

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav klinické rehabilitace

Bc. Václav Kulich

**Anticipatorní posturální nastavení zdravého jedince při klidném
a perturbovaném stoji – posturografická analýza**

Diplomová práce

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

Olomouc 2021

ANOTACE

Typ závěreční práce: Diplomová práce

Název práce: Anticipatorní posturální nastavení zdravého jedince při klidném a perturbovaném stoji – posturografická analýza

Název práce v AJ: Anticipatory postural adjustment in healthy subjects during quiet and perturbed standing. - posturographic analysis

Datum zadání: 31.1.2020

Datum odevzdání: 31.7.2021

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Václav Kulich

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

Oponent práce: PhDr. Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Anticipatorní posturální nastavení (APA) slouží k minimalizaci účinků nadcházející perturbace. APA je jednou z důležitých komponent posturální kontroly při udržování stability jedince.

Cíl: Cílem této práce bylo zkoumat změny v charakteristice APA při interně vyvolaných, očekávaných a neočekávaných perturbacích stoje za měnících se podmínek a jeho vliv na posturální stabilitu.

Metodika: Studie se zúčastnilo osm zdravých probandů. Jednalo se o šest žen a dva muže, jejichž průměrný věk byl 24,8 let (± 1), průměrná výška 169,8 cm ($\pm 9,4$) a průměrná hmotnost byla 63,4 kg ($\pm 4,6$). Před zahájením měření byl každému probandovi připevněn akcelerometr na dominantní končetinu, os sacrum a tuberositas tibiae. Výchozí pozici, která byla pro všechna měření stejná, byl vzpřímený bipedální stoj na silové plošině s ploškami umístěnými paralelně na šířku ramen od sebe a s horními končetinami volně podél těla. Ruce byly v neutrálním postavení. Každý proband držel v rukách závaží, které odpovídalo 5 % jeho tělesné hmotnosti. Pro zhodnocení diplomové práce byla využita posturografická analýza při pěti testovaných situacích: 1) Stoj s následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění byl předem přesně určen (očekávaná perturbace). 2) Stoj s následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění nebyl předem určen (neočekávaná perturbace).

3) Stoj se zavřenýma očima s následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění byl předem přesně určen (očekávaná perturbace). 4) Stoj se zavřenýma očima s následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění nebyl předem určen (neočekávaná perturbace) 5) Stoj s nasazeným bederním pásem a následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění byl předem přesně určen (očekávaná perturbace). Data byla snímána pomocí silové plošiny FDM-S firmy Zebris (software WinFDM-S) a akcelerometrů firmy Noraxon, řada TeleMyo PC Interface.

Výsledky: Iniclace pohybu COP nastane signifikantně dříve při očekávané perturbaci. Zraková kontrola nemá vliv na časování APA při očekávané interní perturbaci. K signifikantnímu zvětšení APA při očekávané interní perturbaci dochází bez zrakové kontroly. S nasazeným bederním pásem při očekávané interní perturbaci je generováno větší APA. Vznik APA dle našeho měření neovlivnilo mohutnost CPA.

Závěr: Charakteristika APA se podle našich výsledků přizpůsobuje měnícím se podmínkám.

Abstrakt v AJ:

Introduction: The anticipatory postural adjustment serves to minimize the effects of the upcoming perturbation. APA is one of the important components of postural control in maintaining stability.

Aim: The aim of this work was to investigate changes in the characteristics of APA in internally induced, expected and unexpected standing perturbations under changing conditions and its effect postural stability.

Methods: The study involved eight healthy subjects. There were six women and two men with a mean age of 24.8 years (± 1), a mean height of 169.8 cm (± 9.4) and a mean weight of 63.4 kg (± 4.6). Before starting the measurement, an accelerometer was attached to each proband on the dominant limb, sacrum axis and tibiae tuberositas. The starting position, which was the same for all measurements, was an upright bipedal stance on a force platform with the feet placed parallel to the width of the shoulders apart and with the upper limbs freely along the body. The hands were in a neutral position. Each proband held a weight in his hands that corresponded to 5 % of the proband's body weight. To evaluate the diploma thesis, a posturographic analysis was used in five tested situations: 1) A stance with subsequent arm-raising of both upper limbs forward at maximum speed on an audible signal, the time of signal sound was precisely determined in advance (expected perturbation). 2) A stance with subsequent arm-raising of both upper limbs forward at maximum speed on an

audible signal, the time of signal sound was not predetermined (unexpected perturbation). 3) A stance with closed eyes, followed by arm-raising of both upper limbs forward at maximum speed to an audible signal whose sound time has been precisely determined in advance (expected perturbation). 4) A stance with eyes closed with subsequent arm-raising of both upper limbs forward at maximum speed to an audible signal, the signal sound was not predetermined (unexpected perturbation) 5) Stand with lumbar belt attached and subsequent arm-raising of both upper limbs forward at maximum speed to an audible signal was precisely determined in advance (expected perturbation). Data were analyzed by using the Zebris FDM-S power platform (WinFDM-S software) and Noraxon accelerators, TeleMyo PC Interface series.

Results: Initiation of COP movement occurs significantly earlier with expected perturbation. Visual control does not affect the timing of APA at the expected internal perturbation. Significant increase in APA with expected internal perturbation occurs without visual control. With the lumbar belt worn at the expected internal perturbation, a larger APA is generated. The APA in our work did not affect the magnitude of the CPA.

Conclusion: According to our results, the characteristics of APA adapt to changing conditions.

Klíčová slova v ČJ: postura, posturální kontrola, feedforward, anticipatorní posturální nastavení, zrak, bederní pás

Klíčová slova v AJ: posture, postural control, feedforward, anticipatory postural adjustment, vision, lumbar belt

Rozsah: Počet stran 79/ počet příloh 3

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 31. července 2021

podpis

Poděkování

Tímto děkuji vedoucímu práce Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D. za odborné vedení diplomové práce. Dále bych rád poděkoval PhDr. Mgr. Barboře Kolářové, Ph.D. za odborné konzultace a Mgr. Hance Ondráčkové za pomoc při realizaci měření.

Obsah

Úvod.....	9
Teoretická část	10
1 Vymezení základních pojmů.....	10
2 Posturální kontrola	11
2.1 Somatosenzorické strategie posturální kontroly	12
2.1.1 Senzorická strategie.....	12
2.1.2 Pohybové strategie	13
2.2 Kompenzační posturální reakce (CPA)	14
3 Anticipatorní posturální nastavení (APA).....	16
3.1 Charakteristika anticipatorního posturálního nastavení.....	16
3.1.1 Vliv velikosti předvídané perturbace na APA.....	17
3.1.2 Charakteristika motorického projevu a jeho vliv na APA	17
3.1.3 Vliv posturální stability na APA	19
3.1.4 Věk a jeho vliv na APA.....	20
3.1.5 Vliv zrakové kontroly na APA.....	20
3.1.6 Pozice těla a její vliv na APA.....	21
3.1.7 Strach z pádu a jeho vliv na APA	21
3.1.8 Patologické procesy v CNS a jejich vliv na APA	21
4 Vývoj APA	24
5 Řízení APA	25
5.1 Hypotéza rovnovážného bodu	25
5.2 Hypotéza referenční konfigurace.....	26
5.3 Kortikální struktury podílející se na řízení APA	26
6 Využití APA v rehabilitaci.....	27
6.1 Trénink se zaměřením na APA.....	27
7 Cíle výzkumu a hypotézy	30
7.1 Hypotézy k otázce č. 1	30
7.2 Hypotézy k otázce č. 2.....	31
7.3 Hypotéza k otázce č. 3	31
8 Metodika výzkumu.....	32

8.1	Charakteristika výzkumné skupiny	32
8.2	Experimentální měření	32
8.2.1	Příprava probandů	32
8.2.2	Průběh výzkumu	32
8.2.3	Analýza a zpracování dat	34
8.3	Statistické zpracování dat	36
9	Výsledky	37
9.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1	37
9.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2	38
9.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3	40
10	Diskuze	43
10.1	Diskuze k otázce č. 1	43
10.2	Diskuze k otázce č. 2	45
10.3	Diskuze k otázce č. 3	47
10.4	Shrnutí výsledků	51
10.5	Přínos pro klinickou praxi	52
10.6	Limity studie	53
11	Závěr	54
	Referenční seznam	55
	Seznam zkratk	72
	Seznam obrázků	73
	Seznam tabulek	74
	Seznam příloh	75
	Přílohy	76

Úvod

Vertikální postavení jedince neboli bipedální stoj je přirozeně nestabilní, kvůli vysoko postavenému těžišti a malé opěrné bázi (Lee, Goyal a Aruin, 2017, s. 399). Pro analýzy posturální kontroly stoje se někdy využívá model obráceného kyvadla. Obrácené kyvadlo je v gravitačním poli země velmi těžké stabilizovat. Tento model se ovšem používá pouze pro zjednodušení. Problém posturální kontroly stoje je mnohem komplikovanější, to je dáno lidskou anatomií a vlivem množství kloubních spojení v těle (Latash, 2008, s. 210). Centrální nervová soustava (CNS) musí udržovat stabilitu segmentů v klidu i pohybu tak, aby byla zajištěna rovnováha jedince (Véle, 2006, s. 103).

V běžném životě při stoji či chůzi se lidé setkávají s dvěma typy narušení rovnováhy. Prvním je interní perturbace vyvolaná volným pohybem, jako je třeba předpažení, zvednutí dolní končetiny, nebo ohnutí se pro něco. Druhým typem je externě vyvolaná perturbace. Tu člověk zažije například při stoji v rozjíždějícím se autobuse, nebo když do něj někdo vrazí. Oba typy perturbace narušují rovnováhu. Z důvodu jejího zachování využije CNS fenomén zvaný anticipatorní posturální nastavení (APA), který minimalizuje nebezpečí ztráty rovnováhy. Ve většině případů je APA samotné k udržení stability nedostačující, a proto CNS využívá kompenzační posturální reakce (CPA) (Santos, Kanekar a Aruin, 2010a, s. 388). Tyto reakce jsou spuštěny zpětnou vazbou a slouží k navrácení rovnováhy po předešlé perturbaci (Alexandrov et al., 2005, s. 319).

Cílem této práce bylo zkoumat změny v charakteristice APA při interně vyvolaných, očekávaných a neočekávaných perturbacích stoje za měnících se podmínek. Déle byl zjišťován vliv APA na CPA. Změny APA a CPA byly sledovány pomocí silové plošiny. K analýze těchto dvou komponent byl využit pohyb center of pressure (COP). Analýzou pohybu COP jsme určili čas vzniku APA, amplitudu APA a vychýlení COP po předešlé perturbaci neboli CPA.

K vyhledávání odborných studií sloužily především on-line databáze PubMed, ResearchGate, Google Scholar a Science Direct a byla využita následující klíčová slova: posture, postural control, feedforward, anticipatory postural adjustment, vision, lumbar belt. Celkem bylo použito 113 odborných a 3 knižní publikace, které odpovídaly požadavkům této diplomové práce. Knižní publikace pomohly přesnějšímu porozumění problematice.

Teoretická část

1 Vymezení základních pojmů

Těžiště (Center of Mass – COM) – bod, do kterého je soustředěna hmotnost těla ve vztahu k celému systému. Jedná se o vážený průměr COM všech segmentů lidského těla (Vařeka, 2002, s. 117). Průmět vektoru vycházejícího z COM promítající se do roviny opěrné báze se označuje center of gravity (COG) (Winter et al. 1996, s. 2335).

COP (Center of Pressure) – místo působení vektoru reakční síly podložky. Tento vektor je stejně velký opačně orientovaný k váženému průměru všech vektorů sil působících na podložku (Winter et al., 1996, s. 2335).

Opěrná plocha (Area of Support) – plocha kontaktu podložky s povrchem těla, která je využita k vytvoření opěrné báze (Vařeka, 2002, s. 116).

Opěrná báze (Base of Support – BOS) – je plocha ohraničená krajními body opěrné plochy (Nashner, 2009).

Postura - „*Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Postura je zajištěna vnitřními silami, hlavní úlohu hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem.*“ (Vařeka, 2002, s. 116).

Posturální stabilita – v mechanice je termín stabilita definován jako stav objektu, kdy je součet sil působících na těleso a jejich momentů roven nule (Bell in Pollock, 2000, s. 402). Stability vertikální postury je dosaženo, když se COM nachází nad opěrnou bází a je vyrovnáno s COP (Santos, Kanekar a Aruin, 2010b, s. 398). Těžiště těla není drženo rigidně v jednom bodě, nýbrž dochází ke spontánním oscilacím, které se nazývají posturální výkyvy (postural sway) (Latash, 2008, s. 211; Mochizuki et al., 2006, s. 51). Původ těchto oscilací není obecně znám. Předpokládá se, že jde o záměrný proces centrálního nervového systému reflektující hypotetické hledání posturální stability (Riley et al. in Latash, 2008, s. 211). V klidném stoji dochází ještě k malým periodickým interním perturbacím o malé amplitudě, které jsou spojeny se srdeční a dechovou činností (Hodges et al., 2002, s. 301; Iqbal, 2011, s. 7840). Udržení posturální stability je závislé na svalové aktivitě řízené CNS (Véle, 2006, s. 103).

2 Posturální kontrola

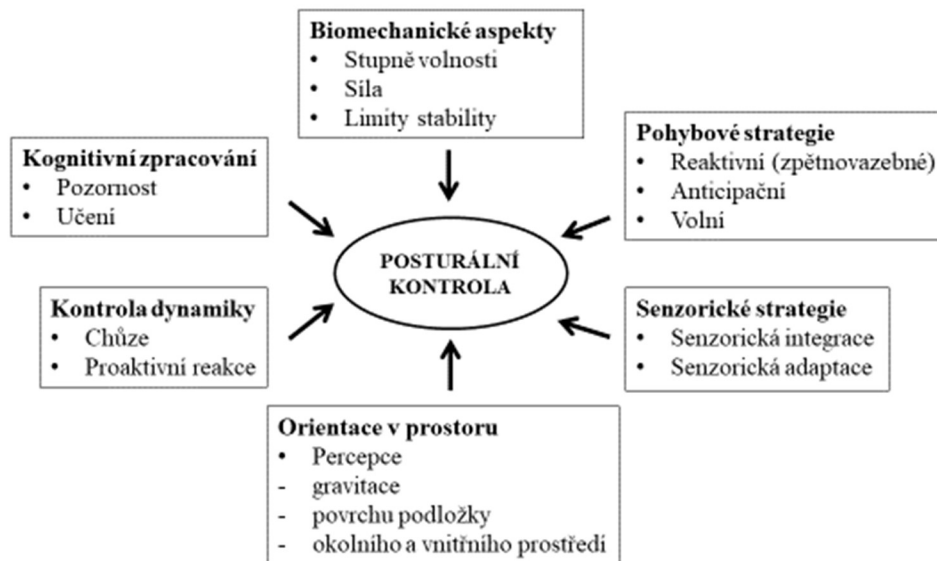
Pro analýzu posturální kontroly se občas využívá zjednodušený model obráceného kyvadla. Tento model není lehké stabilizovat, zejména když musí čelit vnějším perturbacím a změnám směru vzhledem ke gravitaci. Problém posturální kontroly je komplikovanější vlivem množství kloubů nacházejících se podél osy kyvadla. K udržení rovnováhy musí centrální nervová soustava vyhodnocovat interakce pohybů v různých kloubech, aby nedošlo k destabilizaci systému (Latash, 2008, s. 210).

Neuro-fyziologické procesy zapojené do ovládání pohybů a posturální kontroly zahrnují centrální nervovou soustavu (mozek a míchu), periferní nervový systém (aferentní a eferentní dráhy), muskuloskeletální systém a senzorický systém skládající se z různých receptorů, jako jsou svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska, a mechanoreceptorů v kloubech a podkoží. Tyto procesy kolektivně popisují neuro-muskulo-skeletální kontrolní systém, který plánuje, organizuje, vykonává a reguluje motorické chování jedince (Iqbal, 2011, s. 7837). Všechny tyto procesy přispívají k vytvoření vnitřní reprezentace tělesného schématu, které je kontinuálně aktualizováno multisenzorickou zpětnou vazbou. Toto schéma je využíváno ke kontrole polohy těla v prostoru a tvoří základ pro všechny interakce zahrnující percepci a akci s ohledem na vnější prostředí (Massion 1994, s. 879-880; Iqbal, 2011, s. 7839). Vnitřní tělesné schéma je částečně geneticky determinováno a dále je rozvíjeno na základě zkušeností získaných během života. V průběhu života se toto schéma adaptuje a je závislé na probíhajících informacích, které přijímá (Meadows & Williams in Sousa, Silva a Tavares, 2012, s. 132).

Posturální kontrola je chápána jako komplexní motorická dovednost získaná interakcí z mnoha senzomotorických procesů (Horak & Macpherson in Horak, 2006, s. 8). Je definována jako kontrola pozice těla v prostoru a má dva hlavní cíle – posturální orientaci a posturální stabilitu (Horak, 2006, s. 9; Massion, 1998, s. 470). Posturální orientace zahrnuje aktivní kontrolu napřimění těla s ohledem na gravitaci, charakter podložky, vizuální prostředí a stav vnitřního prostředí (Horak, 2006, s. 8; Massion, 1998), s. 468). Prostorová orientace v posturální kontrole je založena na interpretaci konvergentních senzorických informací ze somatosenzorického, vestibulárního a vizuálního systému (Horak, 2006, s.8).

Posturální stabilita zahrnuje koordinace senzomotorických strategií určených ke stabilizaci COM v průběhu interně a externě vyvolaných perturbací (Horak, 2006, s. 8).

Obrázek 1 Schematické znázornění aspektů posturální kontroly (upraveno podle Horak, 2006)



2.1 Somatosenzorické strategie posturální kontroly

Popisují se dvě základní strategie využívané k zajištění stability. První strategie se označuje senzorická a druhá pohybová (Horak, 2006, s. 9).

2.1.1 Senzorická strategie

Senzorické informace ze somatosenzorického, vizuálního a vestibulárního systému musí být integrovány, aby mohl být vytvořen komplexní sensorický obraz vnějšího prostředí. Když se člověk pohybuje, mění se tím prostředí, ve kterém se nachází, a tím i sensorické podmínky, a proto musí CNS neustále zvažovat relativní závislost každého smyslu (Peterka, 2002, s. 1115; Nashner, 2009, s. 25). Peterka (2002, s. 1115) popisuje tzv. adaptivní model sensorické integrace pro klidný bipedální stoj. Tento model poskytuje základ pro interpretaci sensorického vyvážení (sensory reweighting) z hlediska senzomotorické integrace v doméně posturální kontroly. Centrální nervová soustava k zajištění stabilního stoje využívá vizuální informace a dále informace z graviceptorů a propioceptorů. Na základě těchto informací generuje momenty sil, aby se zajistila posturální stabilita. Podle výše zmíněného adaptivního modelu, když se sníží přínos informací z jedné sensorické modality, ostatní tento rozdíl doplní. V dobře osvětleném prostředí na pevném povrchu se člověk nejvíce spoléhá na informace ze somatosenzorického systému, poté na informace z vestibulárního systému a

následně na informace z vizuálního systému. Za situace, kdy se pohybuje okolní prostředí vůči stojícímu objektu, je pro vizuální systém těžké rozlišit pohyb vlastní a pohyb objektu, a proto se člověk (CNS) více spoléhá na informace z vestibulárního a somatosenzorického systému (Nasher, 2009, s. 24). Příkladem může být sezení vedle rozjíždějícího se vlaku, které působí krátkodobou dezorientaci. Člověk mylně vnímá, že stojící vlak se pohybuje v opačném směru (Latash, 2008, s. 214).

Vizuální systém poskytuje největší zdroj informací pro CNS. V případě konfliktu vizuálních informací s informacemi z jiných sensorů, má CNS tendenci věřit vizuálním informacím. Například během vibrace svalů končetiny bez vizuální kontroly vedla vibrace často k iluzornímu pohybu končetiny. Iluzorní pohyb vedl zdánlivě až za anatomické meze kloubu. Tento vjem vymizel v okamžiku zapojení zrakové kontroly (Roll in Latash, 2008, s. 214). Za podmínek, kdy má CNS dostatek informací ze somatosenzorického a vizuálního systému, nehraje vestibulární systém klíčovou roli při udržování rovnováhy. Člověk se více spoléhá na informace vizuální a somatosenzorické. Vestibulární systém je zásadní pro posturální kontrolu při náhlé změně povrchu nebo vizuálních podmínek (Nashner, 2009, s. 25). Creath et al. (2008, s. 8-10) ve své studii poukazují na rozdíl somatosenzorického a vestibulárního systému v intersegmentální kontrole vertikálního stoje. Člověk při perturbacích o vyšších frekvencích využívá informace z vestibulárního systému ke zlepšení kontroly trupu a informace ze somatosenzorického systému ke kontrole dolních končetin.

2.1.2 Pohybové strategie

Jedním z obranných mechanismů posturální kontroly proti neočekávané nebo nekompensované perturbaci jsou tzv. předprogramované reakce (automatické posturální reakce). K nejrychlejší reakční odpovědi dochází se zpožděním méně než 80 ms, proto se předpokládá, že jsou spíše předprogramované, než by byly volního charakteru. Tyto předprogramované pohyby jsou spouštěny multimodálním sensorickým vstupem přicházejícím ze somatosenzorického, vestibulárního a vizuálního systému a jsou zprostředkovány CNS a subkortikálními dráhami (Latash, 2008, s. 218; Nashner, 2009, s. 23). Předprogramované reakce jsou připraveny CNS před perturbací a periferní aferentní signál je využíván pouze jako spouštěč (Aruin, Forrest a Latash, 1998, s. 357).

Některé předprogramované reakce jsou spíše generalizované a koaktivací agonistů a antagonistů přispívající ke stabilitě kloubu bez ohledu na směr perturbace. Ostatní reakce jsou specifické pro typ a směr perturbace. Pohybový vzor vyvolaný stejnou vnější perturbací se liší v závislosti na předešlé zkušenosti (Latash, 2008, s. 218; Nashner, 2009, s. 23).

Biomechanicky se rozlišují dva základní vzorce pro stabilizaci COM v antero-posteriorním směru: kotníková a kyčelní strategie.

Kotníková strategie spoléhá na velký torzní pohyb kotníku, který posouvá center of gravity (COG) dopředu a dozadu. Amplituda a frekvence pohybu COG je při využití této strategie omezena mechanickými limity kotníku. Tato strategie je efektivní k udržení předozadní stability. Pohyb COG je nicméně omezen nízkou frekvencí, jelikož moment setrvačnosti lidského těla nad kotníky je velký (Nashner, 2009, s. 23-24).

Kyčelní strategie spoléhá na torzní pohyb okolo kyčelního kloubu, který rotuje kotník a kyčelní kloub v opačném směru. Tato strategie krátkodobě využívá setrvačnosti lidského těla k pohybu COG a nemůže udržovat předozadní pohyb nebo pohybovat s COG na větší vzdálenost. Kyčelní strategie má rychlejší odezvu na změnu pohybu COG. CNS ji využívá při udržení latero-laterální stability a je efektivní při stožení na malé opěrné ploše, i když se COG nachází blízko limitům stability (Nashner, 2009, s. 24, Horak, 2006, s. 9).

2.2 Kompenzační posturální reakce (CPA)

Existuje několik možností obrany proti neočekávané perturbaci, jako jsou výše zmíněné pohybové strategie. Další obranu zajišťuje elasticita svalů, šlach a ligamentózního aparátu. Každá změna v nastavení kloubu vytváří elastické napětí výše zmíněných tkání, které brání změně polohy kloubu. Elastické vlastnosti svalu závisí na úrovni jeho aktivace. CNS může modulovat elastické napětí bránící perturbaci úpravou kontrakce svalových párů v kořenových kloubech. Tato metoda posturální kontroly je občas označována jako reflexes (Prochazka et al. in Latash, 2008, s. 217).

Další korektivní strategií je stretch reflex, který má fázičnou a tonickou komponentu. Fázičká komponenta je monosynaptickým reflexem a tonická je nejčastěji polysynaptickým reflexem. Stretch reflex také vykazuje visko-elastické vlastnosti a pomáhá redukovat následky externí perturbace, ačkoliv s určitým reflexním zpožděním. Periferní elasticita ani stretch reflex samy o sobě nestačí k udržení stability. Výše zmíněné strategie následují externí perturbaci jako kompenzační mechanismy posturální kontroly v prevenci pádů. Tyto kompenzační posturální reakce jsou iniciovány sensorickou zpětnou vazbou (Latash, 2008, s. 217-218).

Člověk k udržení rovnováhy využívá obecně tři mechanismů posturální kontroly. Za prvé jde o tuhost kloubů, která omezuje výchylky těla od požadované pozice těla při stožení. Druhý mechanismus zahrnuje posturální reakce, svalové synergie a strategie, které zabraňují ztrátě rovnováhy s ohledem na destabilizační síly. Třetí mechanismus je anticipatorní

posturální nastavení, které zajišťuje posturální stabilitu během exekuce volných pohybů, nebo během předvídané externí perturbace (Massion, Alexandrov a Frolov, 2004, s. 16).

3 Anticipatorní posturální nastavení (APA)

Anticipatorní posturální nastavení (anticipatory postural adjustment – APA) je charakterizováno změnou v posturálním nastavení před předem předvídanou perturbací. CNS v řízení APA odhaduje možnou perturbaci vyvolanou pohybem a vyvolává změny v aktivitě posturálních svalů, které působí proti očekávané perturbaci (Cordo & Nashner, 1982, s. 298; Massion, 1992, s. 36; Massion, 1998, s. 470).

Anticipace v doméně posturální kontroly je příkladem schopnosti CNS předpovídat následky mechanického působení pohybu na posturu a předcházet účinkům přicházející perturbace (Massion et al., 1999, s. 230).

Základním předpokladem volního pohybu je zachování posturální stability. Ta je nezbytná pro přesné provedení pohybu a zachování posturální orientace, která tvoří referenční schéma tělesných segmentů s ohledem na gravitaci. Toto schéma poskytuje referenční hodnotu, která je výchozí pro plánování trajektorie pohybu k jeho cíli. Pohyb je tedy závislý na koordinaci mezi mobilitou a stabilitou (Massion, Alexandrov a Frolov, 2004, s. 16).

Volní pohyb, zvláště ten rychlý, je zdrojem perturbace, která ohrožuje posturální stabilitu, a to ze dvou důvodů. Tím prvním je změna polohy končetin. Pohyb mění nastavení končetin a kloubů, čímž dochází ke změně geometrie těla. Mění se geometrie má za následek změnu COM. Druhý důvod je spojen s dynamikou pohybu. Pohyb je iniciován svalovou silou. Ta je spojena s reakční silou, která působí na ostatní segmenty těla a na podložku. Lze říci, že přenos sil a momentů sil mezi segmenty je primární zdroj perturbací (Latash, 2008, s. 215-216; Massion, Alexandrov a Frolov, 2004, s. 16; Aruin & Latash, 1995b, s. 323). Aby se předešlo ztrátě stability, CNS využije anticipatorní posturální nastavení (APA), které poprvé popsal Belenkiy et al. v roce 1967 (Santos, Kanekar a Aruin, 2010, s. 388).

3.1 Charakteristika anticipatorního posturálního nastavení

Vliv APA v doméně posturální kontroly může být zkoumán pomocí elektromyografické analýzy (EMG) jako změna v aktivitě posturálních svalů. Biomechanické účinky APA jsou viditelné na vychýlení COP před nastávající perturbací (Latash, 2008, s. 216). Změny svalové aktivity jsou na EMG typicky vidět přibližně 100 ms před začátkem pohybu (Cordo & Nashner, s. 290, 1982; Bouisset & Zatarra, s. 738, 1987; Piscitelli et al. 2016, s. 16).

Vlastnosti APA závisí na více faktorech. Latash (2008, s. 216) udává jako hlavní faktory: velikost předvídané perturbace, charakteristiku motorického projevu a posturální stabilitu. Vlastnosti APA mohou být dále ovlivněny: věkem (Kanekar & Aruin, 2014a, s. 10;

Kanekar & Aruin, 2014b, s. 8), zrakovou kontrolou (Krishnan & Aruin, 2011a, s. 395; Mohapatra, Krishnan a Aruin, 2012, s. 181), pozicí těla (Aruin, 2003, s. 273; van der Fits et al., 1998, s. 212), strachem z pádu (Adkin et al., 2002, s. 168) a patologickými procesy v CNS, jako je cévní mozková příhoda (CMP) (Curuk, Lee a Aruin, 2019, s. 8; Slijper et al., 2002b, s. 650-651) nebo roztroušená skleróza (RS) (Krishnan, Kanekar a Aruin, 2012a, s. 259).

3.1.1 Vliv velikosti předvídané perturbace na APA

Změna anticipační svalové aktivity je spojena s velikostí nadcházející perturbace. Za předpokladu větší perturbace je generováno větší APA (Aruin & Latash, 1996, s. 501-502; Kaewmanee, Liang a Aruin, 2020, s. 2216-2218). Kaewmanee, Liang a Aruin (2020 s. 2216-2218) prokázali, že když se velikost nadcházející perturbace nepředvídatelně změní, vychází CNS ze zkušenosti z předešlé perturbace a dle toho škáluje APA. Vlivem toho dochází buď k podhodnocení, nebo nadhodnocení mohutnosti APA. Xie & Wang (2019, s. 177-179) také podporují výše zmíněné tvrzení a dále uvádějí, že za podmínek neznámé velikosti perturbace CNS organizuje APA na základě největší předpokládané perturbace. Tuto charakteristiku APA nazývají strategií redundantní odpovědi (redundancy response strategy). Tato strategie je využívána CNS k organizaci rychlé odpovědi posturálních svalů, aby se zajistilo provedení posturálního úkolu. Když CNS podhodnotí nadcházející perturbace, dojde ke generování slabšího APA. Důsledkem toho může být pád nebo neovládnutí cíleného úkolu.

3.1.2 Charakteristika motorického projevu a jeho vliv na APA

Organizace APA je ovlivněna mnoha faktory, mezi které patří rozsah motorického projevu (Aruin & Latash, 1995a, s. 296-299), směr perturbace (Aruin & Latash, 1995b, s. 329-331), nebo její rychlost (Shiratori & Aruin, 2006, s. 212-214).

CNS moduluje rozsah APA dle velikosti motorického projevu, který člověk použije ke spuštění perturbace, i když míra perturbace je konstantní a plně předvídatelná. Menší APA je generováno v případě, že je perturbace vyvolána menším pohybem. Když motorický projev malého rozsahu vede k velké perturbaci, CNS generuje APA s ohledem na velikost motorického projevu s využitím dostupných, avšak neadekvátních informací (Aruin & Latash, 1995a, s. 298-299). Příkladem může být střelba z pušky. Malý pohyb prstu vede k velké perturbaci a člověk musí být zkušený střelec, aby byl schopný generovat adekvátní APA, které by kompenzovalo tuto předvídatelnou perturbaci (Latash, 2008, s. 217). Pro generování APA je také důležitý přímý vztah mezi motorickým projevem a perturbací. Aruin, Mayka a Shiratori (2003, s. 23-24) prokázali, že perturbace o stejné velikosti vyvolaná

různým způsobem nevede ke stejné anticipační aktivitě. V jejich experimentu měli probandi uvolnit závaží pomocí třech různých úkolů. Za prvé měli upustit závaží, které drželi v napjatých rukách ve výšce ramen pomocí abdukce horních končetin (HKK) o malé amplitudě. Závaží svírali mezi palmárními stranami rukou. Další dva úkoly zahrnovaly uvolnění závaží, které bylo připevněno k zařízení tak, aby mohlo být uvolněno pomocí skousnutí či fouknutí. Perturbace vyvolaná puštěním závaží pomocí abdukce HKK vedla k větší anticipační aktivitě než perturbace o stejné velikosti vyvolaná skousnutím, či fouknutím.

Autoři předpokládají, že předešlá zkušenost s perturbací, vede ke vzniku většího APA.

Jedním z dalších faktorů modulujících APA je směr perturbace. To zjistili Aruin & Latash (1995b, s. 329-331), kdy ve svém experimentu prokázali směrově specifickou odpověď jak při změně v posunu COP, tak i ve směrově specifické svalové odpovědi. Dále zjistili, že aktivita proximálních svalů hraje majoritní roli v generování APA a distální svaly se podílí na doladění obecného anticipačního vzoru provedeného proximálními svaly. Nutno dodat, že toto generalizované tvrzení bylo testováno na zdravých lidech, na pevném povrchu a při bilaterálních pohybech paží. Shiratori & Latash (2000, s. 620-622) s tímto tvrzením souhlasí, ale dále uvádějí, že za podmínek posturální nestability dojde ke změně a distální svaly začnou vykazovat výraznou anticipační aktivitu. K další změně v organizaci APA dojde, když směr perturbace není předem znám. Za těchto podmínek dojde k opoždění APA. Začátek APA je posunut blíže k počátku perturbace a reciproční svalový vzor (optimální z hlediska generování síly a momentů sil) se přepne na ko-kontrakční svalový vzor. K oběma změnám dochází pravděpodobně z bezpečnostních důvodů (Piscitelli et al., 2016, s.14).

Rychlost perturbace také ovlivňuje charakteristiku APA. Amplituda APA se mění v závislosti na rychlosti vnitřně indukované perturbace. Při pomalu provedeném pohybu se amplituda akcelerace APA zmenšuje (Bouisset, Richardson a Zattara, 2000, s. 82-85). V souladu s tímto jsou i Mochizuki, Ivanova a Garland (2004, s. 354), kteří prokázali větší svalovou aktivitu při vyšších rychlostech a větší výchylky COP v antero-posteriorním směru a naopak. Shiratori & Aruin (2006, s. 212) uvádějí, že CNS moduluje APA podle rychlosti motorického projevu, i když rychlost sama má minimální vliv na nadcházející perturbaci. Příkladem může být puštění tašky s nákupem na zem kdy generování APA záleží na tom, jak člověk rychle rozevře prsty, a nikoli na hmotnosti tašky. Bylo také prokázáno, že APA je spojeno s rychlostí, ale nesouvisí s amplitudou pohybu. Rychlejší pohyb je obecně spojen s větší amplitudou pohybu, amplituda sama na generování APA vliv nemá (Shiratori & Aruin, 2006, s. 214; Aruin & Shiratori, 2004, s. 459).

Anticipatorní posturální nastavení nehraje roli pouze při udržování posturální stability během volního pohybu, ale i během externě vyvolané perturbace. Tato perturbace ovšem musí být předvídaná (Shiratori, Latash a Aruin, 2001a, s. 464-465; Shiratori & Latash, 2001b, s. 1261) a musí být znám i její směr (Piscitelli et al., 2016, s. 14-15). Generování APA je poté opožděno ve srovnání s vnitřně vyvolanou perturbací (Shiratori & Latash, 2001b, s. 1261). Vznik APA během externě vyvolané perturbace není tak robustní, i když předpokládaná velikost perturbace je konstantní pro obě situace (Shiratori, Latash a Aruin, 2001a, s. 465).

3.1.3 Vliv posturální stability na APA

Anticipatorní posturální nastavení je modulováno v závislosti na posturální stabilitě. V případě nestability dochází k redukci APA a ke stejné charakteristice dochází i v případě zvýšené stability (Aruin & Shiratori, 2003, s. 50; Aruin, Forrest a Latash, 1998, s. 358). Aruin, Forrest a Latash (1998, s. 357-358) ve své studii prokázali, že při stožení na desce vyvolávající nestabilitu buď v horizontální nebo sagitální rovině, dojde k redukci v generování APA. Autoři předpokládají, že APA samotné vyvolává perturbaci. APA je využíváno při klidném stožení za podmínek posturální stability. CNS poté nepředpokládá, že by generování robustního APA mohlo vést k narušení rovnováhy. Nicméně v podmínkách posturální nestability může generování silného APA vést k nadměrné kompenzaci v opačném směru, než byl ten očekávaný, a tedy ke ztrátě stability. Následné perturbace jsou poté kompenzovány výše zmíněnými kompenzačními strategiemi. Se zvyšujícím se stupněm nestability se snižuje generování APA (Aruin, Forrest a Latash, 1998, s. 358; Mohapatra, Kukkar a Aruin, 2014, s. 148-151). Toto tvrzení platí pro stožení na pevném povrchu, kdy je redukována opěrná báze (BOS). Mohapatra, Kukkar a Aruin (2014, s. 149) zjistili, že při stožení na pěnové podložce dochází ke zvýšení anticipační aktivity posturálních svalů. Takto ovlivněný stožení vyvolává nestabilitu a zároveň snižuje vstup somatosenzorických informací do CNS. Snížené aferentní informace z prostředí mohou být důvodem ko-kontrakce posturálních svalů při udržování stability, a to může vést k většímu APA (Kennedy et al. in Mohapatra et al., 2014, s. 149).

Ke snížení APA nedochází během perturbace vyvolané pohybem horních končetin při stožení na pohyblivé plošině (Chen, Lee a Aruin, 2017, s. 171), ani při stožení na kolečkových bruslích (Shiratori & Latash, 2000, s. 621). Předpokládá se, že redukce APA je spojena s redukcí BOS. Při narušení rovnováhy bez ohledu na velikost BOS nemusí dojít k redukci APA, ale může dojít k jeho zvětšení (Shiratori & Latash, 2000, s. 621-622).

3.1.4 Věk a jeho vliv na APA

Stárnutí je často doprovázeno zhoršením posturální kontroly. Tato změna se projevuje opožděným nástupem anticipační svalové aktivity, která je blíže k hranici počátku perturbace. Toto zpoždění následně vede k větší výchylce COM, poté co perturbace nastane. Větší kompenzační vychýlení COM značí větší posturální nestabilitu (Kanekar & Aruin, 2014a, s. 8; Kanekar & Aruin, 2014b, s. 10). Santos, Kanekar a Aruin (2010b, s. 404) prokázali, že využití APA výrazně snižuje nutnost velké kompenzační reakce, a tím vede k větší posturální stabilitě. Tento předpoklad demonstrovali na menším vychýlení COM a COP, které doprovázelo předvídanou perturbaci. Opoždění nástupu svalové aktivity je také vidět na menší anticipační výchylce COP (Kanekar & Aruin, 2014a, s. 7; Kanekar & Aruin, 2014b, s. 9-10). V potaz se musí brát i rychlost perturbace. Při pomalých pohybech Bleuse et al. (2006, s. 209-210) neprokázali signifikantní rozdíl mezi starými a mladými jedinci. Při pohybu provedeném maximální rychlostí došlo u starších jedinců k výraznému snížení (respektive opoždění) APA oproti mladším jedincům. Navzdory sníženému APA byl pohyb proveden stejnou rychlostí jako u mladých jedinců.

Schopnost anticipačně aktivovat svaly je u starších jedinců zachována a má zde tedy značný význam trénink stability se zaměřením na anticipatorní posturální přípravu (Aruin et al., 2014, s. 5; Arghavani, Zolatkaf a Lenjannejadian, 2019, s. 7).

3.1.5 Vliv zrakové kontroly na APA

Zrak poskytuje největší zdroj informací o vnějším prostředí, proto každá změna ve vizuální kontrole vede ke změnám v generování či modulaci APA. Při jejím vyřazení CNS negeneruje žádnou anticipační reakci na externí perturbaci (Santos, Kanekar a Aruin, 2010a, s. 394; Mohapatra, Krishnan a Aruin, 2012, s. 180; Krishnan & Aruin, 2011a, s. 395). Nutno zmínit, že v těchto studiích nebyli testováni jedinci o nadcházející perturbaci nijak informováni a pomocí nasazených sluchátek byla omezena i auditorní informace o pohybu kyvadla. Mohapatra, Krishnan a Aruin (2012, s. 174-181) prokázali změnu časové modulace APA v závislosti na změně vizuální přesnosti. Jedinci během experimentu měli nasazeny brýle s pozitivními nebo negativními dioptriemi, které měnily vnímání hloubky prostoru, a byli vystaveni externí perturbaci vyvolané nárazem kyvadla. Negativní dioptrie vytvářely čistý obraz vzdálenějšího kyvadla, pozitivní dioptrie rozmazaný obraz zdánlivě bližšího kyvadla. Při nasazení brýlí s pozitivními dioptriemi došlo k dřívější anticipační reakci ve srovnání s ostatními podmínkami. Ke změně v modulaci APA vede i změna vizuálního prostředí. Mohapatra & Aruin (2013, s. 26-33) modulovali vizuální prostředí pomocí stroboskopu, který blikal o vysoké či nízké frekvenci. Vysoká frekvence vedla

k dynamickému obrazu prostředí, kdy jedinec mohl kontinuálně sledovat uvolnění a pohyb kyvadla, které vyvolalo externí perturbaci. Za těchto podmínek byl jedinec schopen generovat silné APA. Nízká frekvence blikajícího světla vedla k chybám v detekci pohybu kyvadla, což mělo za následek sníženou schopnost generovat silné APA. Podmínky tohoto experimentu reflektují přechod jedince ze světla do stínu či naopak. Vizualní kontrola hraje roli v modulaci APA i během cíleného volního pohybu. Spojení zrakové kontroly a cíleného volního pohybu iniciuje dřívější anticipační reakci. Spojení těchto dvou složek simultánně generuje APA pro pohyb očí a posturální svaly, což vede k přesnější realizaci pohybu (Esposti et al., 2017, s. 1350-1359).

3.1.6 Pozice těla a její vliv na APA

Centrální nervová soustava moduluje APA dle pozice těla, ve které se právě nachází. Při změně pozice z vertikálního postavení do sedu či lehu se změní směr svalové aktivace na proximo – distální. Směrově specifická odpověď pro APA ale zůstává nezměněna (van der Fits et al., 1998, s. 212-215). Aruin & Shiratori (2003, s. 50-52) prokázali změnu redistribuce anticipační svalové aktivity při sedu, kdy na distálních svalech byla snižena oproti stoji. APA svalů trupu nicméně tyto změny nevykazovalo. Důvodem je pravděpodobně podobná pozice trupu při stoji i sedu. Autoři předpokládají, že APA je distribuováno v závislosti na mechanickém kontaktu a tedy, že je CNS schopna flexibilně adaptovat kontrolní strategie k modulaci APA v závislosti na měnících se podmínkách prostředí. Aruin (2003, s. 273-275) prokázal snížení APA při bilaterální extenzi HKK v závislosti na flexi trupu. Autor uvádí, že flexe trupu vede k větší posturální nestabilitě, jelikož COM je blíže k hranicím BOS a za podmínek posturální nestability dochází ke snížení APA.

3.1.7 Strach z pádu a jeho vliv na APA

Možná obava z pádu nepříznivě ovlivňuje charakteristiku APA. Adkin et al. (2002, s. 167-169) v experimentu, kdy jedinci extendovali prsty u nohou na kraji vysoké plošiny, prokázali, že CNS využije konzervativní strategii a redukuje mohutnost APA. Redukcí anticipační reakce CNS předejde možným destabilizačním účinkům na posturální stabilitu, které by mohly vést k pádu. Stejnou strategii prokázali i Aruin, Forrest a Latash (1998, s.358) za podmínek posturální nestability.

3.1.8 Patologické procesy v CNS a jejich vliv na APA

Schopnost CNS generovat adekvátní APA na nadcházející perturbaci je do značné míry ovlivněna věkem a stejně tak je tomu u neurologických poruch. Pacienti po CMP využívají asymetrický vzor v generování APA. Při vystavení externí perturbaci se svaly na postižené

straně aktivují až následně po perturbaci, zatímco na zdravé straně je prokazatelná anticipační svalová aktivita předcházející perturbaci (Curuk, Lee a Aruin, 2019, s. 8; Curuk, Lee a Aruin, 2020, s. 4). Ke stejnému závěru došli i Slijper et al. (2002b, s. 9), kteří zjišťovali vliv vnitřně indukované perturbace vyvolané puštěním závaží z neparetické HK. Dalším faktorem, který může vést k nestabilitě pacienta po CMP, je neschopnost modulovat APA s ohledem na změnu směru perturbace (Slijper et al., 2002b, s. 11). Santos, Kanekar a Aruin (2010a, s. 395) popisují, že zdraví lidé využívají disto-proximální směr anticipační svalové aktivity. Tato posloupnost byla prokázána i u pacientů po CMP, ale pouze na nepostižené straně (Curuk, Lee a Aruin, 2019, s. 9). Chen, Lee a Aruin (2015, s. 7-9) prokázali, že za podmínek tělesné asymetrie vyvolané držením závaží v jedné HK dojde k asymetrické modulaci APA. Na straně ruky, která držela závaží, byla svalová aktivita spuštěna v recipročním vzoru, zatímco na straně druhé byl vzor ko-kontrakční. Tento vzor zvyšuje tuhost v kloubu a zajišťuje větší stabilitu, zatímco reciproční vzor dovoluje větší flexibilitu. Centrální nervový systém pacienta po CMP se vyhýbá nadměrnému používání svalů na postižené straně a následkem toho generuje asymetrickou svalovou aktivitu na obou stranách těla. Redukovaná schopnost modulovat APA snižuje schopnost přizpůsobit se stále se měnícím podmínkám vnějšího prostředí a zvyšuje riziko pádu (Slijper et al., 2002, s. 654).

Míra schopnosti generovat APA je závislá na místě léze. Hlavní struktury podílející se na organizaci APA v CNS jsou: primární a suplementární motorická oblast, bazální ganglia a thalamus (Jacobs et al., 2009, 883; Ng et al., 2013, s. 348; Seidler, Noll a Thiers, 2004, s. 1780). Pacienti po CMP vykazují porušenou schopnost tvořit APA spojené s nově učeným motorickým úkolem (Massion et al., 1999, s. 234). To může být spojeno s lézí motorického kortexu, kdy bylo prokázáno jeho zapojení v organizaci a formování anticipační inhibice posturální aktivity jedné končetiny během učení bimanuálního úkolu (Kazenikov et al., 2007, s. 656-657).

Pacienti s RS také vykazují alterace v generování adekvátní anticipatorní reakce. Tito pacienti jsou schopni generovat APA před nadcházející perturbací, ale výsledné APA má opožděný nástup a také redukovanou mohutnost ve srovnání se zdravými jedinci. V důsledku opožděné anticipační svalové aktivity dochází k menší anticipační výchylce COP, což vede k větší kompenzační reakci (Krishnan, Kanekar a Aruin, 2012a, s. 259; Krishnan, Kanekar a Aruin, 2012b, s. 229-230; Aruin, Kanekar a Lee, 2015, s. 185). Další patologickou změnou je snížená schopnost generovat směrově specifickou anticipační svalovou aktivitu (Krishnan, Kanekar a Aruin, 2012a, s. 259). K těmto změnám dochází pravděpodobně kvůli poruše ve vedení informací v CNS (Tatoroglu et al. in Krishnan, Kanekar a Aruin, 2012b, s.

229). U pacientů s RS je prokázán pozitivní vliv tréninku se zaměřením na APA, který vede k dřívější anticipační reakci. Toto zlepšení APA vede následně i k lepší posturální kontrole (Aruin, Ganesan a Lee, 2017, s. 227).

U Parkinsonovy choroby (PD) je obecný vzorec organizace APA podobný jako u zdravých jedinců (Aruin et al., 1996, s. 1795). Latash et al. (1995, s. 330-333) testovali dvě série pokusů a jejich vliv na APA u pacientů s PD. První série testování neprokázala významné změny v generování APA během volných pohybů HKK mezi pacienty s PD a kontrolní skupinou. Druhá série pokusů se skládala ze dvou testových situací. Při první měli probandi uvolnit závaží, které viselo na tyči zmačknutím tlačítka. Druhá testová situace zahrnovala chycení stejně těžkého závaží, které pustil výzkumník. Závaží mělo háček, kterým se zavěsilo na tyč, kterou probandi drželi. Všechny testové situace byly se zrakovou kontrolou. V případě druhé série pokusů pacienti s PD vykazovali anticipatorní aktivitu v přední porci musculus deltoideus, ale ne na svalech trupu a končetin. Autoři předpokládají, že rozdíly v programování APA nejsou spojeny s bradykynesií, ale souvisí spíše se základními procesy spojenými s přípravou a iniciací motorické akce. K podobným závěrům došli i De Azevedo et al. (2016, s. 4-13), kdy během laterálně vyvolané perturbace byli pacienti s PD schopni generovat podobnou anticipační svalovou aktivitu ve srovnání s kontrolní skupinou. Ke změně došlo během kompenzační fáze, kdy pacienti s PD vykazovali snížení svalové aktivity oproti kontrolní skupině. Tato redukce svalové aktivity snižuje schopnost kompenzačních posturálních reakcí a činí pacienty s PD náchylnějšími k pádům. Další studie (Hall et al., 2013, s. 489-491) prokázala, že pacienti s PD jsou schopni přizpůsobit APA měnícím se podmínkám, ale je u nich porušena schopnost adaptovat kompenzační posturální reakce. Tento fakt poukazuje na odlišné zapojení okruhů bazálních ganglií (BG) v posturální kontrole. Latash et al. (1995, s. 334) uvádějí, že pacienti s PD mají APA spíše změněné než porušené a že tyto změny reflektují patologické procesy v CNS spojené s plánováním a zahájením pohybu.

4 Vývoj APA

Zdraví kojenci již v prvním měsíci věku vykazují směrově specifické posturální nastavení jako odpověď na translaci podložky. Toto posturální nastavení je zajišťováno značně variabilním repertoárem svalových vzorů, které jsou směrově specifické (Hedberg, Forssberg, Hadders-Algra, 2004, s. 16). Od třetího měsíce se postupně začíná objevovat tzv. kompletní vzor, který kojeneček během vývoje začne preferovat (Hedberg et al., 2005, s. 318-319). Kompletní vzor je vzor svalové koaktivace, stejné jako u dospělých jedinců (Van der Fits & Hadders-Algra, 1998, s. 523).

Postupným vývojem se u kojence objevuje úchopová aktivita a touha dosáhnout prohračku. Van der Fits & Hadders-Algra (1998, s. 523) popsali, že již ve věku čtyř měsíců se u kojence objevuje směrově specifická svalová aktivita. S tímto tvrzením nesouhlasí studie od autorů Balen et al. (2012, s. 114) a de Graaf-Peters et al. (2007, s. 653), kteří prokázali směrově specifickou svalovou odpověď u 50 % kojenců ve věku čtyři až deset měsíců. Během vývoje se směrově specifická svalová aktivita objevuje stále častěji a ve věku osmnáct měsíců je to až u 88 % kojenců (Balen et al. 2012, s. 114; Van der Fits et al., 1999, s. 525-527). V šestém měsíci kojenci začínají při sezení preferovat svalové zapojení ve směru kaudokraniálním (de Graaf-Peters et al., 2007, s. 648; Balen et al., 2012, s. 114). Od osmého měsíce věku je kojeneček schopen adaptovat svalovou aktivitu v závislosti na konkrétních podmínkách (rychlost úchopu, úroveň opory, pozice těla) (Van der Fits et al., 1999, s. 525). V devíti měsících kojenečský mozek vykazuje anticipatorní aktivitu v závislosti na události, jejíž výsledek může předvídat (Southgate et al., 2009, s. 771). Anticipatorní posturální nastavení se začíná objevovat mezi dvanáctým a čtrnáctým měsícem. Vznik APA velmi podporuje vývoj samostatné chůze (Hadders-Algra et al. in Hadders-Algra, 2010, s. 1829).

Anticipatorní posturální aktivita podléhá dlouhému vývoji a děti ani adolescenti nevykazují APA shodné s dospělými. Generování APA je závislé na interním referenčním schématu těla, které se během růstu neustále mění a musí tedy být pořád aktualizováno CNS (Cignetti et al., 2013, s. 134-136). Schmitz, Martin a Assaiante (2002, s. 361) prokázali dvě strategie anticipatorní posturální kontroly během dospívání: Ko-kontrakční strategii, která je nevyzrálá a reciproční strategii, kterou používají dospělí jedinci. Od osmi let dominuje reciproční strategie. Reciproční APA u dětí vykazuje opoždění nástupu svalové aktivity oproti dospělým. Předpokládá se, že toto opoždění je vlivem stále dozrávajících spojení mezi neostriatem a suplementární motorickou oblastí. Tato spojení jsou tvořena prostřednictvím thalamu (Barlaam et al., 2012, s. 65).

5 Řízení APA

Centrální nervový systém využívá pro udržení posturální stability anticipatorní posturální nastavení a kompenzační posturální nastavení, které zajišťuje udržení posturální stability po předešlé perturbaci (Santos, Kanekar a Aruin, 2010a, s. 395; Santos, Kanekar a Aruin, 2010b, s. 403). Nové studie dokazují existenci dalšího mechanismu, který byl dříve označován též jako APA. Tento mechanismus je označován jako brzké posturální nastavení (early postural adjustment – EPA), které je viditelné 400 až 500 ms před začátkem perturbace (Klous, Mikulic a Latash, 2012, s. 113; Krishnan, Latash a Aruin, 2012c, s. 1016; Krishnan, Aruin a Latash, 2011b, s. 12).

Tyto dva mechanismy (EPA a APA) mají rozdílný vliv na provedení pohybu a udržení posturální stability, která je pro plynulý pohyb nutná. Hlavní účel EPA je nastavit posturu, aby bylo možné plánovaný (předvídaný) pohyb provést. Účelem APA je vytvořit síly působící proti nadcházející perturbaci tak, aby byla zachována posturální stabilita (Latash & Zatsiorsky, 2015, s. 323). Charakteristika těchto mechanismů se liší za podmínek vykonání pohybu ve vlastním tempu (jedinec si volí, kdy provede pohyb) a za podmínek reakčního času (RT) (jedinec musí vykonat pohyb okamžitě po vyzvání k pohybu). Za podmínek RT je iniciace APA posunuta blíže k hranici iniciace pohybu (Klous, Mikulic a Latash, 2012 s. 115; Slijper, Latash a Mordkoff, 2002a, s. 194). EPA za podmínek RT nevykazuje změny v časování (Klous, Mikulic a Latash, 2012, s. 115).

Mechanismus řízení APA a EPA centrální nervovou soustavou je popsán Hypotézou referenční konfigurace (referent configuration hypothesis – RC-hypothesis), která vychází z hypotézy rovnovážného bodu (equilibrium point hypothesis – EP-hypothesis) (Klous, Mikulic a Latash, 2012, s. 111).

5.1 Hypotéza rovnovážného bodu

Podle této hypotézy, při konstantní úrovni stimulace a konstantní velikosti externí zátěže, dojde k nastavení rovnováhy mezi svalovou délkou a svalovou silou, která se označuje jako rovnovážný bod. Změna externí zátěže vede ke změně délky svalu, která mění úroveň aktivace svalů skrze tonický napínací reflex. Z toho vyplývá, že svalová aktivita se může měnit, i když se nemění příkaz z CNS. Změna aktivace svalu může být doprovázena změnou délky svalu a změnou svalové síly, dokud není dosaženo nového rovnovážného bodu (Latash, 2008, s. 97-98).

5.2 Hypotéza referenční konfigurace

Podle této hypotézy je každý pohyb zahájen definováním prostorových referenčních souřadnic ve vyšších etážích CNS, které jsou spojené s provedením úkolu. Soubor těchto souřadnic pro hlavní proměnné daného úkolu je označen jako referenční konfigurace (referent configuration – RC). Rozdíl mezi aktuální konfigurací těla a RC vede ke svalové aktivitě. Když tělo dosáhne RC, očekává se, že se svalová aktivita bude blížit nule. Deviace od RC vede k nenulové svalové aktivitě, která se snaží přiblížit tělo k RC. Změna v RC v horních etážích CNS (souvisejících s úkolem) vede k aktivaci motoneuronů a ke změně v aktivaci svalů skrze tonický napínací reflex, tak jako v EP-hypotéze (Klous, Mikulic a Latash, 2012, s. 111; Latash & Zatsiorsky, 2015, s. 263).

Referenční souřadnice jsou v CNS vytvořeny na základě dvou proměnných. V literatuře označovaných jako R – command a C – command neboli reciproční a koaktivační příkaz. R – command definuje rovnovážnou pozici končetiny na konci pohybu a C – command definuje stabilitu okolo rovnovážné pozice. Při absenci vnějších sil vede změna v R – command k pohybu končetiny, zatímco změna v C – command vede k svalové koaktivaci bez pohybu končetiny (Latash & Zatsiorsky, 2016, s. 263-264; Latash, 2020, s. 3-4).

Hypotézu referenční konfigurace můžeme zjednodušit na příkladu vedení osla s pomocí mrkve. Rozdíl mezi souřadnicemi hlavy osla a souřadnicemi mrkve (souřadnice mrkve odpovídají RC) vede ke generování svalové aktivity a pohybu hlavy blíže k mrkvi (Latash & Zatsiorsky, 2015, s. 263).

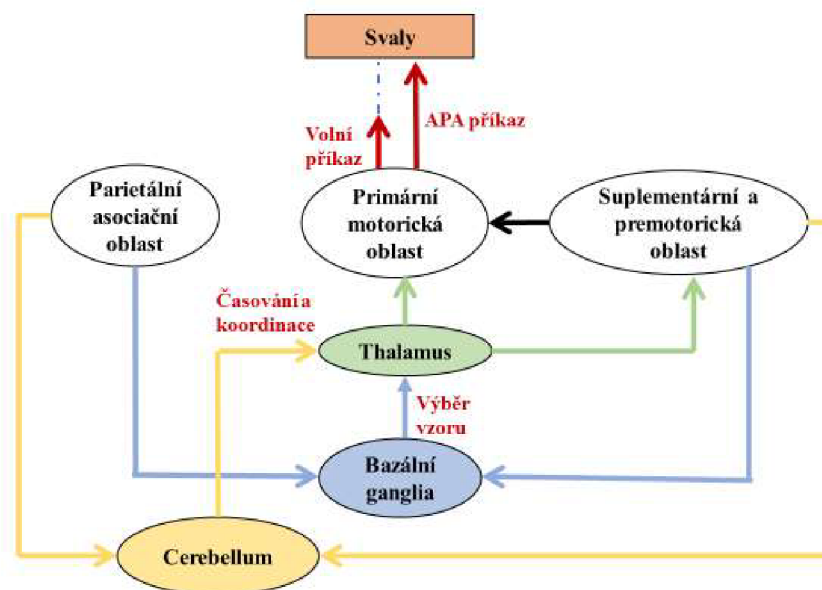
5.3 Kortikální struktury podílející se na řízení APA

Posturální kontrola je velmi složitý proces zahrnující mnoho struktur, počínaje ascendentními drahami. Tyto dráhy vedou senzorické informace o poloze a pohybu končetin. To umožňuje CNS modulovat motorické příkazy v závislosti na vnějších podmínkách a posturálních požadavcích. Patří sem mediální lemniskus, posteriorní, anteriorní spinocerebelární trakt a spinoretikulární trakt (MacKinnon, 2015, s. 9-10). S ohledem na APA a CPA je velmi důležitý spinoretikulární trakt, jelikož končí v pontomedulární retikulární formaci. Odtud vychází retikulospinální trakt, který přispívá k řízení APA, CPA a kontrole svalového tonu (Takakusaki, 2017, s. 3; MacKinnon, 2015, s. 10). Další důležitou drahou je vestibulospinální trakt, jelikož vede k předním rohům míšním a má facilitační vliv na α a γ motoneurony inervující posturální svaly (Latash, 2008, s. 214; Takakusaki, 2017, s. 4).

Kortikální struktury podílející se na APA jsou: premotorická a senzomotorická kůra a posteriorní parietální kortex obou mozkových hemisfér (Dirienzo et al., 2019, s. 9). Dalšími

strukturami jsou primární motorická kůra, bazální ganglia, thalamus (Seidler, Noll a Thiers, 2004, s. 1780; Ng et al., 2013, s. 348) a mozeček (Diedrichsen et al., 2005, s. 809). Z motorické kůry vystupuje descendentní kortikospinální trakt vedoucí příkazy k motoneuronům ovládajícím svalový aparát (Latash, 2008, s. 144; MacKinnon, 2015, s. 13).

Obrázek 2 Schematické znázornění zapojení kortikálních struktur v generování APA (upraveno podle Marchese et al., 2020)



6 Využití APA v rehabilitaci

Znalost APA se v rehabilitaci využívá především pro zlepšení posturální stability. Porucha rovnováhy je běžná u pacientů s neurologickým poškozením a u starších dospělých a je hlavní příčinou pádu v této skupině pacientů (Aruin, 2016, s.1).

6.1 Trénink se zaměřením na APA

Několik studií ukázalo, že trénink se zaměřením na APA vede k lepší posturální kontrole a jeho výsledkem je lepší posturální stabilita (Aruin, Ganesan a Lee, 2017, s. 228; Arghavani, Zolatkaf a Lenjannejadian, 2019, s. 7; Curuk, Lee a Aruin, 2020, s. 5).

Kanekar & Aruin (2015, s. 7-15) prokázali zlepšení APA jako odpověď na jednorázový trénink, který obsahoval 130 chycení medicinbalu hozeného do úrovně ramen ze vzdálenosti tří metrů. Změny vyvolané tréninkem se projeví jako dřívější nástup anticipatorní svalové aktivity a větší vychýlení COP před začátkem perturbace. Zlepšené využití APA se odráží ve zmenšení výchylky COP po předešlé perturbaci, což poukazuje na lepší posturální stabilitu. Stejně koncipovaný trénink vede k dokonalejšímu APA a ke zlepšení posturální stability u

pacientů s roztroušenou sklerózou (Arui, Ganesan a Lee, 2017, s. 227-228) a u starších jedinců (Arui et al. 2014, s. 5-6). Curuk, Lee a Arui (2020, s. 3-8) ve studii prokázali signifikantní zlepšení v anticipatorní aktivitě svalů u pacientů po CMP. Trénink se skládal ze 120 opakování tlačení a chytání medicinbalu přichyceného na laně ve výšce ramen pomocí nepostižené končetiny. Tento typ cvičení byl vybrán, jelikož reflektuje tlačení nákupního košíku, či otevírání dveří. Výsledkem byl dřívější nástup anticipační aktivity testovaných svalů při interně vyvolané perturbaci pomocí předpažení nepostižené HK, i při externě vyvolané perturbaci. Externí perturbace byla vyvolaná pomocí nárazu kyvadla, které měli probandi zastavit dlaní nepostižené končetiny. Posturální stabilitou u pacientů po CMP se zabýval i Lee et al. (2018, s. 8-14). Ve své studii poukazuje na zlepšení APA s využitím Dynamické neuromuskulární stabilizace (DNS) oproti klasickému cvičení na zlepšení trupové stability. DNS terapie zahrnovala nácvik bráničního dýchání a dále stabilizaci trupu v kvadrupedální pozici s unilaterální či bilaterální extenzí ramenního a kyčelního kloubu společně s regulací nitrobřišního tlaku pomocí koaktivace bránice, ventrální muskulatury, pánevního dna a vzpřimovačů páteře. Klasické cvičení se skládalo ze stejných pozic a úkolů jako DNS terapie s tím rozdílem, že probandi měli držet izometrickou kontrakci musculus transversus abdominis. Testovaným pohybem byla unilaterální flexe ramenního kloubu paretickou a neparetickou končetinou. Po dvaceti terapiích se zlepšila anticipační aktivita vzpřimovačů páteře, m. obliquus externus abdominis a m. transversus abdominis na paretické i neparetické straně. Trénink s využitím DNS vedl k výraznějšímu zlepšení APA oproti klasickému tréninku. Autoři předpokládají, že ke zlepšení APA došlo cestou koordinované neuromuskulární aktivity posturálních svalů díky zapojení podvědomých motorických programů. Aktivace těchto programů vede k rychlejší motorické odpovědi, a tedy i k rychlejší anticipatorní svalové aktivitě.

Arghavani, Zolatka a Lenjannejadian (2020, s. 2-8) porovnávali perturbační trénink se zaměřením na APA a klasický balanční trénink u starších pacientů a u pacientů s historií pádů. Oba tréninky probíhaly tři hodiny týdně po dobu osmi týdnů. Perturbační trénink se skládal ze šesti částí a každá obsahovala šest různých variant cvičení. Klasický balanční trénink byl rozdělen do tří částí a zahrnoval trénink rovnováhy ve stoji, při chůzi a silový trénink. Výsledkem perturbačního tréninku byl opět dřívější nástup svalové aktivity, zvýšení balanční sebedůvěry a zlepšení kvality života.

Tyto typy tréninku posturální stability se nedají brát paušálně, ale měly by být sestaveny individuálně podle potřeb a možností pacienta. Ve výše zmíněných studiích například chybí

testování spasticity před a po tréninku, k jejímuž zhoršení může právě neadekvátním cvičením dojít.

7 Cíle výzkumu a hypotézy

Cílem práce bylo zjistit vliv interně vyvolaných, očekávaných a neočekávaných perturbací stoje na anticipatorní posturální nastavení jedince. Perturbace byly vyvolány bilaterálním předpažením paží maximální rychlostí za podmínek zrakové kontroly a za podmínek bez zrakové kontroly. Dalším cílem bylo zjistit, jaký účinek na charakteristiku APA má nasazení bederního pásu. V neposlední řadě jsme zjišťovali vliv APA na CPA. Změny APA a CPA vlivem interně vyvolané perturbace stoje byly charakterizovány pomocí COP.

Vzhledem k cílům práce byly stanoveny tyto výzkumné otázky, na jejichž základě jsme formulovali hypotézy.

1. Jakým způsobem ovlivní očekávaná a neočekávaná interní perturbace stoje za zrakové kontroly generování anticipatorního posturálního nastavení jedince?
2. Jaký vliv má vizuální kontrola stoje na anticipatorní posturální nastavení jedince při interně vyvolané očekávané perturbaci?
3. Jakým způsobem ovlivní nasazení bederního pásu charakteristiku APA za podmínek interně vyvolané, očekávané perturbace stoje za zrakové kontroly?

7.1 Hypotézy k otázce č. 1

H_01 Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin za zrakové kontroly nedojde k iniciaci pohybu COP signifikantně dříve oproti neočekávané perturbaci.

H_{A1} Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin za zrakové kontroly dojde k iniciaci pohybu COP signifikantně dříve oproti neočekávané perturbaci.

H_02 Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin za zrakové kontroly nebude velikost amplitudy CPA signifikantně menší oproti neočekávané perturbaci.

H_{A2} Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin za zrakové kontroly bude velikost amplitudy CPA signifikantně menší oproti neočekávané perturbaci.

7.2 Hypotézy k otázce č. 2

H₀₃ Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin za zrakové kontroly nedojde k iniciaci pohybu COP signifikantně dříve oproti podmínkám bez zrakové kontroly.

H_{A3} Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin za zrakové kontroly dojde k iniciaci pohybu COP signifikantně dříve oproti podmínkám bez zrakové kontroly.

H₀₄ Nedojde k signifikantnímu rozdílu ve velikosti amplitudy APA mezi očekávanou interní perturbací stoje za zrakové kontroly a bez zrakové kontroly.

H_{A4} Dojde k signifikantnímu rozdílu ve velikosti amplitudy APA mezi očekávanou interní perturbací stoje za zrakové kontroly a bez zrakové kontroly.

7.3 Hypotéza k otázce č. 3

H₀₅ Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin s nasazeným bederním pásem za zrakové kontroly nedojde k signifikantní změně ve velikosti amplitudy APA.

H_{A5} Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin s nasazeným bederním pásem za zrakové kontroly dojde k signifikantní změně ve velikosti amplitudy APA.

H₀₆ Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin s nasazeným bederním pásem za zrakové kontroly nebude velikost amplitudy CPA signifikantně menší oproti podmínkám bez nasazení bederního pásu.

H_{A6} Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin s nasazeným bederním pásem za zrakové kontroly bude velikost amplitudy CPA signifikantně menší oproti podmínkám bez nasazení bederního pásu.

8 Metodika výzkumu

8.1 Charakteristika výzkumné skupiny

Experimentálního měření se zúčastnilo osm zdravých probandů vybraných ze studentů Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci. Jednalo se o šest žen a dva muže, jejichž průměrný věk byl 24,8 let (± 1), průměrná výška 169,8 cm ($\pm 9,4$) a průměrná hmotnost byla 63,4 kg ($\pm 4,6$).

Do studie byli zařazeni jedinci s dobrou úrovní kognitivních funkcí a komunikačních schopností, bez neurologického a muskuloskeletálního poškození, jiných poškození či onemocnění, která by mohla mít vliv na probíhající výzkum.

8.2 Experimentální měření

Všechna experimentální měření byla realizována v prostorách učeben Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas a byli seznámeni s průběhem měření. Realizace výzkumu byla schválena Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého.

8.2.1 Příprava probandů

Před samotným měřením byl nejprve každému probandovi vysvětlen postup výzkumu a měření. Na zápěstí dominantní končetiny, os sacrum a tuberositas tibiae byly pomocí zdravotnické lepicí pásky připevněny dvouosé akcelerometry firmy Noraxon, řada TeleMyo PC Interface.

8.2.2 Průběh výzkumu

Výchozí pozicí, která byla pro všechna měření stejná, byl vzpřímený bipedální stoj na silové plošině s ploskami umístěnými paralelně na šířku ramen od sebe a s horními končetinami volně podél těla. Ruce byly v neutrálním postavení. Každý proband držel v rukách závaží (PET lahve naplněné vodou), jejichž hmotnost odpovídala 5 % hmotnosti probanda a byla symetricky rozdělena tak, aby v každé ruce svíral dvě a půl procenta své vlastní hmotnosti. Jako závaží byly použity PET lahve o objemu 1,5 litru, které se plnily vodou v závislosti na hmotnosti probanda.

Pro každé měření byl proband vyzván, aby zaujal výchozí pozici a díval se rovně před sebe.

Pro zhodnocení cílů diplomové práce byla využita posturografická analýza při pěti testovaných situacích:

1) Stoj s následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění byl předem přesně určen (očekávaná perturbace).

2) Stoj s následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění nebyl předem určen (neočekávaná perturbace).

3) Stoj se zavřenýma očima s následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění byl předem přesně určen (očekávaná perturbace).

4) Stoj se zavřenýma očima s následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění nebyl předem určen (neočekávaná perturbace)

5) Stoj s nasazeným bederním pásem a následným předpažením obou horních končetin maximální rychlostí na zvukový signál, jehož čas zaznění byl předem přesně určen (očekávaná perturbace). Jednalo se o klasický nízký elastický bederní pás se čtyřmi plastovými výztuhami na zádech a křížovým zapínáním na suchý zip.

Průběh testovaných situací:

- 1) U první výzkumné situace stál proband ve výchozí pozici a byl vyzván, aby na zvukový signál předpažil obě horní končetiny maximální rychlostí do přibližně 90° flexe paží v ramenních kloubech. Uvedený signál zazněl v předem určený čas, a to v páté sekundě určené aplikací na měření času v mobilním telefonu, která odpočítávala od jedné do pěti.
- 2) Podmínky druhé testové situace byly shodné s předchozí situací s tím rozdílem, že zaznění signálu v této situaci nebylo předem určeno. Proband ho tedy nemohl předvídat. K určení časového intervalu, po kterém došlo k zaznění signálu, byl použit generátor náhodných čísel. Množina generovaných čísel byla dva až deset. Zaznění signálu bylo v tomto případě pípnutí, kterému nepředcházelo odpočítávání.
- 3) Třetí testová situace vycházela z první situace. Proband byl vyzván k předpažení paží maximální rychlostí, ale bez zrakové kontroly.
- 4) Průběh čtvrté testové situace byl shodný s druhou situací. Jednalo se o předpažení paží na zaznění signálu, jehož čas nebyl předem určen, ale nyní bez zrakové kontroly.
- 5) V páté testové situaci měl proband nasazený bederní pás, zbytek testování byl shodný s první situací.

Měření předcházely tři cvičné pokusy pohybu a každá testová situace byla třikrát opakována. Schematické znázornění námi testovaných situací v jejich konečné fázi je zobrazeno v přílohách (příloha 2 na straně 78).

8.2.3 Analýza a zpracování dat

Experimentální část naší práce vycházela ze studie Yiou et al. (2009), jelikož byla metodicky nejvíce podobná naší práci. Probandi v této studii drželi v obou rukách ve výši ramen tyč o hmotnosti 2 kg a jejich úkolem bylo na zaznění signálu provést rychlý pohyb pažemi vpřed. Výše zmíněnou studii jsme použili pro určení námi hodnocených veličin, kromě velikosti CPA. Tuto veličinu jsme určili na základě použité metodiky ve studiích Krishnan & Aruin (2011a, s. 388) a Kanekar & Aruin (2014, s. 4).

Pro realizaci výzkumu byla použita silová plošina FDM-S firmy Zebris (software WinFDM-S) a akcelerometry firmy Noraxon, řada TeleMyo PC Interface. Pro zpracování dat ze silové plošiny byla vybrána statická analýza stoje s časovým oknem 10 sekund a snímací frekvencí 50 Hz. Data z akcelerometrů byla snímána frekvencí 1500 Hz a dále zpracována v programu MyoResearch firmy Noraxon. Surový záznam byl vyhlazen pomocí algoritmu root mean square (RMS) s velikostí časového okna 50 ms. Data ze silové plošiny a akcelerometrů byla snímána na dvou různých počítačích za pomoci dvou fyzioterapeutů. Záznam z akcelerometrů byl rozdělen na tři části, kdy časové okno záznamu začínalo vždy na začátku měření každé testované situace. Takto rozdělený záznam byl poté přiřazen k záznamům ze silové plošiny. Data byla exportována do programu Microsoft Office Excel a dále zpracována.

Interní perturbace byly vyvolány bilaterálním předpažením horních končetin. Vzhledem k charakteru perturbace a na základě výsledků studie Shiratori & Latash (2000, s. 619), která popisuje změny COP při stejně vyvolané perturbaci převážně v sagitální rovině, jsme se zaměřili na sledování změn pouze v antero-posteriorním směru. Data z akcelerometrů připevněných na os sacrum a tuberositas tibiae nebyla nakonec pro účely práce použita a nebudou tedy dále prezentována.

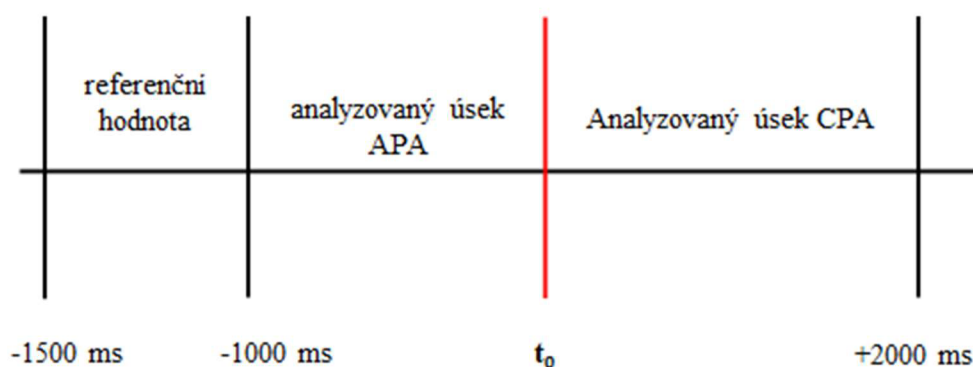
Při definování referenčních hodnot signálu z akcelerometru na dominantní HK a silové plošiny jsme vycházeli ze studie Yiou, Mezaour a Le Bozec (2009, s. 149). Tato hodnota byla určena jako průměr hodnot z první sekundy záznamu signálu z akcelerometru v klidném bipedálním stoji plus dvě směrodatné odchylky (SD). Signál z akcelerometru byl použit k určení počátku perturbace a označen jako t_0 (začátek pohybu HK). První viditelný vzestup signálu z akcelerometru, který přesáhl referenční hodnotu, jsme stanovili jako t_0 .

Analýza dat ze silové plošiny byla vztažena k t_0 . Průměrné hodnoty COP měřené v milimetrech z časového okna -1500 až -1000 ms před t_0 plus minus dvě SD byly určeny jako referenční hodnota (Yiou, Mezaour a Le Bozec, 2009, s. 148).

Pro účely studie byly analyzovány tyto hodnoty: 1) velikost amplitudy APA; 2) iniciace pohybu COP; 3) velikost amplitudy CPA

Velikost amplitudy APA jsme stanovili na základě změny pozice COP v milimetrech, výpočtem rozdílu mezi hodnotami COP v čase t_0 a iniciací pohybu COP. Tato hodnota byla určena jako první vychýlení COP, které překročilo referenční hodnotu. Časová charakteristika APA byla vymezena na základě iniciace pohybu COP v milisekundách. Tato hodnota byla stanovena jako čas prvního vychýlení COP v mm nad referenční hodnotu (Yiou, Mezaour a Le Bozec, 2009, s. 147-148). Velikost amplitudy CPA odpovídala změně pozice COP po t_0 . Tuto hodnotu jsme určili odečtením maximální výchylky COP po t_0 a hodnot naměřených v čase t_0 . Velikost analyzovaného okna CPA byla $t_0 + 2000$ ms. Tento časový úsek byl vybrán, aby bezpečně obsáhl maximální výchylku CPA (Krishnan & Aruin, 2011a, s. 388; Kanekar & Aruin, 2014, s. 4).

Obrázek 3 Schematické znázornění analýzy dat (zdroj: vlastní)



Legenda: referenční hodnota – průměrné hodnoty COP v daném časovém okně plus dvě směrodatné odchylky, t_0 – začátek pohybu HKK

Současně s testováním anticipatorního posturálního nastavení na silové plošině bylo prováděno měření stejného experimentu pomocí EMG. Při tomto experimentu byly na testované svaly probanda připevněny samolepící elektrody. Po aplikaci elektrod byly k tělu probanda připevněny zesilovače EMG signálu pomocí lékařské lepicí pásky. Vyhodnocení tohoto souběžného experimentu bylo součástí jiné práce a v době analýzy našich výsledků nebyla data k dispozici. Z tohoto důvodu nebudou dále prezentována.

8.3 Statistické zpracování dat

Data byla statisticky zpracována v programu Statistica 14.0. Pro malý počet probandů ($n=8$), byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test pro závislé vzorky.

Hladina statistické významnosti byla stanovena na 5 %. Nulová hypotéza byla zamítnuta v případě, že hodnota statistické významnosti (p) byla nižší než 0,05. V případě, že byla hodnota statistické významnosti $p \geq 0,05$, nulová hypotéza nemohla být zamítnuta.

9 Výsledky

9.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

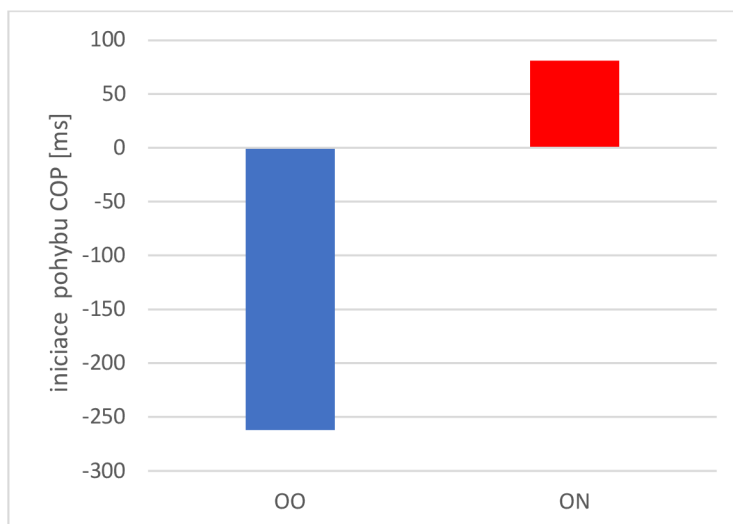
Jakým způsobem ovlivní očekávaná a neočekávaná interní perturbace stoje generování anticipatorního posturálního nastavení jedince?

Na základě této otázky byly položeny hypotézy H₀₁ a H₀₂.

Hypotéza H₀₁ Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin za zrakové kontroly nedojde k iniciaci pohybu COP signifikantně dříve oproti neočekávané perturbaci.

Na základě Wilcoxonova párového testu byla získána hodnota **p=0,012**. Nulovou hypotézu **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy. Pohyb COP byl za podmínek očekávané interní perturbace iniciován signifikantně dříve oproti neočekávané.

Obrázek 4 Grafické znázornění průměrné iniciace COP v ms



Legenda OO – očekávaná perturbace, ON – neočekávaná perturbace

Tabulka 1 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 1

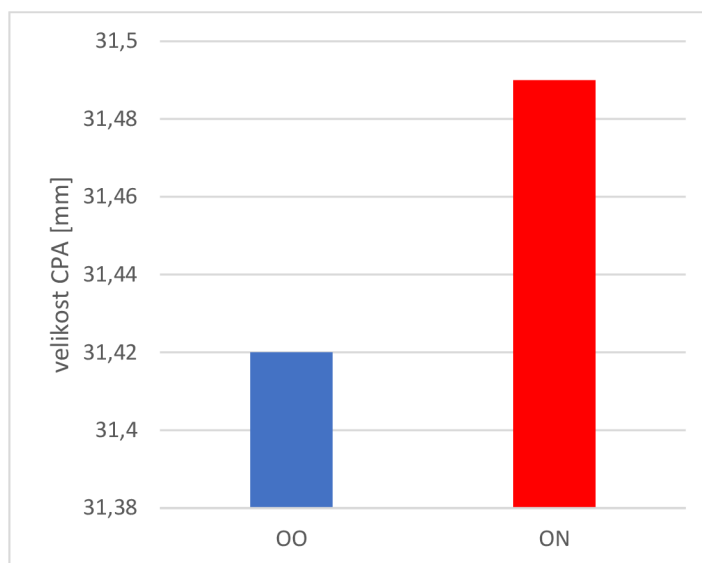
	min [ms]	max [ms]	průměr [ms]	medián [ms]	SD	hodnota p
OO	-481	-29	-262	-285	105	0,012
ON	19	267	81	57	42	

Legenda OO – očekávaná perturbace, ON – neočekávaná perturbace, SD – směrodatná odchylka, min – minimální naměřená hodnota, max – maximální naměřená hodnota

Hypotéza H02 Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin za zrakové kontroly nebude velikost amplitudy CPA signifikantně menší oproti neočekávané perturbaci.

Na základě Wilcoxonova párového testu byla získána hodnota $p=0,779$. Nulovou hypotézu nemůžeme zamítnout. Nebyl zde statisticky významný rozdíl ve velikosti amplitudy CPA mezi očekávanou a neočekávanou perturbací.

Obrázek 5 Grafické znázornění průměrné amplitudy CPA v mm



Legenda OO – očekávaná perturbace, ON – neočekávaná perturbace

Tabulka 2 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 2

	min [mm]	max [mm]	průměr [mm]	medián [mm]	SD	hodnota p
OO	5,35	53,88	31,42	32,16	8,85	0,779
ON	1,97	51,62	31,49	32,27	10,10	

Legenda OO – očekávaná perturbace, ON – neočekávaná perturbace, SD – směrodatná odchylka, min – minimální naměřená hodnota, max – maximální naměřená hodnota

9.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

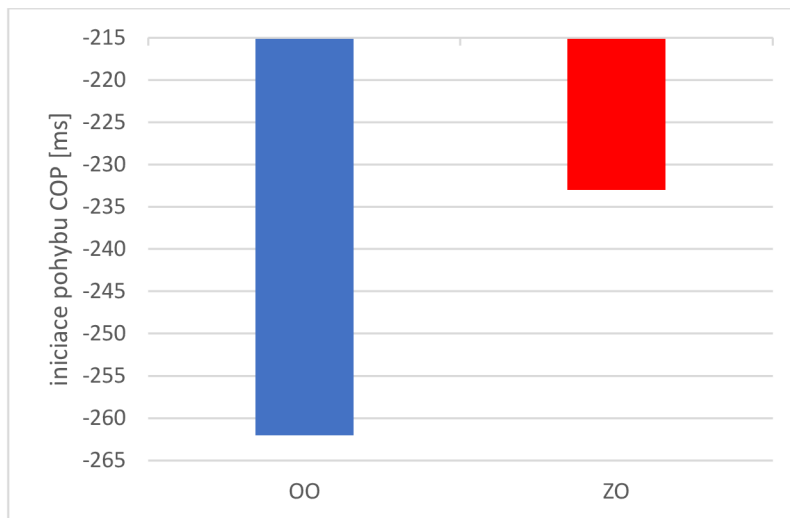
Jaký vliv má vizuální kontrola stoje na anticipatorní posturální nastavení jedince při interně vyvolané očekávané perturbaci?

Na základě této otázky byla položena hypotéza H03 a H04.

Hypotéza H03 Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin za zrakové kontroly nedojde k iniciaci pohybu COP signifikantně dříve oproti podmínkám bez zrakové kontroly.

Na základě Wilcoxonova párového testu jsme získali hodnotu $p=0,40$. Nulovou hypotézu nemůžeme zamítnout. Nebyl zde statisticky významný rozdíl v iniciaci APA za podmínek zrakové kontroly a za podmínek bez zrakové kontroly.

Obrázek 6 Grafické znázornění průměrné iniciace pohybu COP za měnících se zrakových podmínek v ms



Legenda OO – otevřené oči, ZO – zavřené oči

Tabulka 3 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 3

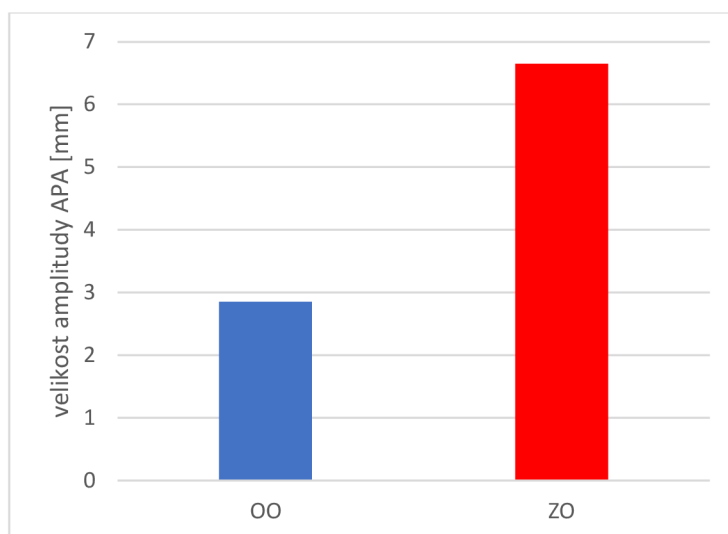
	min [ms]	max [ms]	průměr [ms]	medián [ms]	SD	hodnota p
OO	-481	-29	-262	-285	105	0,40
ZO	-541	-24	-233	-229	37	

Legenda OO – otevřené oči, ZO – zavřené oči, SD – směrodatná odchylka, min – minimální naměřená hodnota, max – maximální naměřená hodnota

Hypotéza H₀₄ Nedojde k signifikantnímu rozdílu v amplitudě APA mezi očekávanou interní perturbací stoje za zrakové kontroly a bez zrakové kontroly.

Na základě Wilcoxonova párového testu byla získána hodnota $p=0,025$. Nulovou hypotézu zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy. Z naměřených dat jsme zjistili, že za podmínek bez zrakové kontroly došlo k signifikantnímu zvětšení amplitudy APA oproti podmínkám se zrakovou kontrolou.

Obrázek 7 Grafické znázornění průměrných hodnot amplitudy APA v mm za měnících se zrakových podmínek



Legenda OO – otevřené oči, ZO – zavřené oči

Tabulka 4 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 4

	min [mm]	max [mm]	průměr [mm]	medián [mm]	SD	hodnota p
OO	0,15	22,05	2,85	1,58	3,30	0,025
ZO	0,10	36,12	6,65	1,29	7,41	

Legenda OO – otevřené oči, ZO – zavřené oči, SD – směrodatná odchylka, min – minimální naměřená hodnota, max – maximální naměřená hodnota

9.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

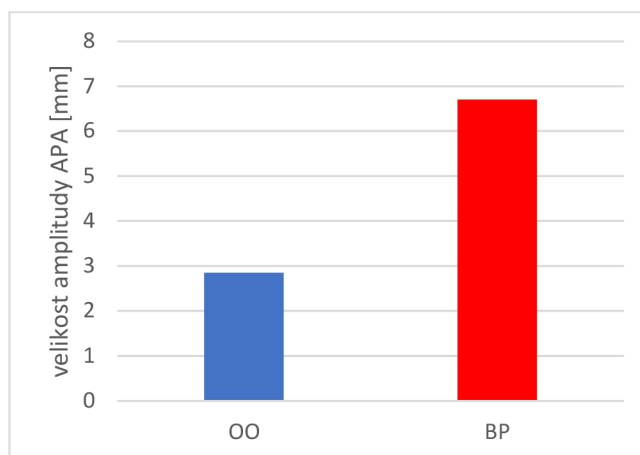
Jakým způsobem ovlivní nasazení bederního pásu generování APA za podmínek interně vyvolané, očekávané perturbace stoje za zrakové kontroly?

Na základě této otázky byly položeny hypotézy H_{05} a H_{06} .

Hypotéza H_{05} Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin s nasazeným bederním pásem za zrakové kontroly nedojde k signifikantní změně ve velikosti amplitudy APA.

Na základě Wilcoxonova párového testu byla získána hodnota $p=0,025$. Nulovou **hypotézu zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy. Z naměřených dat vyplývá, že s nasazeným bederním pásem došlo k signifikantnímu zvětšení amplitudy APA.

Obrázek 8 Grafické znázornění průměrné velikosti amplitudy APA v mm při a bez nasazení bederního pásu



Legenda OO – očekávaná perturbace a otevřené oči, BP – očekávaná perturbace, otevřené oči a bederní pás

Tabulka 5 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 5

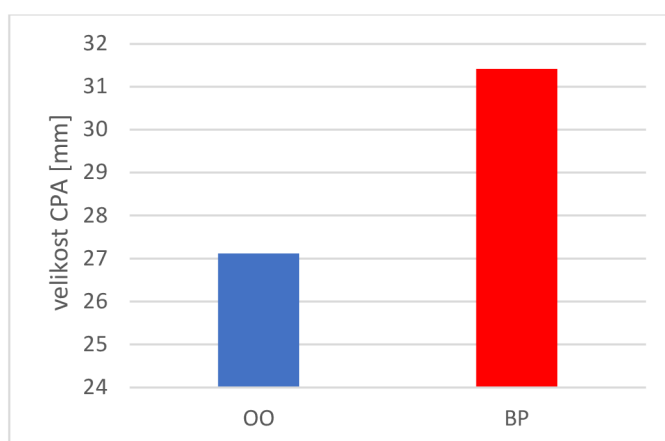
	min [mm]	max [mm]	průměr [mm]	medián [mm]	SD	hodnota p
OO	0,15	22,05	2,85	1,58	3,53	0,025
BP	0,18	24,02	6,70	2,27	7,36	

Legenda OO – očekávaná perturbace a otevřené oči, BP – očekávaná perturbace, otevřené oči a bederní pás, SD – směrodatná odchylka, min – minimální naměřená hodnota, max – maximální naměřená hodnota

Hypotéza H₀₆ Při očekávané interní perturbaci stoje vyvolané předpažením horních končetin s nasazeným bederním pásem za zrakové kontroly nebude velikost amplitudy CPA signifikantně menší oproti podmínkám bez nasazení bederního pásu.

Na základě Wilcoxonova párového testu jsme získali hodnotu **p=0,263**. Nulovou hypotézu **nemůžeme zamítnout**. Nebyl zde statisticky významný rozdíl ve velikosti amplitudy CPA za podmínek s nasazeným bederním pásem a za podmínek bez nasazení bederního pásu.

Obrázek 9 Grafické znázornění průměrného vychýlení amplitudy CPA za podmínek při a bez nasazení bederního pásu



Legenda OO – očekávaná perturbace a otevřené oči, BP – očekávaná perturbace, otevřené oči a bederní pás

Tabulka 6 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 6

	min [mm]	max [mm]	průměr [mm]	medián [mm]	SD	hodnota p
OO	5,35	53,88	31,42	32,16	8,85	0,263
BP	2,70	49,38	27,12	30,35	13,27	

Legenda OO – očekávaná perturbace a otevřené oči, BP – očekávaná perturbace, otevřené oči a bederní pás, SD – směrodatná odchylka, min – minimální naměřená hodnota, max – maximální naměřená hodnota

10 Diskuze

Výsledky prací posledních let prokázaly, že anticipatorní posturální nastavení hraje důležitou roli v posturální kontrole jedince. Na základě experimentální části naší práce předkládáme některé pohledy na anticipatorní posturální nastavení a jeho vliv na posturální stabilitu.

10.1 Diskuze k otázce č. 1

Jakým způsobem ovlivní očekávaná a neočekávaná interní perturbace stoje generování anticipatorního posturálního nastavení jedince?

Z výsledku k první hypotéze vyplývá, že iniciace pohybu COP byla u předvídatelného signálu, tedy u očekávané perturbace, vždy před časem t_0 neboli před začátkem pohybu HKK. Vychýlení COP v antero-posteriorním směru před časem t_0 prokázalo komponentu APA. Tento výsledek je v souladu s několika studiemi (Santos, Kanekar a Aruin, 2010b, s. 401; Aruin & Latash, 1995b, s. 330; Piscitelli et al., 2016, s. 7; Krishan, Aruin a Latash, 2011, s. 12). Pokud jedinec perturbaci očekává a zná její směr, CNS využije fenomén zvaný APA. Tento jev slouží k minimalizaci destabilizačních účinků perturbace na posturální stabilitu jedince.

Při neočekávané perturbaci stoje byla iniciace pohybu COP vždy po t_0 , což je v souladu s několika studiemi (Santos, Kanekar a Aruin, 2010b, s. 401; Mohapatra, Krishnan a Aruin, 2012, s. 179; Santos, Kanekar a Aruin, 2010 a, s. 393). Tento jev můžeme popsat jako kompenzační posturální reakci. Tyto reakce slouží k navrácení rovnováhy poté co byla perturbací narušena (Santos, Kanekar a Aruin, 2010b, s. 404) a jsou spuštěny na základě sensorické zpětné vazby (Park, Horak a Kuo, 2004, s. 421; Alexandrov et al., 2005, s. 319). Z výsledků je zřejmé, že schopnost CNS předvídat narušení stoje je velmi důležitá pro posturální kontrolu, ať jde o externě nebo interně vyvolanou perturbaci.

Zajímavé je, že naše výsledky neprokázaly jednu ze základních charakteristik APA, a to směrově specifickou odpověď. Když je perturbace očekávána a je předem znám i její směr, CNS moduluje APA v závislosti na směru perturbace. V případě naší studie by mělo dojít k anticipatornímu vychýlení COP posteriorním směrem, tak, jak to popsali Aruin & Latash (1995b, s. 331). Anticipatorní vychýlení COP v naší práci vykazovalo směrovou variabilitu, někdy došlo k vychýlení posteriorním směrem, jindy anteriorním. Tato proměnlivost v anticipatorním vychýlení COP může být vysvětlena tzv. obrácením APA. Krishnamoorthy & Latash (2005, s. 676-683) popsali, že CNS může pomocí APA generovat síly ovlivňující posturu ve směru působící perturbace tak dlouho, dokud je takto zajišťována

maximální stabilita jedince. Ve výše zmíněné studii byla použita jiná metodika výzkumu, která se lišila od naší. Ve výše zmíněné práci drželi probandi ve flektovaných pažích do 90° s plně extendovanými lokty závaží, které měli upustit rychlou bilaterální abdukci paží. Takto vyvolaná perturbace byla testována ve dvou situacích. V prvním případě stáli probandi v klidném postoji, v druhém případě měli za úkol přenášet hmotnost rytmicky ze špiček na paty (tj. kývat se v antero-posteriorním směru). Upustit závaží měli v různých fázích výkyvu tak, aby perturbace byla vyvolána buď v krajních pozicích, nebo ve středním postavení. Když je pozice těla blízko limitům stability a APA samotné by mohlo narušit stabilitu, CNS obrátí směr působení APA tak, aby vedlo do bezpečnějšího posturálního postavení. Podle této studie je tedy CNS schopna modulovat svalovou aktivitu spojenou s předvídatelnou perturbací k zajištění stability všech komponent volního pohybu. Autoři předpokládají, že k zajištění stability všech komponent pohybu CNS moduluje svalovou aktivitu během APA na základě EP-hypotézy. V naší práci byly velikost i směr perturbace předem známé. Posturální stabilita nebyla ovlivňována zmenšením BOS ani labilními plochami. Na základě výsledků studií (Aruin & Latash 1995b, s. 330; Shiratori & Latash, 2000, s. 621; Santos, Kanekar a Aruin, 2010a, s. 391) by mělo být generováno robustní směrově specifické APA. Možné vysvětlení směrové variability v antero-posteriorním směru dává výše zmíněná studie, podle které CNS využije obrácené APA k zabezpečení stability námi zvoleného volního pohybu.

Amplituda APA v naší práci vykazovala spíše malé výchylky COP (průměrně $2,85 \pm 3,30$ mm). Anticipatorní vychýlení COP ve studii Mohapatra, Kukkar a Aruin (2014, s. 147) bylo průměrně 14 ± 2 mm a ve studii Lee et al. (2018, s. 6) 42 ± 5 mm. Mochizuki, Ivanova a Garland (2004, s. 360) popsali, že pohyb paží maximální rychlostí může být probandem vnímán jako významné ohrožení stability. Ve studii Adkin et al. (2002, s. 167-169) je popsána redukce APA za podmínek posturálního ohrožení a strachu z pádu, kdy dochází ke zmenšení amplitudy APA. Předpokládáme, že interně vyvolaná perturbace maximální rychlostí a kinetická energie závaží, které probandi drželi v ruce, byla vyhodnocena jako ohrožení posturální stability. Na základě toho byla pravděpodobně generována výše zmíněná malá amplituda APA. Ze stejného důvodu předpokládáme, že mohlo dojít i ke vzniku obráceného APA.

Možným vysvětlením malé amplitudy APA může být změna C – command. Slijper & Latash (2004, s. 70) popsali, že ke snížení APA za podmínek měnící se stability dochází modulací C – command. Tato modulace ovšem nevede k preferenci koaktivačního svalového vzoru, ale ke změně základního recipročního vzoru. Tento typ kontroly, který vede k vytvoření momentů sil udržující klouby v rovnovážném postavení.

Cílem druhé hypotézy bylo hodnocení kompenzačních posturálních reakcí, respektive posouzení vlivu APA na CPA při očekávané a neočekávané interní perturbaci. Několik prací (Santos, Kanekar a Aruin, 2010a, s. 393; Santos; Mohapatra, Krishnan a Aruin, 2012, s. 179; Santos, Kanekar a Aruin, 2010b, s. 402) prokázalo přímou existenci vztahu mezi APA a CPA. Z našich výsledků však vyplývá, že APA generované pouze při očekávané perturbaci nemělo vliv na CPA. Nebyl zde statistický významný rozdíl mezi velikostí amplitudy CPA mezi očekávanou a neočekávanou perturbací. Při očekávané perturbaci je generováno mohutné APA, které vede k menší kompenzační reakci. Za podmínek neočekávané perturbace, kdy není generováno žádné APA, dojde naopak k větší kompenzační reakci.

Je důležité zmínit, že čím větší je CPA po perturbaci, tím větší je posturální nestabilita (Kanekar & Aruin, 2014a, s. 5). V našem případě byl rozdíl ve velikosti amplitudy CPA mezi očekávanou a neočekávanou perturbací zanedbatelný. V diskuzi k první hypotéze jsme poukázali na relativně malou amplitudu APA a tento výsledek jsme přisoudili posturální nestabilitě. Ze stejného důvodu předpokládáme, že nedošlo k signifikantnímu rozdílu vychýlení COP mezi očekávanou a neočekávanou perturbací. Za podmínek ohrožení stability CNS využije více protektivní strategii, zmenší robustnost APA (Adkin et al., 2002, s. 168) a podle studie Piscitelli et al. (2016, s. 14) dojde ke změně vzoru svalové aktivity z recipročního na ko-kontrakční. Jelikož se jednalo o interně vyvolanou perturbaci, CNS měla dopředu informace o velikosti nadcházející perturbace. Podmínky testových situací se lišily pouze v předvídatelnosti zaznění signálu. Z tohoto důvodu předpokládáme, že CNS využila stejnou protektivní strategii k zachování rovnováhy při očekávané i neočekávané perturbaci.

Na základě výsledků k první výzkumné otázce a na základě informací z dostupných studií lze uvést, že předvídatelnost perturbace vede ke generování APA a že interně vyvolaná perturbace provedená maximální rychlostí může být CNS vyhodnocena jako ohrožení posturální stability. Za těchto podmínek CNS využije protektivní strategii APA, aby se zajistila posturální stabilita jedince a v některých případech dojde i k tzv. obrácení APA.

Pokud jedinec předpaží maximální rychlostí, dojde k APA pouze při očekávané perturbaci, v opačném případě APA nevznikne. Obě situace jsou doprovázeny kompenzačním vychýlením COP, které označujeme jako kompenzační posturální reakce. Tyto reakce složí ke znovunabytí rovnováhy po předešlé perturbaci.

10.2 Diskuze k otázce č. 2

Jaký vliv má vizuální kontrola stoje na anticipatorní posturální nastavení jedince při interně vyvolané očekávané perturbaci?

Cílem druhé výzkumné otázky bylo zjistit, jakým způsobem ovlivní zraková kontrola generování APA. Teoretickým předpokladem byla studie Esposti et al. (2017, s. 1350-1359), v níž hodnotili vliv zrakové kontroly na APA při cíleném volném pohybu. Probandi se měli dotknout ukazovákem ruky cíle, který byl ve výši ramen vzdálený na délku paže. Tento pohyb byl proveden ve čtyřech situacích, ve kterých se pohybem hlavy a očí měnily vizuální informace o cíli. Každému pohybu předcházelo vyzvání k akci zazněním signálu. Pohyb měl být proveden maximální možnou rychlostí, ale tak, aby nebyl minut cíl. Výsledkem této studie bylo, že APA je generováno dříve za podmínek plné zrakové kontroly cíleného volního pohybu. Naše výsledky nejsou v souladu s touto prací, jelikož testování třetí hypotézy neprokázalo signifikantní rozdíl v iniciaci pohybu COP za podmínek zrakové kontroly a bez ní. Důvodem bude pravděpodobně rozdílnost testových situací, kdy v naší práci nešlo o cílený volní pohyb.

Obě testové situace vykazovaly komponentu APA, jelikož pohyb COP začal vždy před časem t_0 , tedy před začátkem perturbace. Zhang, Gao a Wang (2019, s. 400-406) uvádí, že zraková kontrola má výrazný vliv na APA, jelikož poskytuje většinu informací o nadcházející perturbaci. V této studii byla ovšem perturbace vyvolána externě. Probandi drželi v ruce táč, na který byl upuštěn sáček s pískem. V několika studiích se uvádí, že bez zrakové kontroly nedochází ke vzniku APA. Toto tvrzení je v rozporu s našimi výsledky, nicméně v těchto studiích byla rovnováha narušena nárazem kyvadla a probandi o této perturbaci nebyli předem nijak informováni (Mohapatra, Krishnan a Aruin, 2012, s. 179; Krishnan & Aruin, 2011a, s. 391; Santos, Kanekar a Aruin et al. 2010b, s. 401). Předpokládáme, že za podmínek interně vyvolané očekávané perturbace má CNS veškeré informace o plánovém pohybu předem k dispozici a z tohoto důvodů nehraje zraková kontrola roli při časování APA. Na základě našich výsledků můžeme říct, že při námi zvolené perturbaci bipedálního stoje nemá zraková kontrola vliv na časování APA.

Amplituda APA u obou testovaných situací ke čtvrté hypotéze byla relativně malá, ale naše výsledky prokázaly, že při zavřených očích dojde k jejímu signifikantnímu zvětšení. Jednou ze studií zabývajících se zrakovou kontrolou při pohybu HKK je práce Smeets et al. (2006, s. 18786). Tito autoři popisují, že kombinace vizuálních a propioceptivních informací nevede k vzájemné kalibraci. Za podmínek zrakové kontroly využívá CNS při pohybu HKK dominantně vizuální informace a na základě nich určuje pozici končetin. V práci Slijper & Latash (2004, s. 69) je uvedeno, že zavření očí CNS vyhodnocuje jako faktor přispívající posturální nestabilitě. Na základě výsledků usuzujeme, že CNS při námi zvolené perturbaci stoje využívá vizuální informace ke kontrole pohybujících se segmentů těla. Z tohoto důvodu

vyhodnocuje interně vyvolanou perturbaci bez zrakové kontroly jako více labilní, a tím pádem dochází k vytvoření mohutnějšího APA.

Generování malé amplitudy APA při námi zvolené perturbaci za zrakové kontroly jsme vysvětlili narušením posturální stability, která vedla ke spuštění protektivní strategie a snížení APA. Signifikantní zvětšení amplitudy při zavřených očích a stejném typu perturbace nás vede k závěru, že v závislosti na měnících se podmínkách CNS využívá jiné strategie APA. Na základě našeho měření nemůžeme určit, jaké jiné strategie CNS využila při zavřených očích. Naše tvrzení je v souladu s několika studiemi (Piscitelli et al., 2016, s. 9-15; Adkin et al., 2002, s. 168; Hall et al., 2009, s. 973-974; Santos & Aruin, 2009, s.539; Lee, Goyal a Aruin, 2018, s. 405). Tyto strategie mohou následně vést ke zvětšení amplitudy APA a to je možné, když stabilita není narušena zmenšením opěrné báze (Shiratori & Latash, 2000, s. 621).

Stejně jako u první hypotézy, i zde APA vykazovalo směrovou variabilitu v antero-posteriorním směru. Předpokládáme, že CNS vyhodnotila námi zvolenou perturbaci jako ohrožení posturální stability, a proto došlo k obrácení APA.

Na základě našich výsledků a podle dostupných informací usuzujeme, že iniciace APA při námi zvoleném charakteru perturbace není ovlivněna zrakovou kontrolou. Důvodem by mohla být informovanost CNS o časování a mohutnosti perturbace. Amplituda APA je na druhou stranu zrakovou kontrolou ovlivněna, pravděpodobně z důvodu menší segmentální kontroly HKK, která klade větší nároky na posturální kontrolu bipedálního stoje. Je zřejmé, že zraková kontrola hraje důležitou roli v posturální kontrole interně perturbovaného stoje a na základě dostupnosti vizuálních informací dochází k modulaci APA.

10.3 Diskuze k otázce č. 3

Jakým způsobem ovlivní nasazení bederního pásu generování APA za podmínek interně vyvolané, očekávané perturbace za zrakové kontroly?

Stabilita trupu, respektive stabilita bederní páteře (Lp), je zajišťována koaktivační svalovou souhrou, která vytváří nitrobřišní tlak (IAP) (Cholewicki et al. 1999, s. 392). Shahvarpour et al. (2018, s. 23) prokázali snížení rozsahu pohybu (ROM) bederní páteře při nošení bederního pásu a dále pokles intenzity bolesti a zmenšení obav spojených s bolestí. Bederní pás podporuje zvýšení IAP, ale mechanismus účinku je čistě pasivní, jelikož jeho nošení zároveň snižuje aktivitu trupového svalstva (Cholewicki et al., 2007, s. 1735; Ludwig, Preuss a Larivière 2019, s. 49).

Testování páteřní hypotézy prokázalo, že nasazení bederního pásu při námi zvolené perturbaci vede k signifikantnímu zvětšení amplitudy APA.

Změna v charakteristice APA či změna posturálního chování při působení různých vnějších faktorů je popsána v několika studiích (Lee, Goyal a Aruin, 2018; Slijper & Latash 2000; 2004; Hall et al., 2009). Chybí však práce popisující vliv bederního pásu na APA. Lee, Goyal a Aruin (2018, s. 404) uvádějí, že při stoje s lehkým dotykem prstu pevného povrchu se snižuje oscilace COP. Několik studií prokázalo podobný fenomén u APA, kdy lehký dotyk prstu vedl k jeho snížení (Slijper & Latash, 2000, s. 89; Slijper & Latash, 2004, s. 62; Hall et al., 2009, s. 974). Hall et al. (2009, s. 975-976) uvádějí, že CNS využije vnitřní mapu tělesného schématu a modelu vnějšího prostředí na základě propioceptivních informací, které začlení do programů posturální přípravy. Z tohoto důvodu je CNS schopná využít jakoukoliv část těla ke zvýšení posturální stability, což vede ke snížení APA.

Domnívali jsme se, že stejně jako lehký dotyk prstu, by mohlo vést i nasazení bederního pásu k podobné změně APA. Náš předpoklad, že CNS vyhodnotí bederní pás jako faktor podporující posturální stabilitu, a z tohoto důvodu dojde ke zmenšení amplitudy APA, byl mylný. Jak je popsáno ve studii Cholewicki et al. (2010, s. 8), k neuromuskulární adaptaci dochází ihned po nasazení bederního pásu. Tato adaptace je pravděpodobně výsledkem zvýšené tuhosti trupu a zvýšené stimulaci kožních receptorů. Bederní pás nicméně neposkytuje externí podporu ve smyslu opory o jiný pevný předmět v okolí jedince. Předpokládáme, že i když CNS adaptuje bederní pás do vnitřního tělesného schématu na základě propioceptivních informací, nevyhodnotí ho jako faktor, který by zvětšoval posturální stabilitu tak, jak bylo popsáno ve výše zmíněných studiích. Z tohoto důvodu nedošlo ke snížení amplitudy APA.

Zvětšení amplitudy APA ve výsledcích páteřní hypotézy nastalo pravděpodobně omezením ROM páteře nasazením bederního pásu. V souladu s tímto tvrzením jsou Horak & Nashner (1986, s. 1378-1380), kteří popsali, že rovnováha závisí na pohybu trupu. Se stejným tvrzením přišli i Mok & Hodges (2013, s. 309) uvádějící, že pohyb bederní páteře hraje důležitou roli v posturální kontrole. Zpevnění trupu společně s omezením ROM mohlo být vyhodnoceno jako ohrožení posturální stability a z tohoto důvodu došlo k větší anticipační odpovědi, respektive k větší amplitudě APA. Toto tvrzení je v souladu se studiemi Shiratori & Latash (2000, s. 621) a Chen, Lee a Aruin (2017, s. 173), kteří prokázali, že pokud není stabilita ohrožena zmenšením BOS, může dojít ke zvětšení APA. V naší práci nebyla BOS nijak ovlivněna, a proto se domníváme, že CNS vytvořila větší APA oproti podmínkám, kdy probandi neměli nasazený bederní pás.

Naše výsledky poukazují na schopnost CNS modulovat APA v závislosti na měnících se vnějších podmínkách tak, jak popisuje několik studií (Piscitelli et al., 2016, s. 9-15; Adkin et al., 2002, s. 168; Hall et al., 2009, 973-674; Santos & Aruin, 2009, s. 539; Lee, Goyal a Aruin et al., 2017). Studie autorů Santos & Aruin (2009, s. 539) uvádějí, že CNS využívá různé strategie APA i za podmínek posturální nerovnováhy. Jednou z nich je zvýšení anticipační aktivity svalů trupu a dolních končetin. Tato strategie je nejvíce podobná klasickému recipročnímu vzoru a je využívána při malém ohrožení stability. Při větším ohrožení se využívá zapojení ko-kontrakčního vzoru agonistů a antagonistů. Další možností je využití protektivní strategie, která vede ke snížení APA.

Signifikantní zvětšení amplitudy APA při aplikaci bederního pásu nás vede k závěru, že CNS využila jinou strategii než protektivní, která byla diskutována u interní perturbace se zrakovou kontrolou. Na základě našeho měření nejsme schopni určit, jakou strategii CNS využila.

Delafontaine et al. (2018, s. 7-10) zkoumali hypomobilitu kolenního kloubu vyvolanou kolenní ortézou a její vliv na APA při iniciaci krokového cyklu. Došli k závěru, že při iniciaci kroku s kolenní ortézou dochází ke zvětšení amplitudy APA v mediolaterálním směru, zároveň se snižuje amplituda APA v antero-posteriorním směru ve srovnání s kontrolní skupinou. Autoři předpokládají, že CNS nastaví globální referenční souřadnice před zahájením pohybu. Tyto souřadnice jsou vytvořeny na základě aktuálního vnitřního schématu posturálního systému jedince, dynamice úkolu a na zkušenosti jedince s motorickým úkolem. CNS poté plánuje APA tak, aby bylo dosaženo požadovaných referenčních souřadnic. Autoři výše zmíněné studie použili na rozdíl od nás jiný typ motorického úkolu vyvolávající více latero-laterální perturbaci a jiný druh ortézy. Bederní pás i kolenní ortéza snižují ROM daného segmentu, a proto se domníváme, že mohlo dojít k podobným změnám APA i v naší práci. Podle našeho názoru došlo ke zvětšení amplitudy APA na základě začlenění bederního pásu do vnitřního schématu jedince. To vedlo ke změně v nastavení referenčních souřadnic před zahájením pohybu podle RC – hypotézy.

Testování šesté hypotézy prokázalo, že při nasazení bederního pásu nedošlo k signifikantnímu zmenšení amplitudy CPA. Tento výsledek odporuje klasickému vztahu mezi CPA a APA, kdy generování APA při očekávané perturbaci vede ke snížení výchylky CPA po perturbaci (Santos, Kanekar a Aruin, 2010a, s. 393; Santos, Kanekar a Aruin, 2010b, s. 402; Mohapatra, Krishnan a Aruin, 2012, s. 179). Z našich výsledků vyplývá, že při aplikaci bederního pásu došlo ke zvětšení amplitudy APA, takže by podle výše zmíněných studií mělo dojít ke snížení amplitudy CPA. Možným vysvětlením může být

zhoršená posturální kontrola trupu současně s omezením ROM bederní páteře. V souladu s tímto tvrzením jsou studie Reeves et al. (2006), Grüneberg et al. (2004) a Mok & Hodges (2013).

Reeves et al. (2006, s. 697-698) popisují zhoršení posturální kontroly trupu při aplikaci bederního pásu. Grüneberg et al. (2004, s. 474-484) prokázali, že pasivní zpevnění trupu a kyčelních kloubů zvyšuje pravděpodobnost ztráty rovnováhy. Probandi měli nasazený korset, který redukoval buď ROM v kyčelních kloubech nebo v kyčelních kloubech a trupu. S tímto korsetem poté byli vystaveni externí perturbaci vyvolané pohybem plošiny. Autoři došli k závěru, že pasivní zvýšení tuhosti kloubů vede ke změně pohybových vzorů využívaných při udržování rovnováhy. Dalším poznatkem zmíněné studie bylo, že zdraví jedinci nejsou schopni rychle upravovat pohybové strategie kvůli tomuto zpevnění. Toto ovšem není případ naší práce, jelikož probandi byly vystaveni očekávané interní perturbaci a přesně věděli o jejím začátku. Mok & Hodges (2013, s. 311) uvádějí, že i když je rovnováha zajišťována koordinací více segmentů v kinematickém řetězci, redukce pohybu bederní páteře nemůže být kompletně kompenzována pohyby v přilehlých segmentech. Znovunabytí rovnováhy s nasazeným bederním pásem je z tohoto důvodu redukováno. Rozdílem výše zmíněné studie a naší práce je metodika výzkumu, kdy Mok & Hodges (2013) použili k perturbaci stoje translaci plošiny. Předpokládáme ale, že aplikace bederního pásu při námi zvolené perturbaci měla stejný účinek, jelikož nedošlo ke zmenšení amplitudy CPA navzdory generování APA. Podle našeho názoru nasazení bederního pásu při námi zvolené perturbaci mohlo vést ke zvýšení nestability jedince.

Signifikantní zvětšení APA při aplikaci bederního pásu poukazuje na schopnost CNS adaptovat bederní pás do vnitřního tělesného schématu a dále na schopnost přizpůsobit APA měnícím se podmínkám. Na základě dostupných informací a na základě našich výsledků předpokládáme, že bederní pás nepodporuje posturální stabilitu a za určitých situací ji díky omezenému ROM bederní páteře může ohrozit. Bederní pás efektivně pomáhá při léčbě bolesti bederní páteře, přispívá ke zpevnění trupu a do jisté míry omezuje pohyb bederní páteře, což se využívá hlavně po operacích páteře. Dále je jeho využití možné u pacientů, kteří neumí správně distribuovat IAP. Bederní pás pak mohou využívat jako podporu IAP, což vede k větší stabilitě páteře při vykonávání běžných denních činností (Lariviere et al., 2019, s. 18-19). Na druhou stranu nošení bederního pásu snižuje aktivitu trupového svalstva a jeho dlouhodobé užívání může vést k redukci aktivního zpevnění trupu pomocí koaktivace trupového svalstva. To může mít za následek zvýšení nestability páteře (Cholewicki et al., 2007, s. 1735).

10.4 Shrnutí výsledků

K popisu anticipatorního posturálního nastavení jedince jsme využili silovou plošinu a pomocí COP jsme zkoumali biomechanické účinky APA na posturální kontrolu a posturální stabilitu jedince. Hodnotili jsme velikost amplitudy APA před t_0 , iniciaci pohybu COP a velikost amplitudy CPA.

Z našich výsledků je zřejmé, že časování APA je závislé na tom, zda je jedinec schopen předvídat zaznění signálu. Za podmínek, kdy proband dopředu věděl o zaznění signálu vyzývajícího k pohybu, generoval APA. Když toto nemohl předvídat, jelikož zaznění signálu nebylo předem oznámeno, nedošlo k žádné anticipační reakci, která by byla viditelná na změně pozice COP, což je v souladu s těmito studiemi (Santos, Kanekar a Aruin, 2010a, s. 393; Santos, Kanekar a Aruin, 2010b, s. 402; Mohapatra, Krishnan a Aruin, 2012, s. 179; Krishnan & Aruin, 2011a, s. 391).

Z našich výsledků rovněž vyplývá, že zraková kontrola nemá vliv na iniciaci APA při námi zvolené očekávané interní perturbaci stoje. Důvodem je podle našeho názoru informovanost CNS o časování a mohutnosti nadcházející perturbaci.

Z výsledků lze dále vyčíst, že změna amplitudy APA nastala, když se měnily podmínky zrakové kontroly, nebo když měli probandi nasazený bederní pás. Při námi zvolené perturbaci bez zrakové kontroly došlo k signifikantnímu zvětšení amplitudy APA oproti situaci se zrakovou kontrolou. Zvětšení APA při zavřených očích je podle našeho názoru dáno omezením segmentální kontroly HKK, tak jak popisují Smeets et al. (2006, s. 18786) a dále kvůli zhoršení stability jedince při stoji bez zrakové kontroly. Tento jev byl popsán ve studii Slijper & Latash (2004, s. 69).

S nasazeným bederním pásem oproti podmínkám bez jeho nasazení došlo opět k signifikantnímu zvětšení APA. Toto zvětšení bylo pravděpodobně díky omezení pohybu L_p vyvolané jeho aplikací, která vedla ke zhoršení posturální kontroly a následně k větší nestabilitě jedince při perturbaci. Z těchto výsledků je zřejmé, že CNS dokáže APA přizpůsobit měnícím se vnějším podmínkám. Tato tvrzení jsou v souladu s několika studiemi (Piscitelli et al., 2016, s. 9-15; Adkin et al., 2002, s. 168; Hall et al., 2009, s. 973-974; Santos & Aruin, 2009, s. 539; Lee, Goyal a Aruin, 2017, s. 405;).

Velikost amplitudy CPA hodnotila posturální stabilitu jedince a vliv APA na ní. Kanekar & Aruin (2014a, s. 5) popisují, že čím větší je kompenzační reakce, tím více byla narušena rovnováha. Santos, Kanekar a Aruin (2010a, s. 39) prokázali přímý vztah APA a CPA, kdy vznik anticipační reakce vede ke snížení kompenzační reakce.

Velikost amplitudy CPA viditelné na změně pozice COP po t_0 se signifikantně nelišila mezi očekávanou a neočekávanou perturbací. Ke stejnému výsledku došlo s nasazeným bederním pásem a bez něj. V prvním případě, tedy při hodnocení očekávané a neočekávané perturbace, předpokládáme, že CNS využila v obou případech k udržení stability stejnou strategii. Adkin et al. (2002, s. 168) ji popsali jako protektivní. Tyto dvě situace se lišily pouze v předvídatelnosti zaznění signálu, a jelikož probandi byli s charakterem perturbace předem seznámeni, mohla CNS využít tuto strategii v obou případech. Signifikantní změna v amplitudě CPA nenastala ani při testových situacích zkoumající vliv bederního pásu. K tomuto výsledku došlo kvůli omezení posturální kontroly trupu tak, jak popisují Revees et al. (2006, s. 697-698) a Mok & Hodges (2013, s. 311). Dalším důvodem může být snížení pohyblivosti L_p , která vede k narušení stability jedince. Toto tvrzení je v souladu Horak & Nashner (1986, s. 1378-1380) a Grüneberg et al. (2006, s. 480).

Zajímavé na našich výsledcích bylo, že APA vykazovalo směrovou předozadní variabilitu. V 77,8 % případů byl anticipační pohyb COP anteriorním směrem a v 22,2 % posteriorním. Za podmínek námi zvolené perturbace by mělo dojít vždy k anticipačnímu vychýlení COP v posteriorním směru, kdy je tento pohyb doprovázen zvýšením svalové aktivity na dorsální straně těla (Aruin & Latash, 1995b, s.331; Shiratori & Latash, 2000, s. 621). Tuto variabilitu pohybu COP vysvětlujeme generováním obráceného APA tak, jak popsal Krishnamoorthy & Latash (2005, s. 683). Tento předpoklad bohužel nemůžeme zcela potvrdit, jelikož součástí naší práce nebyla EMG analýza svalových vzorců typických pro APA.

Všechny testové situace vykazovaly spíše malou amplitudu APA. Kromě výše zmíněných předpokladů, kterými jsme vysvětlili generování malé amplitudy APA, může být tento jev objasněn pomocí RC-hypotézy. Při měnící se stabilitě dochází ke změně C – command, a to vede k malému APA. Změna v C – command nevede k upřednostnění koaktivačního svalového vzoru, ale k modulaci recipročního. Tento jev popsal Slijper & Latash (2004, s. 70)

I když APA vykazovalo směrovou variabilitu, pohyb COP po t_0 měl vždy anteriorní směr.

10.5 Přínos pro klinickou praxi

Poruchy rovnováhy a s tím spojené pády jsou velmi běžné u starší populace a u jedinců s neurologickým postižením, jako je CMP či RS. Častým následkem pádu jsou zlomeniny vedoucí k imobilizaci, dekonkoci a tím pádem ke zhoršení kvality života. Zhoršení posturální

kontroly je doprovázeno i porušenou schopností generovat APA (Curuk, Lee a Aruin; 2020, s. 4; Aruin, Kanekar a Lee, 2015, s. 185; Bleuse et al., 206, s. 209-210). Schopnost CNS tvořit APA je tedy velmi důležité pro posturální stabilitu.

Anticipatorní posturální nastavení CNS využívá k udržení stability před nadcházející perturbací. Náš způsob testování dovoluje analyzovat biomechanické účinky APA na posturální stabilitu jedince. Ze získaných dat je možné popsat časoprostorovou charakteristiku APA. Na základě iniciace pohybu COP můžeme určit délku periody APA nebo čas jeho vzniku. Dále lze analyzovat velikost amplitudy APA, velikost amplitudy CPA a trajektorii COP. Podle velikosti CPA jsme schopni popsat velikost perturbace a její vliv na stabilitu jedince. Čím větší je CPA, tím větší je i narušení rovnováhy. Na základě trajektorie COP lze určit směr anticipační výchylky, a tím určit, jaký vliv na posturu má námi zvolená perturbace. Z daných výsledků je poté možné charakterizovat modulaci APA za námi zvolených podmínek. Výhodou tohoto měření je relativně snadná příprava a krátká testovací doba.

10.6 Limity studie

Tato práce má několik limitací. Jednou z nich je malý počet testovaných jedinců. Další limitací bylo zaznamenávání dat ze silové plošiny a z akcelerometrů na dva různé počítače. Na základě toho mohlo dojít ke zkreslení výsledků, jelikož zde byla pravděpodobnost vzniku jisté diskrepance v čase spuštění analýzy na obou zařízeních současně. Pro ucelenější popis APA by bylo vhodné využít synchronizované měření více metod k hodnocení pohybu. Doplnění práce o elektromyografické hodnocení svalové aktivity by nám mohlo potvrdit některé výše zmíněné domněnky o neurálních mechanismech kontroly pohybu. Připojení kinematické analýzy by pomohlo ozřejmit vliv APA na segmentální kontrolu pohybu za měnících se podmínek.

11 Závěr

Výsledky naší práce ukazují na schopnost CNS měnit strategie posturální kontroly v závislosti na měnících se podmínkách. Tato práce testovala vliv předvídatelnosti zaznění signálu na posturální kontrolu, respektive jakým způsobem bude jedinec reagovat na očekávanou a neočekávanou interní perturbaci stoje. Dále zkoumala vliv zrakové kontroly a bederního pásu na APA.

Z našich výsledků je zřejmé, že při očekávané perturbaci dojde k pohybu COP vždy před jejím začátkem. Tento fenomén je popsán jako APA. Při neočekávané perturbaci dojde k pohybu COP vždy až po jejím vzniku. Vychýlení COP po perturbaci označujeme jako CPA. Tyto dvě popsané komponenty posturální kontroly jsou úzce spjaty a vznik APA má za následek snížení CPA. V našem případě k tomuto jevu nedošlo, jelikož zde nebyl signifikantní rozdíl mezi CPA při očekávané a neočekávané perturbaci. Možné vysvětlení bylo v naší práci podáno, nicméně by bylo přínosné bližší prozkoumání dané situace.

Dále bylo zjištěno, že zraková kontrola neměla v našem experimentu vliv na vznik APA, ale měnila amplitudu APA. Iniclace APA není ovlivněna zrakovou kontrolou při interně vyvolané očekávané perturbaci stoje na základě informovanosti CNS o jejím časování a mohutnosti. Z tohoto důvodu nebyl v naší práci signifikantní rozdíl v iniciaci APA.

Signifikantní změna v amplitudě APA nám ukazuje na vliv zrakové kontroly v doméně posturální kontroly při interně perturbovaném stoji. Její zvětšení připisujeme faktu, že zavření očí je CNS vyhodnoceno jako ohrožení posturální stability. Vyřazení zrakové kontroly je dále spojeno se zhoršením segmentální kontroly HKK při námi zvolené perturbaci, která dále přispívá k narušení stability jedince.

Dalším poznatkem této práce bylo, že CNS dokáže adaptovat bederní pás do vnitřního schématu posturální kontroly, což mělo za následek zvýšení amplitudy APA. Ke zvětšení APA došlo podle našeho názoru vlivem zhoršení posturální kontroly trupu a dále omezením ROM bederní páteře. Zajímavé na našich výsledcích je to, že ani zde nedošlo ke zmenšení CPA navzdory tomu, že APA bylo prokazatelně generováno. Nesignifikantní změnu v CPA popisujeme již výše zmíněnou sníženou pohyblivostí bederní páteře a zhoršenou posturální kontrolou. Tento výsledek nás přivádí k závěru, že bederní pás může mít významný vliv na konkrétní parametry posturální stability jedince.

Referenční seznam

ADKIN, Allan L., James S. FRANK, Mark G. CARPENTER a Gerhard W. PEYSAR. Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental Brain Research* [online]. 2002, **143**(2), 160-170 [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1007/s00221-001-0974-8. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-001-0974-8>

ALEXANDROV, Alexei V., Alexander A., FROLOV, Fay B., HORAK, P. CARLSON-KUHTA a S. PARK. Feedback equilibrium control during human standing. *Biological Cybernetics* [online]. 2005, **93**(5), 309-322 [cit. 2021-7-16]. DOI: 10.1007/s00422-005-0004-1. ISSN 0340-1200. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00422-005-0004-1>

ARGHAVANI, Hamed, Vahid ZOLAKTAF a Shahram LENJANNEJADIAN. Comparing the effects of anticipatory postural adjustments focused training and balance training on postural preparation, balance confidence and quality of life in elderly with history of a fall. *Aging Clinical and Experimental Research* [online]. 2019, **32**(9), 1757-1765 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1007/s40520-019-01358-5. ISSN 1720-8319. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs40520-019-01358-5>

ARUIN, Alexander S. a Mark L. LATASH. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research* [online]. 1995a, **106**(2) [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1007/BF00241125. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF00241125>

ARUIN, Alexander S. a Takako SHIRATORI. Anticipatory postural adjustments while sitting: The effects of different leg supports. *Experimental Brain Research* [online]. 2003, **151**(1), 46-53 [cit. 2021-03-06]. DOI: 10.1007/s00221-003-1456-y. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-003-1456-y>

ARUIN, Alexander S. a Takako SHIRATORI. The effect of the amplitude of motor action on anticipatory postural adjustments. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2004, **14**(4), 455-462 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2003.12.002. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S105064110300155X>

ARUIN, Alexander S. Enhancing Anticipatory Postural Adjustments: A Novel Approach to Balance Rehabilitation. *Journal of Novel Physiotherapies* [online]. 2016, **06**(02)

[cit. 2021-7-25]. DOI: 10.4172/2165-7025.1000e144. ISSN 21657025. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4913780/>

ARUIN, Alexander S. The Effect of Changes in the Body Configuration on Anticipatory Postural Adjustments. *Motor Control* [online]. 2003, 7(3), 264-277 [cit. 2021-03-17]. DOI: 10.1123/mcj.7.3.264. ISSN 1087-1640. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/mcj/7/3/article-p264.xml>

ARUIN, Alexander S. a Mark L. Latash. Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* [online]. 1996, 101(6), 497-503 [cit. 2021-03-06]. DOI: 10.1016/S0013-4694(96)95219-4. ISSN 00134694. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921884X96952194>

ARUIN, Alexander S., a Mark L. LATASH. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Experimental Brain Research* [online]. 1995b, 103(2) [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1007/BF00231718. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF00231718>

ARUIN, Alexander S., Ida NEYMAN, John J. NICHOLAS a Mark L. LATASH. Are there deficits in anticipatory postural adjustments in Parkinson's disease? *NeuroReport* [online]. 1996, 7(11), 1794-1796 [cit. 2021-03-14]. DOI: 10.1097/00001756-199607290-00021. ISSN 0959-4965. Dostupné z: https://journals.lww.com/neuroreport/Abstract/1996/07290/Are_there_deficits_in_anticipatory_postural.21.aspx

ARUIN, Alexander S., Mary MAYKA a Takako SHIRATORI. Could a motor action that has no direct relation to expected perturbation be associated with anticipatory postural adjustments in humans? *Neuroscience Letters* [online]. 2003, 341(1), 21-24 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1016/S0304-3940(03)00080-6. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0304394003000806?via%3Dihub>

ARUIN, Alexander S., Mohan GANESAN a Yunju LEE. Improvement of postural control in individuals with multiple sclerosis after a single-session of ball throwing exercise. *Multiple Sclerosis and Related Disorders* [online]. 2017, 17, 224-229 [cit. 2021-03-14]. DOI: 10.1016/j.msard.2017.08.013. ISSN 22110348. Dostupné z: [https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2211-0348\(17\)30196-7](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2211-0348(17)30196-7)

ARUIN, Alexander S., Neeta KANEKAR a Yun-Ju LEE. Anticipatory and compensatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis in response to external perturbations. *Neuroscience Letters* [online]. 2015, 591, 182-186 [cit. 2021-03-14].

DOI: 10.1016/j.neulet.2015.02.050. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0304394015001640?via%3Dihub>

ARUIN, Alexander S., Neeta KANEKAR, Yun-Ju LEE a Mohan GANESAN. Enhancement of anticipatory postural adjustments in older adults as a result of a single session of ball throwing exercise. *Experimental Brain Research* [online]. 2015, **233**(2), 649-655 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1007/s00221-014-4144-1. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-014-4144-1>

ARUIN, Alexander S., William R. FORREST a Mark L. LATASH. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* [online]. 1998, **109**(4), 350-359 [cit. 2021-03-06]. DOI: 10.1016/S0924-980X(98)00029-0. ISSN 0924980X. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0924980X98000290>

BARLAAM, Fanny, Carole FORTIN, Marianne VAUGOYEAU, Christina SCHMITZ a C. ASSAIANTE. Development of action representation during adolescence as assessed from anticipatory control in a bimanual load-lifting task. *Neuroscience* [online]. 2012, **221**, 56-68 [cit. 2021-03-23]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2012.06.062. ISSN 03064522. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S030645221200680X>

BLEUSE, Séverine, François CASSIM, Jean-Louis BLATT, Etienne LABYT, Philippe DERAMBURE, Jean-Daniel GUIEU a Luc DEFEBVRE. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait & Posture* [online]. 2006, **24**(2), 203-210 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.09.001. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636205001736?via%3Dihub>

BOUISSET, Simon a Maurice ZATTARA. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics* [online]. 1987, **20**(8), 735-742 [cit. 2021-03-03]. DOI: 10.1016/0021-9290(87)90052-2. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0021929087900522?via%3Dihub>

BOUISSET, Simon, James RICHARDSON a Maurice ZATTARA. Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value? *Experimental Brain Research* [online]. 2000, **132**(1), 79-86 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1007/s002219900228. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s002219900228>

CIGNETTI, Fabien, Pierre-Yves CHABEAUTI, Heidi SVEISTRUP, Marianne. VAUGOYEAU a Christine ASSAIANTE. Updating process of internal models of action as assessed from motor and postural strategies in children. *Neuroscience* [online]. 2013, **233**, 127-138 [cit. 2021-03-23]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2012.12.04. ISSN 03064522. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0306452212012353?via%3Dihub>

CORDO, Paul J., a Lewis M. NASHNER. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1982, **47**(2), 287-302 [cit. 2021-02-28]. DOI: 10.1152/jn.1982.47.2.287. ISSN 0022-3077. Dostupné z: https://journals.physiology.org/doi/abs/10.1152/jn.1982.47.2.287?rfr_dat=cr_pub++0pubmed&url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org

CREATH, Rob, Tim KIEMEL, Fay B. HORAK a John J. JEKA. The role of vestibular and somatosensory systems in intersegmental control of upright stance. *Journal of Vestibular Research*, 2008, 18.1: 39-49.

CURUK, Etem, Yunju LEE a Alexander S. ARUIN. Individuals With Stroke Use Asymmetrical Anticipatory Postural Adjustments When Counteracting External Perturbations. *Motor Control* [online]. 2019, **23**(4), 461-471 [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1123/mc.2018-0083. ISSN 1087-1640. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/mcj/23/4/article-p461.xml>

CURUK, Etem, Yunju LEE a Alexander S. ARUIN. Individuals with stroke improve anticipatory postural adjustments after a single session of targeted exercises. *Human Movement Science* [online]. 2020, **69** [cit. 2021-03-13]. DOI: 10.1016/j.humov.2019.102559. ISSN 01679457. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0167945719304336?via%3Dihub>

DE AZEVEDO, Alexandre Kretzer e Castro, Renato CLAUDINO, Josilene Souza CONCEIÇÃO, Alessandra SWAROWSKY, Márcio José dos SANTOS a Mikhail A. LEBEDEV. Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to External Lateral Shoulder Perturbations in Subjects with Parkinson's Disease. *PLOS ONE* [online]. 2016, **11**(5) [cit. 2021-03-14]. DOI: 10.1371/journal.pone.0155012. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4859498/>

DE GRAAF-PETERS, Victorine B., Hanneke BAKKER, Leo A. VAN EYKERN, Bert OTTEN a Mijna HADDERS-ALGRA. Postural adjustments and reaching in 4- and 6-month-old infants: an EMG and kinematical study. *Experimental Brain Research* [online].

2007, **181**(4), 647-656 [cit. 2021-03-23]. DOI: 10.1007/s00221-007-0964-6. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-007-0964-6>

DELAFONTAINE, Arnaud, Paul FOURCADE, Jean-Louis HONEINE, Sebastien DITCHARLES a Eric YIOU. Postural adaptations to unilateral knee joint hypomobility induced by orthosis wear during gait initiation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2017, **20**(sup1), S53-S54 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1080/10255842.2017.1382857. ISSN 1025-5842. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255842.2017.1382857>

DI RIENZO, Franck, Fanny BARLAAM, Sébastien DALIGAULT, Claude DELPUECH, Alice C. ROY, Olivier BERTRAND, Karim JERBI a Christina SCHMITZ. Tracking the acquisition of anticipatory postural adjustments during a bimanual load-lifting task: A MEG study. *Human Brain Mapping* [online]. 2019, **40**(10), 2955-2966 [cit. 2021-6-1]. DOI: 10.1002/hbm.24571. ISSN 10659471. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/hbm.24571>

DIEDRICHSEN, Jörn, Timothy VERSTYNEN, Steven L. LEHMAN a Richard B. IVRY. Cerebellar Involvement in Anticipating the Consequences of Self-Produced Actions During Bimanual Movements. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2005, **93**(2), 801-812 [cit. 2021-6-1]. DOI: 10.1152/jn.00662.2004. ISSN 0022-3077. Dostupné z: https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.00662.2004?rfr_dat=cr_pub++0pubmed&url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org

ESPOSTI, Roberto, Carlo BRUTTINI, Francesco BOLZONI a Paolo CAVALLARI. Anticipatory Postural Adjustments associated with reaching movements are programmed according to the availability of visual information. *Experimental Brain Research* [online]. 2017, **235**(5), 1349-1360 [cit. 2021-03-18]. DOI: 10.1007/s00221-017-4898-3. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-017-4898-3>

GRÜNEBERG, Christian, Bass BLOEM, Flurin HONEGGER a John ALLUM. The influence of artificially increased hip and trunk stiffness on balance control in man. *Experimental Brain Research* [online]. 2004, **157**(4) [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1007/s00221-004-1861-x. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00221-004-1861-x.pdf>

HADDERS-ALGRA, Mijna. Variation and Variability: Key Words in Human Motor Development. *Physical Therapy* [online]. 2010, **90**(12), 1823-1837 [cit. 2021-03-23]. DOI: 10.2522/ptj.2010000. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/90/12/1823/2737889>

HALL, Leanne M., Sandra G., BRAUER, Fay B. HORAK a Paul W. HODGES. The effect of Parkinson's disease and levodopa on adaptation of anticipatory postural adjustments. *Neuroscience* [online]. 2013, **250**, 483-492 [cit. 2021-03-14]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2013.07.006. ISSN 03064522. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0306452213005812?via%3Dihub>

HALL, Leanne M., Sandra G. BRAUER, Fay B. HORAK a Paul W. HODGES. Adaptive Changes in Anticipatory Postural Adjustments With Novel and Familiar Postural Supports. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2010, **103**(2), 968-976 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1152/jn.00479.2009. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.00479.2009>

HEDBERG, Åsa, Eva Brogren CARLBERG, Hans FORSSBERG a Mijna HADDERS-ALGRA. Development of postural adjustments in sitting position during the first half year of life. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 2005, **47**(5), 312-320 [cit. 2021-03-23]. DOI: 10.1017/S0012162205000605. ISSN 0012-1622. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1469-8749.2005.tb01142.x?sid=nlm%3Apubmed>

HEDBERG, sa, Hans FORSSBERG a Mijna HADDERS-ALGRA. Postural adjustments due to external perturbations during sitting in 1-month-old infants: evidence for the innate origin of direction specificity. *Experimental Brain Research* [online]. 2004, **157**(1), 10-17 [cit. 2021-03-22]. DOI: 10.1007/s00221-003-1811-z. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-003-1811-z>

HODGES, Paul W., Victor S. GURFINKEL, Simon BRUMAGNE, T. C. SMITH a Paul J. CORDO. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research* [online]. 2002, **144**(3), 293-302 [cit. 2021-02-23]. DOI: 10.1007/s00221-002-1040-x. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-002-1040-x>

HORAK, Fay. B. a Lewis. M. NASHNER. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology* [online]. 1986, **55**(6), 1369-1381 [cit. 2021-7-5]. DOI: 10.1152/jn.1986.55.6.1369. ISSN 0022-3077. Dostupné z: https://journals.physiology.org/doi/abs/10.1152/jn.1986.55.6.1369?rfr_dat=cr_pub++0pubmed&url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org

HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, **35**(suppl_2), ii7-

ii11 [cit. 2021-02-25]. DOI: 10.1093/ageing/afl077. ISSN 1468-2834. Dostupné z: https://academic.oup.com/ageing/article/35/suppl_2/ii7/15654

CHEN, Bing, Yun-Ju LEE a Alexander S. ARUIN. Anticipatory and compensatory postural adjustments in conditions of body asymmetry induced by holding an object. *Experimental Brain Research* [online]. 2015, **233**(11), 3087-3096 [cit. 2021-03-13]. DOI: 10.1007/s00221-015-4377-7. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-015-4377-7>

CHEN, Bing, Yun-Ju LEE a Alexander S. ARUIN. Standing on a sliding board affects generation of anticipatory and compensatory postural adjustments. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2018, **38**, 168-174 [cit. 2021-03-06]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2017.12.008. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641117303607>

CHOLEWICKI, J., Krishna JULURU, Andrea RADEBOLD, Manohar M. PANJABI a Stuart M. MCGILL. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *European Spine Journal* [online]. 1999, **8**(5), 388-395 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1007/s005860050192. ISSN 0940-6719. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3611203/>

CHOLEWICKI, Jacek, Kevin C MCGILL, Krupal R SHAH a Angela S LEE. The effects of a three-week use of lumbosacral orthoses on trunk muscle activity and on the muscular response to trunk perturbations. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2010, **11**(1) [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1186/1471-2474-11-154. ISSN 1471-2474. Dostupné z: <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-11-154>

CHOLEWICKI, Jacek, N. PETER REEVES, Vanessa Q. EVERDING a David C. MORRISETTE. Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. *Journal of Biomechanics* [online]. 2007, **40**(8), 1731-1736 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.08.005. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929006003137?via%3Dihub>

IMBARTE, Ashish D., Fereydoun AGHAZADEH a Craig M. HARVEY. Effect of back belt on inter-joint coordination and postural index. *Occupational Ergonomics* [online]. 2006, **5**(4), 219-233 [cit. 2021-7-19]. DOI: 10.3233/OER-2005-5403. ISSN 18759092. Dostupné z: https://www.academia.edu/45575214/Effect_of_back_belt_on_inter_joint_coordination_and_postural_index

IQBAL, Kamran. Mechanisms and models of postural stability and control. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2011, 2011, s. 7837-7840 [cit. 2021-02-24]. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091931. ISBN 978-1-4577-1589-1. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Kamran-Iqbal-5/publication/221758028_Mechanisms_and_models_of_postural_stability_and_control/links/54be87540cf28ce312326a92/Mechanisms-and-models-of-postural-stability-and-control.pdf

JACOBS, Jesse V., Jau-Shin LOU, Jeff A. KRAAKEVIK a Fay B. HORAK. The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience* [online]. 2009, **164**(2), 877-885 [cit. 2021-03-13]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2009.08.002. ISSN 03064522. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0306452209012950?via%3Dihub>

KAEWMANEE, Tippawan, Huaqing LIANG a Alexander S. ARUIN. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. *Experimental Brain Research* [online]. 2020, **238**(10), 2207-2219 [cit. 2021-03-06]. DOI: 10.1007/s00221-020-05883-y. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-020-05883-y>

KANEKAR, Neeta a Alexander S. ARUIN. Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. *AGE* [online]. 2014a, **36**(3) [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1007/s11357-014-9621-8. ISSN 0161-9152. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4082574/>

KANEKAR, Neeta a Alexander S. ARUIN. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: Effect of a single training session. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2015, **25**(2), 400-405 [cit. 2021-6-15]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.11.002. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641114002387>

KANEKAR, Neeta a Alexander S. ARUIN. The effect of aging on anticipatory postural control. *Experimental Brain Research* [online]. 2014b, **232**(4), 1127-1136 [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1007/s00221-014-3822-3. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-014-3822-3>

KANEKAR, Neeta, Marcio J. SANTOS a Alexander S. ARUIN. Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, **119**(10), 2304-2313 [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1016/j.clinph.2008.06.015. ISSN

13882457.

Dostupné

z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1388245708006111?via%3Dihub>

KAZENNIKOV, Oleg V., Irina. A. SOLOPOVA, Vera L. TALIS a Marat. E. IOFFE. Anticipatory postural adjustment before bimanual unloading reactions: The role of the motor cortex in motor learning. *Neuroscience and Behavioral Physiology* [online]. 2007, **37**(7), 651-657 [cit. 2021-03-13]. DOI: 10.1007/s11055-007-0065-9. ISSN 0097-0549. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11055-007-0065-9>

KLOUS, Miriam, Pavle MIKULIC a Mark L. LATASH. Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2012, **22**(1), 110-116 [cit. 2021-6-1]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.11.005. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641111001830?via%3Dihub>

KRISHNAN, Vennila a Alexander S. ARUIN. Postural control in response to a perturbation: role of vision and additional support. *Experimental Brain Research* [online]. 2011a, **212**(3), 385-397 [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1007/s00221-011-2738-4. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-011-2738-4>

KRISHNAN, Vennila, Alexander S. ARUIN a Mark L. LATASH. Two stages and three components of the postural preparation to action. *Experimental Brain Research* [online]. 2011b, **212**(1), 47-63 [cit. 2021-6-1]. DOI: 10.1007/s00221-011-2694-z. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-011-2694-z>

KRISHNAN, Vennila, Mark L. LATASH a Alexander S. ARUIN. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2012c, **123**(5), 1016-1026 [cit. 2021-6-1]. DOI: 10.1016/j.clinph.2011.09.014. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3258385/>

KRISHNAN, Vennila, Neeta KANEKAR a Alexander S. ARUIN. Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. *Neuroscience Letters* [online]. 2012a, **506**(2), 256-260 [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1016/j.neulet.2011.11.018. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0304394011015400?via%3Dihub>

KRISHNAN, Vennila, Neeta KANEKAR a Alexander S. ARUIN. Feedforward postural control in individuals with multiple sclerosis during load release. *Gait & Posture* [online]. 2012b, **36**(2), 225-230 [cit. 2021-03-14]. DOI:

10.1016/j.gaitpost.2012.02.022. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636212000732?via%3Dihub>

LARIVIÈRE, Christian, Jean-Alexandre BOUCHER, Hakim MECHEI a Daniel LUDVIG. Maintaining Lumbar Spine Stability: A Study of the Specific and Combined Effects of Abdominal Activation and Lumbosacral Orthosis on Lumbar Intrinsic Stiffness. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2019, **49**(4), 262-271 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.2519/jospt.2019.8565. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2019.8565>

LATASH, Mark L, Alexander S. ARUIN, I NEYMAN a John J. NICHOLAS. Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 1995, **58**(3), 326-334 [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1136/jnnp.58.3.326. ISSN 0022-3050. Dostupné z: <https://jnnp.bmj.com/content/58/3/326.long>

LATASH, Mark L. a Vladimir M. ZATSIORSKY. *Biomechanics and motor control: defining central concepts*. San Diego, CA, USA: Elsevier/AP, Academic Press is an imprint of Elsevier, [2016]. ISBN 978-0-12-800384-8.

LATASH, Mark L. Laws of nature that define biological action and perception. *Physics of Life Reviews* [online]. 2020, **36**, 47-67 [cit. 2021-7-12]. DOI: 10.1016/j.plrev.2020.07.007. ISSN 15710645. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1571064520300646?via%3Dihub>

LATASH, Mark L. *Neurophysiological basis of movement*. Human Kinetics, 2008.

LEE, Nam G., Joshua (Sung) H. YOU, Chung H. YI, et al. Best Core Stabilization for Anticipatory Postural Adjustment and Falls in Hemiparetic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2018, **99**(11), 2168-2174 [cit. 2021-01-02]. DOI: 10.1016/j.apmr.2018.01.027. ISSN 00039993. Dostupné z: [https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003-9993\(18\)30116-3](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003-9993(18)30116-3)

LEE, Yun-Ju, Bing CHEN, Jing-Nong LIANG a Alexander S. ARUIN. Control of vertical posture while standing on a sliding board and pushing an object. *Experimental Brain Research* [online]. 2018, **236**(3), 721-731 [cit. 2021-7-3]. DOI: 10.1007/s00221-017-5166-2. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-017-5166-2>

LEE, Yunju, Nikita GOYAL a Alexander S. ARUIN. Effect of a cognitive task and light finger touch on standing balance in healthy adults. *Experimental Brain Research* [online]. 2018, **236**(2), 399-407 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1007/s00221-017-5135-9.

ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-017-5135-9>

LI, Xiaoyan a Alexander S. ARUIN. The effect of short-term changes in the body mass on anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research* [online]. 2007, **181**(2), 333-346 [cit. 2021-7-20]. DOI: 10.1007/s00221-007-0931-2. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641108000850>

LUDVIG, Daniel, Richard PREUSS a Christian LARIVIÈRE. The effect of extensible and non-extensible lumbar belts on trunk muscle activity and lumbar stiffness in subjects with and without low-back pain. *Clinical Biomechanics* [online]. 2019, **67**, 45-51 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2019.04.019. ISSN 02680033. Dostupné z: [https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268-0033\(19\)30032-4](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268-0033(19)30032-4)

MACKINNON, Colum D. Sensorimotor anatomy of gait, balance, and falls. *Balance, Gait, and Falls* [online]. Elsevier, 2018, 2018, s. 3-26 [cit. 2021-7-25]. Handbook of Clinical Neurology. DOI: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00001-X. ISBN 9780444639165. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978044463916500001X?via%3Dihub>

MARCHESE, Silvia Maria, Veronica FARINELLI, Francesco BOLZONI, Roberto ESPOSTI a Paolo CAVALLARI. Overview of the Cerebellar Function in Anticipatory Postural Adjustments and of the Compensatory Mechanisms Developing in Neural Dysfunctions. *Applied Sciences* [online]. 2020, **10**(15) [cit. 2021-7-20]. DOI: 10.3390/app10155088. ISSN 2076-3417. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/2076-3417/10/15/5088>

MASSION, J., Marat IOFFE, Christina SCHMITZ, François VIALLET a Radka GANTCHEVA. Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. *Experimental Brain Research* [online]. 1999, **128**(1-2), 229-235 [cit. 2021-02-28]. DOI: 10.1007/s002210050842. ISSN 00144819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s002210050842>

MASSION, Jean, Alexei ALEXANDROV a Alexander FROLOV. Why and how are posture and movement coordinated? *Brain Mechanisms for the Integration of Posture and Movement* [online]. Elsevier, 2004, 2004, s. 13-27 [cit. 2021-02-28]. Progress in Brain Research. DOI: 10.1016/S0079-6123(03)43002-1. ISBN 9780444513892. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0079612303430021?via%3Dihub>

MASSION, Jean. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology* [online]. 1992, **38**(1), 35-56 [cit. 2021-02-28]. DOI:

10.1016/0301-0082(92)90034-C. ISSN 03010082. Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/030100829290034C?via%3Dihub>

MASSION, Jean. Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 1994, **4**(6), 877-887 [cit. 2021-7-30]. DOI:10.1016/0959-4388(94)90137-6 ISSN 09594388. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnins.2018.00171/full>

MASSION, Jean. Postural Control Systems in Developmental Perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 1998, **22**(4), 465-472 [cit. 2021-02-25]. DOI: 10.1016/S0149-7634(97)00031-6. ISSN 01497634. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0149763497000316?via%3Dihub>

MOHAPATRA, Sambit a Alexander S. ARUIN. Static and dynamic visual cues in feed-forward postural control. *Experimental Brain Research* [online]. 2013, **224**(1), 25-34 [cit. 2021-03-18]. DOI: 10.1007/s00221-012-3286-2. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-012-3286-2>

MOHAPATRA, Sambit, Komal K. KUKKAR a Alexander S. ARUIN. Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2014, **24**(1), 144-152 [cit. 2021-03-06]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2013.10.015. ISSN 10506411. Dostupné z: [https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050-6411\(13\)00247-2](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050-6411(13)00247-2)

MOHAPATRA, Sambit, Vennila KRISHNAN a Alexander S. ARUIN. The effect of decreased visual acuity on control of posture. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2012, **123**(1), 173-182 [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1016/j.clinph.2011.06.008 ISSN 13882457. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1388245711004287?via%3Dihub>

MOCHIZUKI, George, Tanya D. IVANOVA a Jayne S. GARLAND. Postural muscle activity during bilateral and unilateral arm movements at different speeds. *Experimental Brain Research* [online]. 2004, **155**(3), 352-361 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1007/s00221-003-1732-x. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-003-1732-x>

MOCHIZUKI, Luis, Marcos DUARTE, Alberto Carlos AMADIO, Vladimir M. ZATSIORSKY a Mark L. LATASH. Changes in Postural Sway and Its Fractions in Conditions of Postural Instability. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 2006, **22**(1), 51-60 [cit. 2021-02-24]. DOI: 10.1123/jab.22.1.51. ISSN 1065-8483. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/22/1/article-p51.xml>

MOK, Nicola W. a Paul W. HODGES. Movement of the lumbar spine is critical for maintenance of postural recovery following support surface perturbation. *Experimental Brain*

Research [online]. 2013, **231**(3), 305-313 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1007/s00221-013-3692-0. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-013-3692-0>

NASHNER, Lewis M. Balance and Posture Control. *Encyclopedia of Neuroscience* [online]. Elsevier, 2009, 2009, s. 21-29 [cit. 2021-02-23]. DOI: 10.1016/B978-008045046-9.00274-6. ISBN 9780080450469. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/288218427_Balance_and_Posture_Control

NG, Tommy H.B., Paul F. SOWMAN, Jon BROCK a Blake W. JOHNSON. Neuromagnetic brain activity associated with anticipatory postural adjustments for bimanual load lifting. *NeuroImage* [online]. 2013, **66**, 343-352 [cit. 2021-03-13]. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2012.10.042. ISSN 10538119 Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811912010452>

PARK, Sukyung, Fay B. HORAK a Arthur D. KUO. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research* [online]. 2004, **154**(4), 417-427 [cit. 2021-7-16]. DOI: 10.1007/s00221-003-1674-3. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-003-1674-3>

PETERKA, Robert J. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2002, **88**(3), 1097-1118 [cit. 2021-02-25]. DOI: 10.1152/jn.2002.88.3.1097. ISSN 0022-3077. Dostupné z: https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.2002.88.3.1097?rfr_dat=cr_pub++0pubmed&url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Aacrossref.org

PISCITELLI, Daniele, Ali FALAKI, Stanislaw SOLNIK a Mark L. LATASH. Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. *Experimental Brain Research* [online]. 2016, **235**(3), 713-730 [cit. 2021-03-03]. DOI: 10.1007/s00221-016-4835-x. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00221-016-4835-x>

POLLOCK, Alexandra S., Brian R DURWARD, Philip J ROWE a John P PAUL. What is balance? *Clinical Rehabilitation* [online]. 2000, **14**(4), 402-406 [cit. 2021-7-25]. DOI: 10.1191/0269215500cr342oa. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1191/0269215500cr342oa>

REEVES, N. Peter, Vanessa Q. EVERDING, Jacek CHOLEWICKI a David C. MORRISSETTE. The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research* [online]. 2006, **174**(4), 694-700 [cit. 2021-7-6]. DOI:

10.1007/s00221-006-0516-5. ISSN 0014-4819. Dostupné z:
<https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-006-0516-5>

SANTOS, Marcio J. a Alexander S. ARUIN. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2009, **19**(3), 532-541 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2007.12.002. ISSN 10506411. Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641107001976?via%3Dihub>

SANTOS, Marcio J., Neeta KANEKAR a Alexander S. ARUIN. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2010 b, **20**(3), 398-405 [cit. 2021-02-23]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2010.01.002. ISSN 10506411. Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641110000039?via%3Dihub>

SANTOS, Marcio J., Neeta KANEKAR a Alexander S. ARUIN. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2010 a, **20**(3), 388-397 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.06.006. ISSN 10506411. Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641109000935?via%3Dihub>

SEIDLER, Rachael D, Douglas C. NOLL a George THIERS. Feedforward and feedback processes in motor control. *NeuroImage* [online]. 2004, **22**(4), 1775-1783 [cit. 2021-03-13]. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2004.05.003. ISSN 10538119. Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1053811904002691?via%3Dihub>

SHAHVARPOUR, Ali, Richard PREUSS, Michael J.L. SULLIVAN, Alessia NEGRINI a Christian LARIVIÈRE. The effect of wearing a lumbar belt on biomechanical and psychological outcomes related to maximal flexion-extension motion and manual material handling. *Applied Ergonomics* [online]. 2018, **69**, 17-24 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1016/j.apergo.2018.01.001. ISSN 00036870. Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003687018300012>

SHIRATORI, Takako a Alexander S. ARUIN. Modulation of anticipatory postural adjustments associated with unloading perturbation: effect of characteristics of a motor action. *Experimental Brain Research* [online]. 2006, **178**(2), 206-215 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1007/s00221-006-0725-y. ISSN 0014-4819. Dostupné z:
<https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-006-0725-y>

SHIRATORI, Takako a Mark L. LATASH. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2001b, **112**(7), 1250-

1265 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1016/S1388-2457(01)00553-3. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1388245701005533>

SHIRATORI, Takako a Mark L. LATASH. The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2000, **111**(4), 613-623 [cit. 2021-03-06]. DOI: 10.1016/S1388-2457(99)00300-4. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8566194/>

SHIRATORI, Takako, Mark L. LATASH a Alexander ARUIN. The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. *Experimental Brain Research* [online]. 2001a, **138**(4), 458-466 [cit. 2021-03-10]. DOI: 10.1007/s002210100729. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s002210100729>

SCHMITZ, Christina, Nicolas MARTIN a Christine ASSAIANTE. Building anticipatory postural adjustment during childhood: a kinematic and electromyographic analysis of unloading in children from 4 to 8 years of age. *Experimental Brain Research* [online]. 2002, **142**(3), 354-364 [cit. 2021-7-27]. DOI:10.1007/s00221-001-0910-y ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-001-0910-y>

SLIJPER, Harm a Mark L. LATASH. The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. *Experimental Brain Research* [online]. 2000, **135**(1), 81-93 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1007/s002210000492. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0006899304006523?via%3Dihub>

SLIJPER, Harm a Mark L. LATASH. The effects of muscle vibration on anticipatory postural adjustments. *Brain Research* [online]. 2004, **1015**(1-2), 57-72 [cit. 2021-7-6]. DOI: 10.1016/j.brainres.2004.04.054. ISSN 00068993. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0006899304006523?via%3Dihub>

SLIJPER, Harm, Mark L. LATASH a J.Toby MORDKOFF. Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. *Brain Research* [online]. 2002a, **924**(2), 184-197 [cit. 2021-6-1]. DOI: 10.1016/S0006-8993(01)03233-4. ISSN 00068993. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0006899301032334?via%3Dihub>

SLIJPER, Harm, Mark L. LATASH, Noel RAO a Alexander S. ARUIN. Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2002b, **113**(5), 642-655 [cit. 2021-03-13]. DOI: 10.1016/S1388-

2457(02)00041-X. ISSN 13882457. Dostupné z:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S138824570200041X?via%3Dihub>

SMEETS, Jeroen B. J., John J. VAN DEN DOBBELSTEEN, Denise D. J. DE GRAVE, Robert J. VAN BEERS a Eli BRENNER. Sensory integration does not lead to sensory calibration. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. 2006, **103**(49), 18781-18786 [cit. 2021-7-12]. DOI: 10.1073/pnas.0607687103. ISSN 0027-8424. Dostupné z: <https://psycnet.apa.org/record/2006-23439-006>

SOUSA, Andreia S. P., Augusta SILVA a João Manuel R. S. TAVARES. Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: A review. *Somatosensory & Motor Research* [online]. 2012, **29**(4), 131-143 [cit. 2021-02-28]. DOI: 10.3109/08990220.2012.725680. ISSN 0899-0220. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/08990220.2012.725680?journalCode=ismr20>

SOUTHGATE, Victoria, Mark H. JOHNSON, Tamsin OSBORNE a Gergely CSIBRA. Predictive motor activation during action observation in human infants. *Biology Letters* [online]. 2009, **5**(6), 769-772 [cit. 2021-03-23]. DOI: 10.1098/rsbl.2009.0474. ISSN 1744-9561. Dostupné z:

https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rsbl.2009.0474?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org&rfr_dat=cr_pub++0pubmed&

TAKAKUSAKI, Kaoru. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders* [online]. 2017, **10**(1), 1-17 [cit. 2021-7-25]. DOI: 10.14802/jmd.16062. ISSN 2005-940X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5288669/>

VAN BALEN, Lieke C., Linze Jaap DIJKSTRA a Mijna HADDERS-ALGRA. Development of postural adjustments during reaching in typically developing infants from 4 to 18 months. *Experimental Brain Research* [online]. 2012, **220**(2), 109-119 [cit. 2021-03-23]. DOI: 10.1007/s00221-012-3121-9. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3380253/>

VAN DER FITS, Ingrid B. M., A. W. J. KLIP, Leo A. VAN EYKERN a Mijna HADDERS-ALGRA. Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Experimental Brain Research* [online]. 1998, **120**(2), 202-216 [cit. 2021-03-05]. DOI: 10.1007/s002210050394. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs002210050394.pdf>

VAN DER FITS, Ingrid B. M., Egbert. OTTEN, A. W. J. KLIP, Leo A. VAN EYKERN a M. HADDERS-ALGRA. The development of postural adjustments during

reaching in 6- to 18-month-old infants. *Experimental Brain Research* [online]. 1999, **126**(4), 517-528 [cit. 2021-03-23]. DOI: 10.1007/s002210050760. ISSN 00144819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs002210050760>

VAN DER FITS, Ingrid B.M a Mijna HADDERS-ALGRA. The Development of Postural Response Patterns During Reaching in Healthy Infants. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 1998, **22**(4), 521-526 [cit. 2021-03-23]. DOI: 10.1016/S0149-7634(97)00039-0. ISSN 01497634. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0149763497000390>

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, Roč. 9, 4, s. 115-121. ISSN: 1211-2658.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

WINTER, David A., Francois PRINCE, Jim S. FRANK, Corrie POWEL, Karl F. ZABJEK. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of neurophysiology*, 1996, **75**(6): 2334-2343. [cit. 2021-02-11]. DOI: 10.1152/jn.1996.75.6.2334. Dostupné z: https://journals.physiology.org/doi/abs/10.1152/jn.1996.75.6.2334?rfr_dat=cr_pub++0pubmed&url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org

XIE, Lin a Jian WANG. Anticipatory and compensatory postural adjustments in response to loading perturbation of unknown magnitude. *Experimental Brain Research* [online]. 2019, **237**(1), 173-180 [cit. 2021-03-06]. DOI: 10.1007/s00221-018-5397-x. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00221-018-5397-x>

YIOU, Eric, Malha MEZAOUR a Serge Le BOZEC. Anticipatory Postural Adjustments and Focal Performance during Bilateral Forward-Reach Task under Different Stance Conditions. *Motor Control* [online]. 2009, **13**(2), 142-160 [cit. 2021-7-2]. DOI: 10.1123/mcj.13.2.142. ISSN 1087-1640. Dostupné z: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/mcj/13/2/article-p142.xml>

Seznam zkratek

APA	anticipatorní posturální nastavení
BG	bazální ganglia
BOS	opěrná báze
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
COG	center of gravity
COM	center of mass (těžiště)
COP	center of pressure
CPA	kompensační posturální reakce
DNS	Dynamická neuromuskulární stabilizace
EMG	elektromyografie
EP	rovnovážný bod
EPA	brzké posturální nastavení
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
IAP	nitrobřišní tlak
Lp	bederní páteř
PD	Parkinsonova choroba
RC	referenční konfigurace
RS	Roztroušená skleróza
RT	reakční čas
SD	směrodatná odchylka

Seznam obrázku

Obrázek 1 Schematické znázornění aspektů posturální kontroly (upraveno podle Horak, 2006).....	12
Obrázek 2 Schematické znázornění zapojení kortikálních struktur v generování APA (upraveno podle Marchese et al., 2020).....	27
Obrázek 3 Schematické znázornění analýzy dat (zdroj: vlastní)	35
Obrázek 4 Grafické znázornění průměrné iniciace COP v ms.....	37
Obrázek 5 Grafické znázornění průměrné amplitudy CPA v mm	38
Obrázek 6 Grafické znázornění průměrné iniciace pohybu COP za měnících se zrakových podmínek v ms	39
Obrázek 7 Grafické znázornění průměrných hodnot amplitudy APA v mm za měnících se zrakových podmínek.....	40
Obrázek 8 Grafické znázornění průměrné velikosti amplitudy APA v mm při a bez nasazení bederního pásu	41
Obrázek 9 Grafické znázornění průměrného vychýlení amplitudy CPA za podmínek při a bez nasazení bederního pásu	42

Seznam tabulek

Tabulka 1 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 1	37
Tabulka 2 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 2	38
Tabulka 3 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 3	39
Tabulka 4 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 4	40
Tabulka 5 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 5	41
Tabulka 6 Hodnoty popisné statistiky vztahující se k hypotéze 6	42

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas	76
Příloha 2 Schematické znázornění testové situace v konečné pozici	78
Příloha 3 Vyjádření etické komise	79

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Anticipatorní posturální nastavení zdravého jedince při klidném a perturbovaném stoji – posturografická analýza

Období realizace: 1/2021–3/2021

Řešitelé projektu: Bc. Václav Kulich

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnocení vlivu anticipatorního posturálního nastavení na změnu pozice center of pressure (COP) během různých perturbací stoje. Perturbací se rozumí výchylka stoje. Cílem je tedy zjistit změnu nastavení těla, která nastane před očekávanou výchylkou stoje. Posun COP bude snímán neinvazivně, pomocí stoje na silové plošině. Dále bude zjišťována neinvazivně akcelerace pomocí akcelerometru. Akcelerometr Vám bude připevněn na kost křížovou, dominantní horní končetinu a na holení kost na dominantní straně těla.

Výchozí pozicí pro měření bude stoj s ploskami umístěnými paralelně na šířku pánve od sebe s horními končetinami volně podél těla, svírajícími 1 kg závaží v každé ruce. Poté budete vyzván/a k předpažení obou horních končetin maximální rychlostí v pěti různých testových situacích. Při první situaci budete předpažovat horní končetiny na zvukový signál, jehož zaznění Vám bude odpočítáno, tak abyste věděl/a, kdy přesně signál nastane. Druhé měření bude probíhat stejně jako první, ale se zavřenýma očima. Průběh třetího měření bude opět shodný s prvním, ale zvukový signál vyzývající k předpažení zazní pro Vás v nepředvídatelnou chvíli (signál nebude odpočítáván). Čtvrté měření bude shodné se třetím, avšak se zavřenýma očima. Při pátém měření Vám bude nasazen bederní pás a opět budete vyzván/a k předpažení obou horních končetin na předem odpočítaný zvukový signál. Celková doba měření bude přibližně 20 až 25 minut.

Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná zdravotní ani jiná rizika. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

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

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

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracovány v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

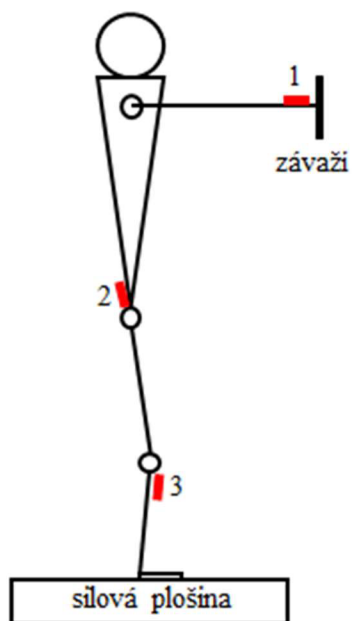
Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): _____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

Příloha 2 Schematické znázornění testové situace v konečné pozici



Legenda 11 – akcelerometr na dominantní HK, 2 – akcelerometr připevněný na os sacrum, 3 – akcelerometr připevněný na tuberositas tibiae

Příloha 3 Vyjádření etické komise



Fakulta
zdravotnických věd

Genius Invis

UPOL- 98055/1070-2021

Vážený pan
Bc. Václav Kulich

2021-04-23

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážený pane bakaláři,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Anticipatorní posturální nastavení zdravého jedince při klidném a perturbovaném stoji – posturografická analýza**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP