–516.

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*, 52, 203-213.

Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*, 514(3), 915-928.

Horak, F. B. (1997). Clinical assesment of balance disorders. *Gait & Posture*, 6, 76-84.
Retrieved 7.11.2009 from the World Wide Web:
<http://www1.elsevier.com/homepage/sab/gait/97000180/fulltext.pdf>.

- Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Disorders. *Physical Therapy*, 89(5), 484-498. Retrieved 26.12.2011 from the World Wide Web: <http://physicaltherapyjournal.com/content/89/5/484.full>.
- Hue, O. A., Seynnes, O., Ledrole, D., Colson S. C., & Bernard, P.-L. (2004). Effects of a physical activity program on postural stability in older people. *Aging Clinical and Experimental Research*, 16(5), 356-362. Retrieved 22.12.2011 from the World Wide Web: http://euromov.eu/m2h/documents/publications/publication_135.pdf
- Hue, O. A., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., Marceau, P., Marceau, S., Tremblay, A., & Teasdale, N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*, 26, 32-38.
- Chai, H.-M. (2003). Stance and Stability. Retrieved from the World Wide Web 15.12.2009: <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/BM03/BMClinic/Stance.htm>
- Janda, V., & Pavlů, D. (1993). *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.
- Jonsson, E., Henriksson, M., & Hirschfeld, H. (2003). Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35, 26-30. Retrieved from the World Wide Web 14.12.2009: <http://jrm.medicaljournals.se/files/pdf/35/1/26-30.pdf>.
- Judge, J.O., Lindsey, C., Underwood, M., & Winsemlus, D. (1993). Balance Improvements in Older Women: Effects of Exercise Training. *Physical Therapy*, 73(4), 254-262. Retrieved from the World Wide Web 22.12.2012: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8456144>
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints: Volume 2 Lower Limb*. New York: Churchill Livingstone.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Králíček, P. (2002). Úvod do speciální neurofyzologie. Praha: Karolinum.

Kuo, A. D. (2005). An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance. *Journal of Neural Engineering*, 2, 235-249. Retrieved from the World Wide Web 26.12.2011: <http://iopscience.iop.org/1741-2552/2/3/S07/>

Le Clair, K., & Riach, C. (1996). Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clinical Biomechanics*, 11 (3), 176-178.

Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., & Madigan, L. M. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture*, 28(2), 337-342.

Majewski, M., Bischoff-Ferrari H. A., Grüneberg, C., Dick, W., & Allum, J. H. (2005). Improvements in balance after total hip replacement. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 87(10), 1337-1343.

Mezey, M. D. (2001). *The Encyclopedia of Elder Care*. New York: Springer Publishing Company. Dostupné on-line: books.google.cz.

Míková, M. (2006). Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi. Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Multicomponent Force Plate for Biomechanics (n. d.). Retrieved 26.5.2012 from the World Wide Web: <http://www.kistler.com/cz/en/product/force/9286BA>

Nallegowda, M., Singh, U., Bhan, S., Wadhwa, S., Handa, G., & Dwivedi, S. N. (2003). Balance and Gait in Total Hip Replacement. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82, 669–677.

Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Pastucha, D. et al (2012). Porucha posturální stability jako komplikace dětské obezity. Retrieved 23.5.2012 from the World Wide Web: http://profeseonline.upol.cz/upload/soubory/2012_01/05_pastucha.pdf
- Raymakers, J. A., Samson M. M., & Verhaar, H. J. J. (2003). The assesment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait and Posture*, 21, 48-58.
- Rougier, P., Belaid, D., Cantalloube, S., Lamotte, D., & Deschamps, J. (2008). Quiet postural control of patients with total hip arthroplasty following joint arthritis. *Motor Control*, 12(2), 136-150. [Abstract]
- Ruhe, A., Fejer, R., & 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*, 32, 436-445.
- Sariali, E., Veysi, V., & Stewart, T. (2008). Biomechanics of the human hip - consequences for total hip replacement. *Current Orthopaedics*, 22, 371-375.
- Schmidt, M., Conforto, S., Camomilla, V., Cappozzo, A., & D'Alessio, T. (2002). The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings. *Medical Engineering & Physics*, 24, 623-631.
- Simoneau, G. G., Albrecht, J. S., Derr, J. A., & Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture*, 3(3), 115-122.
- Stewart, T. D., & Hall, R. M. (2006). Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine. *Current Orthopaedics*, 20, 23–31.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 112-124.
- Swanenburg, J., de Bruin, E. D., Fábero, K., Uebelhart, D., & Mulder, T. (2008). The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and

non-fallers. BMC Musculoskeletal Disorders, 9. Retrived 22.12.2011 from the World Wide Web: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/9/162>

Talis, V. L., Grishin, A. A., Solopova, I. A., Oskanyan, T. L., Belenky, V. E., & Ivanenko, Y. P. (2008). Assymetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patiens after unilateral total hip replacement surgery. Clinical Biomechanics, 23, 424-433.

Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (1991). Centrální mechanizmy řízení motoriky, teorie, poruchy a léčebná rehabilitace. Praha: Avicenum.

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka (3rd ed.). Praha: Grada Publishing.

Van der Kooij, H., Jacobs, R., Koopman, B., & Grootenboer, H. (1999). A multisensory integration model of human stance control. Biological Cybernetics, 80, 299-308.

Van der Kooij, H., van Asseldonk, E., & van der Helm, F. C. T. (2005). Comparison of different methods to identify and qualify balance control. Journal of Neuroscience Methods, 145, 175–203. Via Elsevier

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita – terminologie a biomechanické principy. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4, 115-121.

Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 3, 84-85.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 3, 94-102.

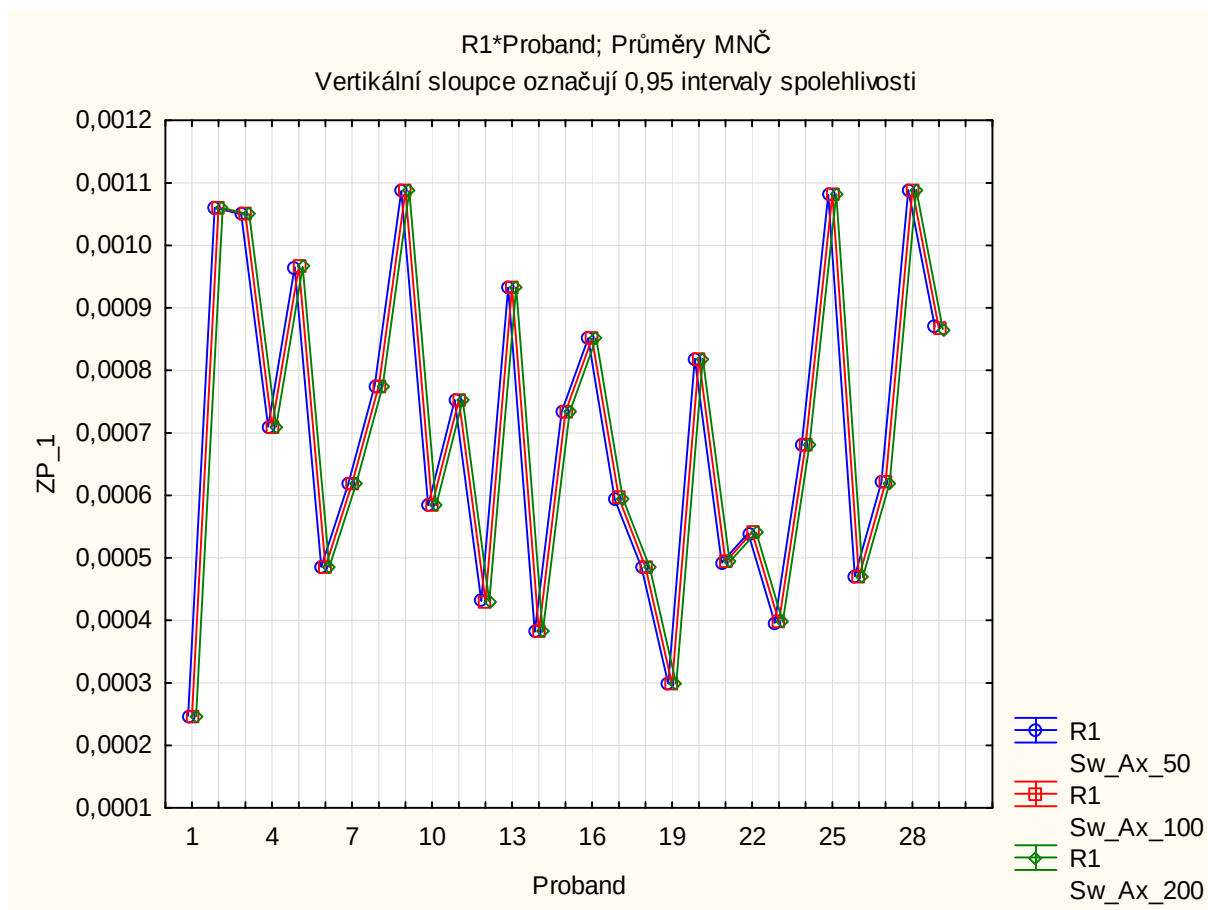
Vařeková, J. (2000). Fyzioterapeutické možnosti ovlivnění pánevního dna a svalů břišní dutiny. Rehabilitácia, 2, 80-84.

Véle, F. (1997). Kineziologie pro klinickou praxi. Praha: Grada Publishing.

- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.
- Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology*, 16, 31-51.
- Wolff, D. R., Rose, J., Jones, V. K., Bloch, D. A., Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (1998). Postural Balance Measurements for Children and Adolescents. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 16, 271-275. Retrieved 15.12.2012 from the World Wide Web: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9621902>
- Wykman, A., & Goldie, I. (1989). Postural stability after total hip replacement. *International Orthopaedics*, 13, 235-238. [Abstract]

PŘÍLOHY

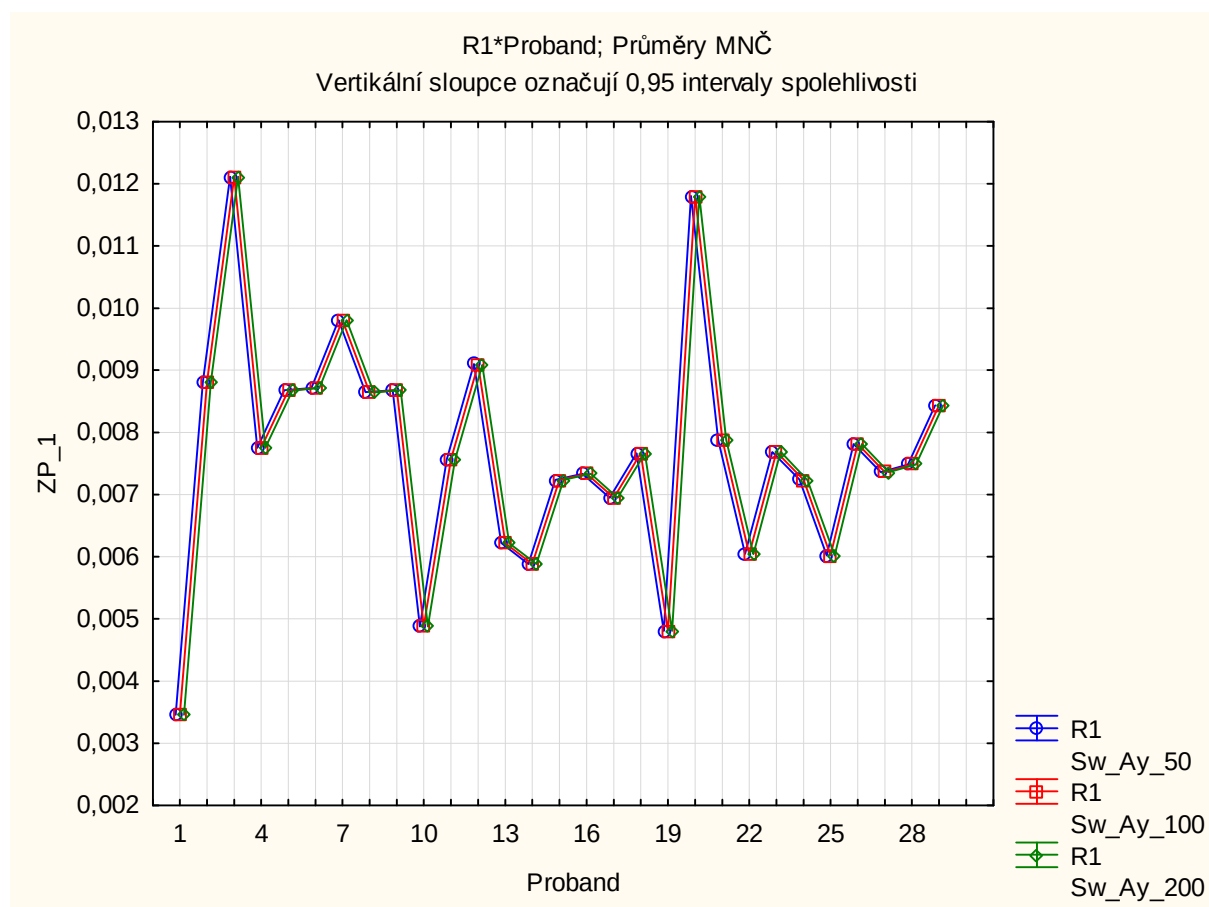
Příloha 1



Vysvětlivky: Sw_Ax_50 – průměrné hodnoty směrodatné odchylky Sw_Ax pro frekvenci záznamu 50 Hz
 Sw_Ax_100 – průměrné hodnoty směrodatné odchylky Sw_Ax pro frekvenci záznamu 100 Hz
 Sw_Ax_200 – průměrné hodnoty směrodatné odchylky Sw_Ax pro frekvenci záznamu 200 Hz

Obrázek 10. Graf průměrných hodnot parametru Sw_Ax (směrodatných odchylek X_COP) při různých frekvencích záznamu.

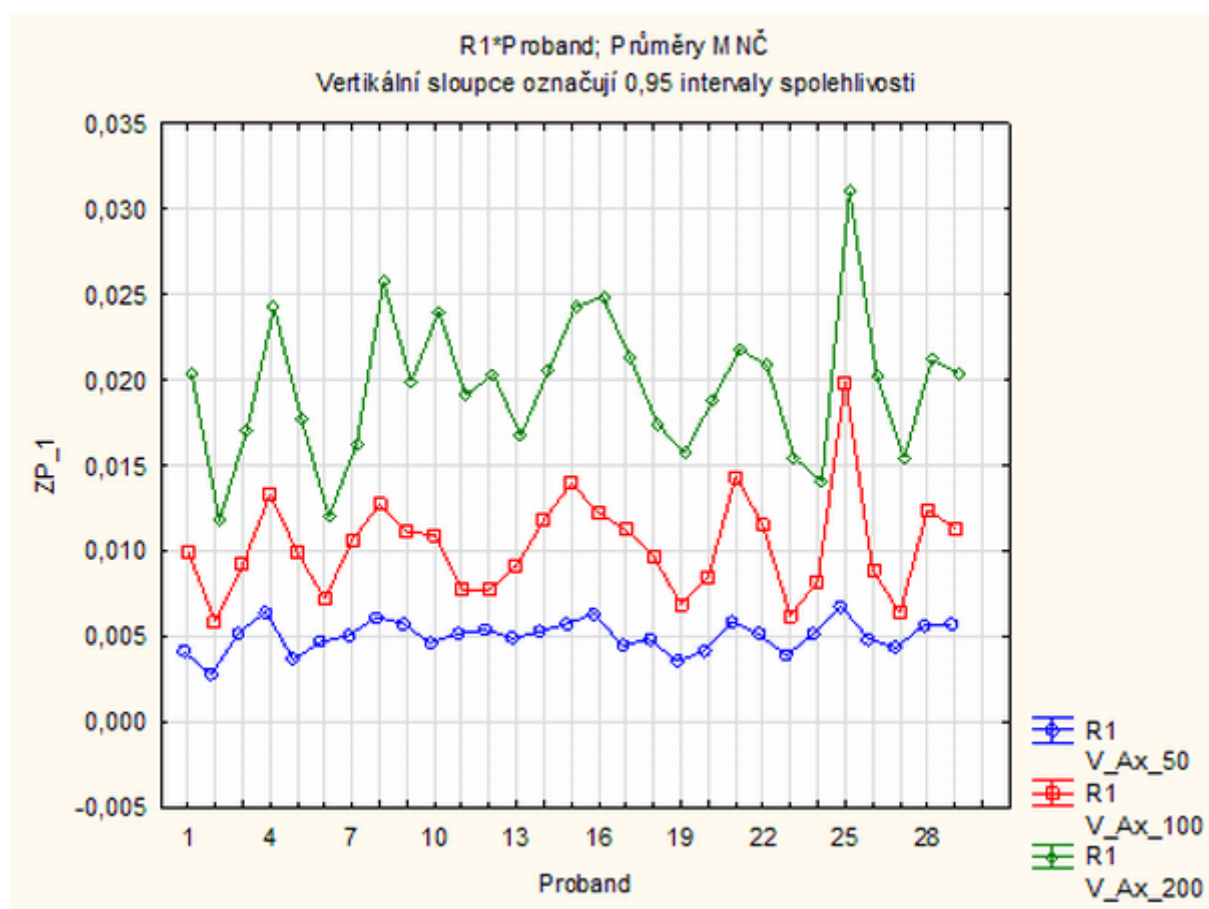
Příloha 2



Vysvětlivky: Sw_Ay_50 – průměrné hodnoty směrodatné odchylky Sw_Ay pro frekvenci záznamu 50 Hz
 Sw_Ay_100 – průměrné hodnoty směrodatné odchylky Sw_Ay pro frekvenci záznamu 100 Hz
 Sw_Ay_200 – průměrné hodnoty směrodatné odchylky Sw_Ay pro frekvenci záznamu 200 Hz

Obrázek 11. Graf průměrných hodnot parametru Sw_Ay (směrodatných odchylek Y_COP) při různých frekvencích záznamu

Příloha 3



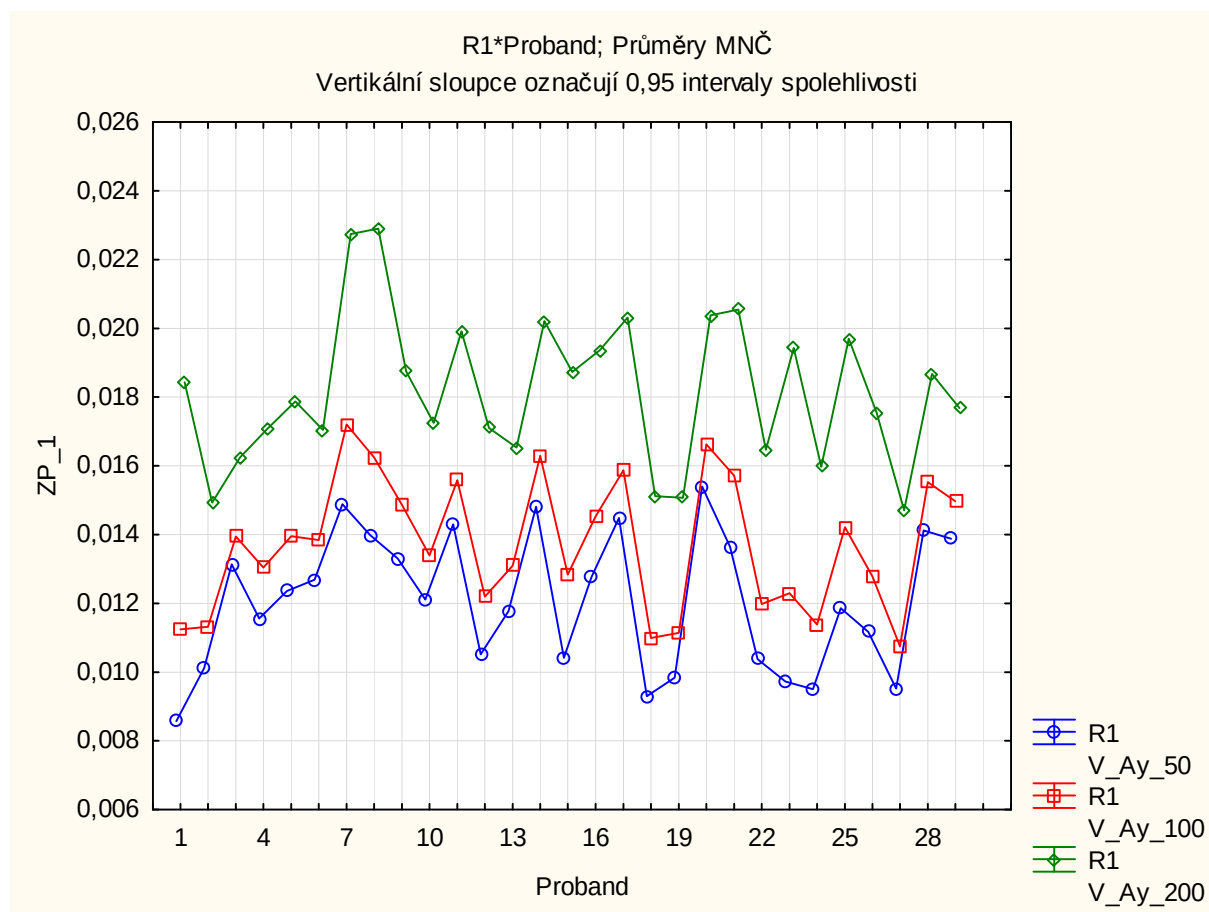
Vysvětlivky: Sw_Ay_50 – průměrné hodnoty průměrné rychlosti X_COP pro frekvenci záznamu 50 Hz

Sw_Ay_100 – průměrné hodnoty průměrné rychlosti X_COP pro frekvenci záznamu 100 Hz

Sw_Ay_200 – průměrné hodnoty průměrné rychlosti X_COP pro frekvenci záznamu 200 Hz

Obrázek 12. Graf průměrných hodnot parametru V_Ax (průměrné rychlosti X_COP) při různých frekvencích záznamu

Příloha 4



Vysvětlivky: Sw_Ay_50 – průměrné hodnoty průměrné rychlosti Y_COP pro frekvenci záznamu 50 Hz

Sw_Ay_100 – průměrné hodnoty průměrné rychlosti Y_COP pro frekvenci záznamu 100 Hz

Sw_Ay_200 – průměrné hodnoty průměrné rychlosti Y_COP pro frekvenci záznamu 200 Hz

Obrázek 13. Graf průměrných hodnot parametru V_Ay (průměrné rychlosti Y_COP) při různých frekvencích záznamu