

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav klinické rehabilitace

Bc. Barbora Kopičová

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

Diplomová práce

Olomouc 2021

Anotace

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

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

Název práce v AJ: Anticipatory postural adjustment during undisturbed and perturbed standing – electromyographic analysis

Datum zadání: 2020-01-31

Datum odevzdání: 2021-05-24

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Barbora Kopičová

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

Oponent práce: Mgr. Jiří Stacho

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit přítomnost anticipatorní aktivity vybraných svalů dolních končetin a trupu při bipedálním stoji perturbovaném elevací zatížených horních končetin (HKK). Studie se zúčastnilo celkem 8 zdravých probandů ve věku 23–25 let. Pro změření svalové aktivity bylo využito metody povrchové elektromyografie, která snímala aktivitu na dominantní straně, a to z m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris, mm. erectores spinae pars thoracis a m. deltoideus anterior. Časy aktivace jednotlivých svalů byly vztahovány k času nástupu aktivity m. deltoideus anterior jakožto prime moveru. Pro zhodnocení cílů byla snímána svalová aktivita v 5 testovaných situacích: stoji na rovné podložce s předpažením HKK na očekávaný signál při otevřených

a zavřených očích, stojí na rovné podložce s následným předpažením na nepredikovatelný signál při otevřených a zavřených očích a stojí na rovné podložce s nasazeným bederním pásem, otevřenýma očima a následným předpažením obou HKK. Výsledky ukázaly, že při očekávané perturbaci stoje došlo k anticipatorní svalové aktivitě u 4 probandů (50 %). Ve shodné situaci, u které byla navíc vyřazena možnost vizuální kontroly, došlo k anticipatorní aktivitě svalů u 5 probandů (63 %). Při porovnání stejné situace se zavřenýma a otevřenýma očima nebyl rozdíl signifikantní ($p = 1,000$). Při perturbaci stoje na nepredikovatelný signál došlo k anticipatorní svalové aktivitě u 2 probandů (25 %) při otevřených očích, u 3 probandů (38 %) při zavřených očích a u 1 probanda (12,5 %) v obou situacích. Při očekávané perturbaci stoje nedošlo při použití bederního pásu k signifikantní změně anticipatorní aktivity svalů oproti shodné situaci bez něj. Při narušení stoje elevací HKK dochází u zdravých jedinců k anticipatorní aktivitě svalů trupu a dolních končetin bez ohledu na to, zda se jedná o očekávanou či neočekávanou perturbaci. Na tuto anticipatorní aktivaci nemá u zdravých mladých lidí vyřazení zraku či navlečení bederního pásu signifikantní vliv.

Abstrakt v AJ:

The aim of the thesis was to evaluate the presence of anticipatory activity of selected muscles of the lower extremities and torso at the bipedal standing position perturbed by the elevation of upper extremities (UE) with a load. A total of 8 healthy probands aged 23–25 years participated in the study. To change muscle activity, the method of surface electromyography was used, which scanned the activity on the dominant side, namely from the anterior tibialis muscle, the medial head of gastrocnemius muscle, the femoral rectus muscle, the femoral biceps muscle, the erector spinae and anterior deltoid muscle. The activity times of individual muscles were related to the time of the onset of activity of the anterior deltoid muscle as the prime mover. To evaluate the goals, muscle activity was measured in 5 tested situations: standing position on a flat surface with UE forward elevation upon an anticipated signal with open and closed eyes, standing position on a flat surface with a subsequent forward elevation upon an unpredictable signal with open and closed eyes, and standing position on a flat surface with a lumbar belt, open eyes and subsequent forward elevation of both UE. The results showed that during an expected standing position perturbation, anticipatory muscle activity occurred in 4 probands (50 %). In the same situation, with the possibility of visual inspection removed, anticipatory muscle activity occurred in 5 probands (63 %). When comparing the same situation with eyes closed and open, the difference was not significant ($p = 1.000$). During perturbation while standing upon an unpredictable signal,

anticipatory muscle activity occurred in 2 probands (25 %) with eyes open, in 3 (38 %) with eyes closed and in 1 proband (12.5 %) in both situations. In the case of expected standing position perturbation, there was no significant change ($p = 0.625$) in anticipatory muscle activation when using the lumbar belt compared to the same situation without it. During perturbed standing by UE elevation, anticipatory activation of the torso and lower extremity muscles occurs in healthy individuals, and the predictability of signal, elimination of sight or the wearing of a lumbar belt does not have a significant effect on their change.

Klíčová slova v ČJ: anticipatorní posturální mechanismy, posturální kontrola, bipedální stoj, elektromyografie

Klíčová slova v AJ: anticipatory postural adjustments, postural control, bipedal stance, electromyography

Rozsah: počet stran 92/počet příloh 1

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracovala samostatně pod odborným vedením
Mgr. Radka Mlíky, Ph.D a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne: 24. 5. 2021

.....

podpis

Velice ráda bych poděkovala Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D. za odborné a trpělivé vedení a cenné připomínky při zpracování této práce. Dále děkuji Mgr. Haně Haltmar a PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. za ochotu a pomoc při realizaci výzkumné části práce a Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za pomoc se statistickým zpracováním dat. V neposlední řadě bych také ráda poděkovala své rodině za obrovskou trpělivost a podporu během celého studia.

Obsah

Úvod.....	9
1 Bipedální stoj z komplexního hlediska	10
1.1 Postura, posturální stabilita a posturální kontrola.....	10
1.2 Posturální motorika a aktivita svalů během stoje	12
1.3 Biomechanika a reaktivní pohybové strategie stoje.....	12
1.4 Vliv senzorických informací na bipedální stoj	15
2 Anticipatorní posturální nastavení	17
2.1 Anticipatorní posturální mechanismy a posturální stabilita	18
2.2 Typy perturbací stoje a jejich vliv na anticipatorní posturální mechanismy ..	19
2.3 Řízení a centrální organizace anticipatorních posturálních mechanismů	20
2.4 Anticipatorní posturální nastavení u dětí	22
2.5 Změny anticipatorního posturálního nastavení vlivem stárnutí.....	26
2.6 Vliv různých diagnóz a stavů na anticipatorní posturální mechanismy	29
2.6.1 Parkinsonova nemoc	30
2.6.2 Roztroušená skleróza.....	31
2.6.3 Cévní mozková příhoda	31
2.6.4 Další diagnózy	32
2.6.5 Vliv svalové bolesti a únavy	34
2.7 Fyzioterapie a trénink zaměřený na anticipatorní posturální mechanismy.....	35
3 Cíle výzkumu a hypotézy	38
3.1 Hypotézy	38
4 Metodika výzkumu.....	39
4.1 Charakteristika testované skupiny	39
4.2 Experimentální měření.....	39
4.2.1 Průběh měření a použité metody	39
4.2.2 Analýza a zpracování dat z EMG.....	43
4.2.3 Statistické zpracování dat.....	43
5 Výsledky výzkumu.....	44
5.1 Ověření hypotéz elektromyografického vyšetření	46

6	Diskuze.....	50
6.1	Diskuze k první hypotéze.....	50
6.2	Diskuze k druhé hypotéze.....	54
6.3	Diskuze k třetí hypotéze	56
6.4	Diskuze ke čtvrté hypotéze	58
6.5	Přínos pro praxi.....	59
6.6	Limity studie	60
	Závěr	62
	Referenční seznam	64
	Seznam zkratk	87
	Seznam obrázků	89
	Seznam tabulek	90
	Přílohy	91

Úvod

Vzpřímený bipedální stoj je pro člověka typický a zároveň se jedná o polohu, která ho odlišuje od mnoha jiných savců. Schopnost udržet rovnováhu v této pozici, obzvláště když je její stabilita ohrožována nějakou perturbací, vyžaduje poměrně vysoké nároky na posturální kontrolu (Vařeka, 2002a, s. 118). Ta v tomto případě uplatňuje mimo jiné anticipatorní a reaktivní pohybové strategie (de Oliveira et al., 2008, s. 1216; Horak, 2006, s. 8).

Anticipatorní posturální nastavení je zajišťováno anticipatorními posturálními mechanismy, které spadají do dopředné kontroly, jelikož jsou aktivovány dříve, než dojde k působení perturbace. Jsou tedy přítomny v situacích, kdy lze toto narušení predikovat (Massion, 1992, s. 36, 46–48). Jejich hlavním cílem je zabránit destabilizaci a ztráty rovnováhy (Santos, Kanekar, Aruin, 2010b, s. 398). Navíc snižují míru zapojení reaktivních posturálních mechanismů, které jsou aktivovány naopak až po tom, co perturbace nastane (Santos, Kanekar, Aruin, 2010a, s. 388).

Teoretická část této diplomové práce se pokusí nastínit anticipatorní posturální mechanismy z hlediska jejich funkce, řízení, vývoje a zapojení při perturbovaném stoji. Výzkumná část má za cíl zhodnocení přítomnosti anticipatorní aktivity vybraných svalových skupin dolních končetin a trupu za současného narušení stoje elevací horních končetin. Dále si klade za cíl posouzení toho, zda dochází ke změně přítomnosti anticipatorní aktivity vybraných svalů v případě, kdy jsou u testované situace změněné některé podmínky. Pro ověření našich hypotéz bude využito metody povrchové elektromyografie.

Diplomová práce byla tvořena převážně ze zahraničních elektronických zdrojů. Při psaní bylo použito celkem 168 odborných článků a 10 knih. K vyhledávání zdrojů byly využity online databáze PubMed, ResearchGate a Google Scholar. Pro jejich nalezení byla využita zejména anglická klíčová slova: anticipatory postural adjustments, electromyography, postural control.

1 Bipedální stoj z komplexního hlediska

Během evoluce došlo u lidí k postupnému antigravitačnímu vzpřimování ve vertikálním směru a vývoji bipedálního stoje a chůze. To s sebou přineslo řadu výhod, především lepší orientaci v prostoru a uvolnění horních končetin (HKK) pro jiné činnosti, které nejsou přímo spojeny s lokomocí (Skoyles, 2006, s. 1060). Na druhou stranu má bipedální poloha také oproti kvadrupedální jisté nevýhody, mezi něž patří vyšší nároky na udržení stability a řízení těla jako celku i jeho jednotlivých segmentů (Vařeka, 2002a, s. 118).

Vzpřímené držení těla je geneticky determinované a jeho cílem je zajistit co nejvyšší vzdálenost mezi patou a vrcholem hlavy s ohledem na udržení fyziologické křivky páteře (Vařeka, 2007, s. 102).

Ačkoliv je stoj často řazen mezi polohy statické, u nichž se podle definice nemění opěrná báze (base of support, BOS) a poloha v prostoru, zahrnuje řadu dynamických pochodů (Kolář, 2012, s. 39, Vařeka, 2002a, s. 118). Proto je označován za kvazistatickou polohu, tedy takovou, která musí být aktivně držena a nelze ji tudíž považovat za zcela statickou (Vařeka, 2002a, s. 118).

Někdy je bipedální stoj chybně označován jako postura. Ta je však součástí každé polohy, a také základní podmínkou pro vykonání pohybu. Jedná se tedy o důležitý prvek stoje, nikoliv o jeho jiné pojmenování (Kolář, 2012, s. 38).

1.1 Postura, posturální stabilita a posturální kontrola

Postura je definována jako schopnost aktivního držení jednotlivých tělesných segmentů v určitém uspořádání proti působení zevních sil, především síle tíhové. Její zaujetí a následné udržení je nezbytné pro provedení optimálního pohybu a jedná se o zásadní složku každého motorického programu (Vařeka, 2002a, s. 116; Kolář, 2012, s. 37).

Udržování postury je zajištěno především aktivitou svalů řízenou prostřednictvím centrálního nervového systému (CNS) při respektování biomechanických principů (Vařeka, 2002a, s. 116). Ačkoliv tento děj probíhá podvědomě na trvale naprogramovaném podkladě, neustále se přizpůsobuje aktuálním podmínkám a v případě neočekávaných změn okolí přechází do vědomí (Véle, 2006, s. 98).

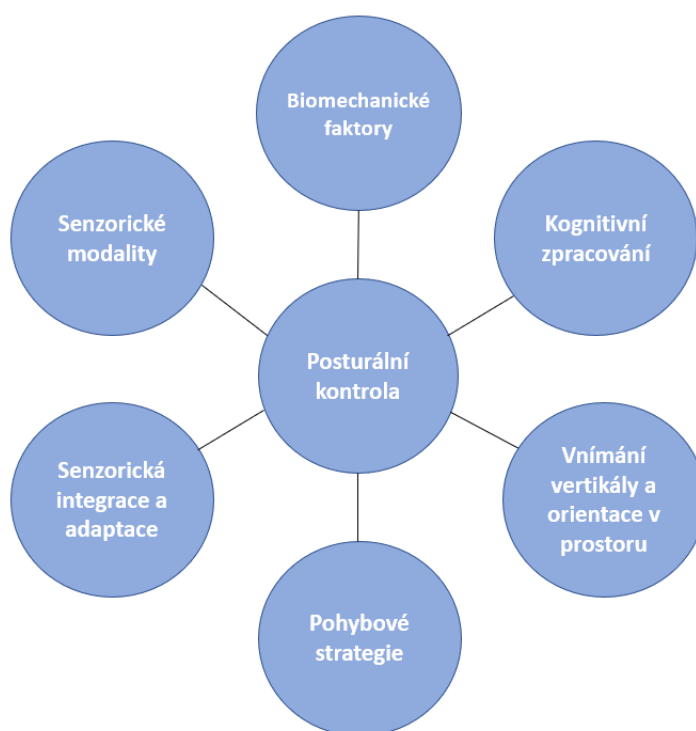
Posturální stabilita značí schopnost dosažení a udržení určité polohy, včetně bipedálního stoje, aby nenastal nezamýšlený nebo nekontrolovaný pád (Kolář, 2012, s. 39).

Posturální kontrola je komplexní schopnost CNS usilující o dosažení dvou hlavních cílů, posturální rovnováhy a orientace, a je založená na interakci dynamických senzomotorických

procesů. V případě rovnováhy se jedná o koordinaci senzomotorických strategií stabilizujících těžiště (centre of mass, COM) během narušení stability. U posturální orientace jde o kontrolu svalového tonu s ohledem na směr působení gravitace a tělesného uspořádání na základě sensorických informací (Horak, 2006, s. 8; Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 1), především z vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému (Vařeka, 2002a, s. 115–116, Horak, 2006, s. 8).

Posturální kontrola je závislá nejen na kognitivních informacích z vyšších center, ale i na optimálním fungování míchy a mozkového kmene, které zajišťují její automatické procesy, zahrnující již zmíněnou regulaci svalového tonu a základní posturální reflexy. Proto dochází k narušení jejího fungování při poškození bazálních ganglií, mozečku či mozkové kůry (Takakusaki et al., 2016, s. 4, 12–13).

Mezi důležité zdroje posturální kontroly patří (vizte obrázek 1) biomechanické faktory, sensorické strategie, kognitivní zpracování, orientace v prostoru a pohybové strategie, které se dělí na volní, reaktivní a anticipatorní. Porucha jednoho a více zdrojů vede k nestabilitě a zvýšenému riziku pádu (de Oliveira et al., 2008, s. 1216; Horak, 2006, s. 8).



Obrázek 1 Složky posturální kontroly (upraveno dle de Oliveira et al., 2008, s. 1216)

1.2 Posturální motorika a aktivita svalů během stoje

Posturální motorika zajišťuje statický pohyb a tvoří protipól fázickému. Slouží k držení nastavené pozice jednotlivých segmentů prostřednictvím nepřetržitého vyvažování kolem jejich střední polohy. Jedná se o pozici, ze které je zaujímana atituda, což je účelově změněná postura a vychází z ní zamýšlený pohyb. Jde tedy o děj dynamický (Véle, 2006, s. 97–98).

Posturální a lokomoční motorika fungují zdánlivě protichůdně, jelikož jedna z nich má za cíl zajistit stabilní polohu a druhá naopak pohyb. Ve skutečnosti je však pro optimální fungování důležitý jejich vzájemný soulad. Posturální motorika se podílí na probíhajícím pohybu jeho bržděním a stabilizací a díky tomu umožňuje jeho plynulý koordinovaný průběh. Zvyšuje tím také jeho efektivitu a zabraňuje přetížení pohybového aparátu, které by mohlo vést k mikrotraumatům a rozvoji funkčních a/nebo strukturálních poruch (Véle, 2006, s. 98–100). U většiny činností tedy dochází k jejich kombinaci a vzájemné koordinaci (Massion, 1992, s. 36). Massion (1992, s. 36) přirovnává motorickou činnost k ledovci, kdy špičku tvoří viditelný fázický pohyb, zatímco zbytek, větší skrytá část, slouží k udržení potřebných parametrů pro jeho optimální průběh.

Ačkoliv posturální motorika pracuje spíše se svaly tonickými, ve chvíli, kdy podmínky okolí přesahují jejich kapacitu, dojde k zapojení svalů fázických. Ty jsou v tuto chvíli klíčové pro zabránění ztráty rovnováhy a případnému pádu (Véle, 2006, s. 99).

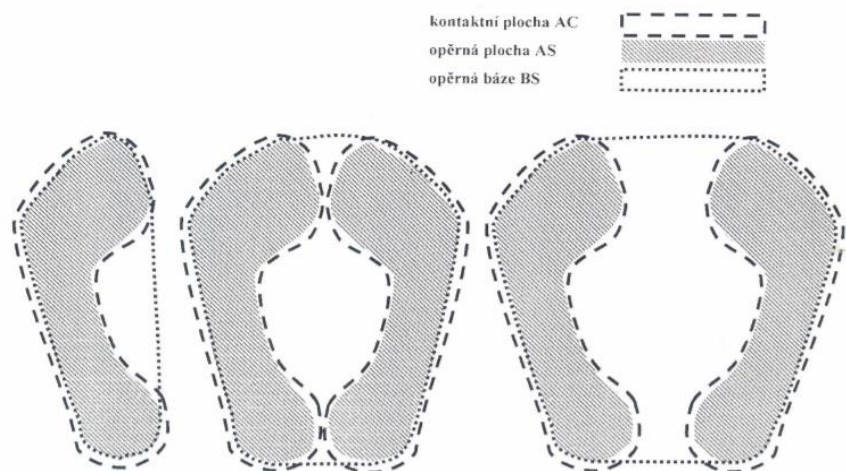
Při klidném bipedálním stoji dochází k zapojení svalů, nicméně jejich aktivita je poměrně nízká a pohyb šlach není viditelný. Pokud by byl stoj zcela pasivní, docházelo by k přetížení vazivových struktur. Stejně tak negativní je opačný případ se zvýšenou aktivitou svalů, vypovídající o vyšším úsilí k udržení stability, které je unavující a ekonomicky nevýhodné. Pro udržení vzpřímeného stoje je klíčová aktivita svalů dolních končetin (DKK), a to v m. soleus, méně pak v m. ischiocrurales a m. iliopsoas, zatímco m. quadriceps femoris je relaxován. Aktivní jsou také zádové a šíjové svaly a je rovněž tonizována břišní muskulatura (Véle, 2006, s. 101, 185–186).

1.3 Biomechanika a reaktivní pohybové strategie stoje

Vzpřímený stoj je nestabilní poloha kvůli vysoko položenému COM, malé BOS a poměrně velkému množství kloubů, které se mezi nimi nachází (Latash, 2008b, s. 170–171).

Plosky chodidel během stoje tvoří kontaktní plochu. Jedná se o místo dotyku povrchu těla a podložky. Její součástí je opěrná plocha, která je využita pro tvorbu BOS. BOS vzniká

propojením krajních bodů opěrné plochy a zaujímá tudíž i tu část, která se nachází mezi oběma chodidly (vizte obrázek 2) (Vařeka, 2002a, s. 116).



Obrázek 2 Vztah mezi BOS, AS a AC (Vařeka, 2002a, s. 117)

COM je bod, do kterého se promítá celková hmotnost, a je možné jeho hodnotu stanovit pomocí různých metod jak pro celé tělo, tak i jednotlivé tělesné segmenty. Jeho vertikální projekce do BOS je nazývána „centre of gravity“ (COG) (Winter, 1995, s. 194; Vařeka, 2002a, s. 117).

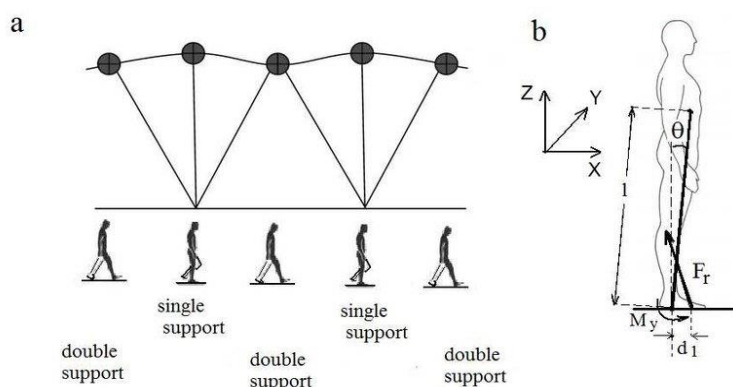
Dalším důležitým bodem je „centre of pressure“ (COP), ve kterém působí vektor reakční síly podložky. Představuje vážený průměr všech tlaků působících na podložku v místě jejího kontaktu s povrchem těla (Vařeka, 2002a, s. 117). Při stožení na jedné dolní končetině (DK) se COP nachází právě pod ní, zatímco při bipedálním stožení je někde mezi oběma DKK v závislosti na poměru jejich zatížení (Winter, 1995, s. 194). Poloha COP se podílí na rovnováze vzpřímeného stožení. Čím více se přibližuje k okrajům BOS, tím náročnější je rovnováhu udržet (Latash, 2012, s. 212; Věle, 2006, s. 103; Santos, Kanekar, Aruin, 2010b, s. 398).

Během stožení jsou detekovatelné deviace COP neboli posturální výchylky, které u zdravého člověka při klidném stožení dosahují cca 5–10 mm v anteroposteriorním i mediolaterálním směru. V případě stožení ve zhoršených podmínkách, jako je například absence zraku při zavření očí, dochází k nárůstu jejich rozsahu i rychlosti (Latash, 2012, s. 214). Mohou k tomu vést také různé patologie, například poruchy mozečku (Winter, 1995, s. 199).

Vztah mezi posturálními výchylkami a posturální stabilitou je poměrně složitý. V některých případech může být velikost těchto výchylek úměrná stabilitě člověka, ale někdy

je tomu naopak. První případ můžeme vidět u starších lidí, u kterých se při působení perturbací zvyšují posturální výchylky a stabilita je horší. Naopak u lidí s Parkinsonovou nemocí, u kterých je posturální stabilita taktéž významně narušena, posturální výchylky nebývají viditelné (Latash, 2012, s. 217).

Výchylky COP vůči COG jsou při klidném stoji popisovány pomocí modelu obráceného kyvadla (vizte obrázek 3 část b) (Latash, 2012, s. 214, Winter, 1995, s. 195). V tomto modelu je tělo pro zjednodušení tvořeno pouze dvěma segmenty. Ten hlavní rotuje kolem hlezenního kloubu vlivem tíhové síly a otáčivého momentu, který je produkován muskulotendinózním systémem obklopujícím hlezenní kloub (Iqbal, 2011, s. 7839). Přesuny COP zajišťuje především změna aktivity plantárních flexorů (Winter, 1995, s. 195). Jedná se pouze o zjednodušený model, protože ve skutečnosti se lidské tělo neskládá z rigidních bloků, ale z mnoha vzájemně propojených částí, které mohou být řízeny nezávisle na sobě (Massion, 1992, s. 37).



Obrázek 3 Model obráceného kyvadla při chůzi (a) a stoji (b) (Zielinska et al., 2017, s. 23–24)

V kotníku se odehrávají zejména výchylky o malé amplitudě. Čím jsou větší, tím více se zapojují další segmenty (Latash, 2012, s. 217). Na základě toho hovoříme o třech typech reaktivních posturálních strategiích. Jedná se o výše popsanou kotníkovou, kyčelní, kdy dochází k pohybu v kyčelních kloubech, a kročnou. U prvních dvou zůstávají chodidla stále na stejném místě, zatímco u posledního typu dochází pro znovuzískání rovnováhy a stability ke kroku DK na jiné místo. Kyčelní a kročná strategie jsou využívány v případě, že působí perturbace většího rozsahu, například při stoji na úzké podložce či měkkém povrchu, nebo při narušení funkce neuromuskulárního systému. Objevují se proto v případech rizika

pádu, které je zvýšené především u starších lidí a osob s různými onemocněními (Horak, 2006, s. 9).

Reaktivní mechanismy jsou aktivovány pomocí senzoričké zpětné vazby a usilují o navrácení COM do původní polohy pro udržení rovnováhy (Santos, Kanekar, Aruin, 2010a, s. 388).

1.4 Vliv senzoričkých informací na bipedální stoj

Pro posturální stabilitu jsou rovněž důležité senzoričké informace, a to především z vestibulárního, somatosenzoričkého a zrakového aparátu, a jejich vzájemná integrace a interpretace pro optimální zhodnocení prostředí (Horak, 2006, s. 9; Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 3). Podíl jejich zapojení při stoju se u různých autorů liší, ale podle experimentálních studií převažuje význam propiocepce, jejíž absence má stejné důsledky pro stabilitu v klidném stoju jako výpadek zrakového a vestibulárního aparátu zároveň (Vařeka, 2002b, s. 122). Podle Horak (2006, s. 9) vzpřímený stoj u zdravých jedinců na pevném rovném povrchu závisí zhruba ze 70 % na informacích ze somatosenzoričkého aparátu, 20 % z vestibulárního a 10 % z vizuálního. V případě, že jsou informace z jednotlivých senzoričkých zdrojů ve vzájemném rozporu, lidský mozek má tendence věřit těm, které pochází ze zrakového aparátu. Při jeho vyřazení dochází ke zhoršení všech faktorů posturální kontroly (Latash, 2008, s. 214). Zvyšuje se variabilita posturálních výchylek a zrychlují se změny polohy COP. Zrak navíc spolu se sluchem umožňuje celkový přehled o okolí a orientaci těla v prostoru (Vařeka, 2002b, s. 122).

Vestibulární systém obsahuje statickou a dynamickou složku. Statická má největší podíl na určení polohy a orientace hlavy vzhledem ke směru působení gravitace. Jeho dynamická složka je klíčová pro zachycení rotačních pohybů hlavy a pro kontrolu automatických pohybů očí (Latash, 2008, s. 212).

Somatosenzoričkový aparát slouží k určení pozice v kloubech, svalové síly a rozložení tlaku pod ploškami nohou. Navíc pomáhá určit pozici a orientaci těla v prostoru v případě, že je vyřazena z kontroly zraková složka. Na jeho význam poukazují i studie, které prokázaly, že i lehký dotek stacionárního objektu vede ke snížení posturálních výchylek (Latash, 2012, s. 225).

Pro optimální posturální stabilitu je nutná souhra všech těchto senzoričkých systémů. Ty rovněž vykazují určitou redundanci, která je využitelná, pokud některý ze systémů selže, nebo dojde k jeho ztrátě (Horak, Nashner a Diener, 1990, s. 167; Winter, 1995, s. 202).

Díky tomu jsou lidé s tímto typem postižení i nadále schopni nezávislého stoje a chůze (Horak, Nashner a Diener, 1990, s. 167).

CNS má schopnost měnit váhu přikládanou jednotlivým smyslům na základě dané situace. Pokud člověk stojí ve tmě, tak je při kontrole rovnováhy kladen důraz především na informace z vestibulární a somatosenzorického systému. V případě, že se nachází na nerovném povrchu, tak kromě vestibulárního, roste význam také vizuálního aparátu, zatímco senzomotorického ubývá. Tato schopnost je rovněž důležitá v situacích, ve kterých dochází k tzv. sensorickému konfliktu. Příkladem je jízda dopravním prostředkem, kde člověk zrakově vnímá pohyb, nicméně vestibulární a somatosenzorický systém ho nezaznamenávají. Kvůli tomu jsou vizuální informace potlačeny a dojde k využití těch, které pochází ze zbylých dvou aparátů (de Oliveira, 2008, s. 1216).

2 Anticipatorní posturální nastavení

Anticipatorní posturální mechanismy (APAs) patří mezi pohybové strategie, které se podílí na udržení posturální stability (Horak, 2006, s. 8). Jejich hlavním cílem je minimalizovat negativní následky možného narušení postury a rovnováhy (Santos, Kanekar, Aruin, 2010b, s. 398; Massion, 1992, s. 36; Kanekar a Aruin, 2014a, s. 1068). Dále minimalizují disturbanci polohy tělesných segmentů, což je důležité pro následné provedení pohybu. Zabraňují také větším výchyilkám hlavy, které by mohly narušovat funkci vestibulárního a zrakového ústrojí (Massion et al., 1999, s. 230, Latash, 2012, s. 220).

APAs svou funkcí spadají do kategorie mechanismů, které brání narušení stability postury ve vertikále (vizte tabulka 1). K jejich aktivaci dochází na základě různých požadavků a typů perturbace. Liší se svým načasováním i efektivitou (Latash, 2012, s. 220).

Tyto mechanismy jsou nazývány anticipatorními proto, že je CNS zajišťuje dříve, než dojde k působení perturbace. Spadají tedy do dopředné kontroly a bývají aktivovány především během úmyslného pohybu. Za určitých okolností, kdy mohou být vlastnosti perturbace (její směr, rychlost či velikost) odhadnuty na základě senzorických informací, mohou být APAs přítomny i při působení zevních narušení (Massion, 1992, s. 36, 46–48).

Podoba APAs je výsledkem procesu učení. Proto jsou závislé na předchozí zkušenosti (Massion, 1992, s. 46–48). Jelikož jsou spíše odrazem toho, jakou povahu perturbace jedinec predikuje, nejsou nikdy zcela optimální (Latash, 2008b, s. 173; Latash, 2012, s. 216).

Tabulka 1 Mechanismy stabilizující posturu ve vertikále (Latash, 2012, s. 220)

Mechanismy	Časové zpoždění	Výhody	Nevýhody
APAs	<0 ms	Příprava na perturbaci	Suboptimální, závislé na predikci
Elasticita šlach a vazů	0 ms	Působí lokálně, okamžitá účinnost	Nespecifické, slabé
Reflexy	30 ms	Účinnost s malým zpožděním	Velmi omezeně regulovatelné, trhané
Předem naprogramované reakce	70 ms	Specifické, málo opožděné	Přibližná korekce
Volní aktivita	150 ms	Velmi specifické	Velké zpoždění

APAs zahrnují změny úrovně aktivity (aktivace či inhibice) posturálních svalů a přesuny COG a COP před působením perturbace (Aruin, 2002, s. 32). Proto jsou většinou měřeny pomocí elektromyografie (EMG) či metodami detekce výchylek COP. Pouze nepatrné množství studií zachytilo měřitelnou změnu polohy kloubu v rámci těchto mechanismů. Je tomu tak proto, že aktivita posturálních svalů nenastává o moc dříve než aktivace prime moveru, což je hlavní sval vykonávající pohyb, který svou činností vyvolává narušení postury. Proto kvůli elektromechanickému zpoždění nestíhá k pohybu dojít (Latash, 2008b, s. 173).

Při anticipatorním nastavení jsou posturální svaly aktivovány až o 100 ms dříve než prime mover (Latash, 2008a, s. 220). To, v jakých svalových skupinách se APAs projeví, záleží na cíli, momentálním posturálním nastavení a také okolním prostředí, ve kterém se člověk nachází (Massion, 1992, s. 45). Během bipedálního stoje dochází před nadcházející perturbací ke změnám aktivity muskulatury trupu a DKK (Latash, 2008b, s. 201). Na to jako první poukázali Belenkii et al. (1967, in Massion, 1992, s. 36), kteří při měření elevace HKK ve stoji zaznamenali aktivitu v těchto svalech zhruba o 50–100 ms dříve než u prime moveru.

Po působení APAs následují reaktivní posturálních mechanismy, které mají odlišné biomechanické vlastnosti (Massion, 1992, s. 37). Jsou aktivovány pomocí senzorní zpětné vazby a usilují o navrácení COM do původní polohy po perturbaci, která již skutečně nastala (Santos, Kanekar, Aruin, 2010a, s. 388). Aktivace APAs snižuje míru zapojení reaktivních mechanismů, ale pouze v případě očekávaných a předvídatelných narušení, zatímco u nepředvídatelných je nijak neovlivňuje (Santos, Kanekar, Aruin, 2010b, s. 399–404). Cíl obou typů posturálních mechanismů je tedy stejný, a to minimalizovat narušení postury a rovnováhy vnitřními či vnějšími vlivy (Massion, 1992, s. 42).

Ke změně APAs může docházet vlivem různých patologických jevů, ale někdy mohou být modifikovány v rámci sekundární adaptace. Jedná se o specifickou schopnost CNS přizpůsobit se danému poškození či poranění a nemělo by tak být na tyto změny APAs pohlíženo vždy jako na patologické (Latash a Anson, 1996, s. 55).

2.1 Anticipatorní posturální mechanismy a posturální stabilita

Jelikož se APAs podílí na udržení posturální stability (Horak, 2006, s. 8), může být jejich snížená efektivita jedním z důvodů jejího narušení (Kanekar a Aruin, 2015, s. 1; Latash, 2012, s. 201). Tento vztah ale funguje oboustranně a rovněž podoba těchto mechanismů závisí na míře posturální stability (Latash, 2012, s. 221).

Poměrně logické je, že APAs jsou redukovány v případě, kdy se člověk nachází ve velmi stabilní pozici. Pokud se například opírá o stěnu, je malé riziko, že bude jeho rovnováha a stabilita ohrožena nějakou perturbací, a proto není aktivita těchto mechanismů natolik potřebná (Latash, 2012, s. 221). Nicméně to samé o nich může platit i při stožení ve velmi nestabilních podmínkách. Je tomu tak zejména proto, že by se mohly samotné APAs stát narušitelem postury a zdrojem pádu. Pokud jedinec například stojí na kluzkém povrchu či má úzkou bázi (stoj na prkně, laně), tak jsou větší anticipatorní výchylky COP nežádoucí (Latash, 2012, s. 221). CNS proto zvolí jako obrannou strategii před destabilizačním efektem APAs jejich potlačení, které se stupňuje s mírou instability a je nejsilnější, pokud mají perturbace a nestabilita stejný směr (Aruin, Forrest a Latash, 1998, s. 358).

Získávání senzorických informací je pro posturální stabilitu velmi důležité (Horak et al., 2006, s. 8) a jejím prostřednictvím následně tyto vstupy do určité míry modifikují rovněž podobu APAs. Ukázalo se, že dokonce i v případě, kdy se člověk pouze lehce dotýká prstem něčeho statického, dochází ke zvýšení jeho stability, snížení posturálních výchylek při stožení, a také ke snížení APAs. Je tomu tak proto, že receptory v prstu poskytují CNS somatosenzorické informace a tím pomáhají určit orientaci těla v prostoru. Jelikož se jedná pouze o lehký dotek, je vyloučené, že by bylo stabilizace dosaženo mechanicky (Latash, 2012, s. 225).

2.2 Typy perturbací stožení a jejich vliv na anticipatorní posturální mechanismy

Stožení může být narušen zevními či vnitřními silami. Obě kategorie mají společné, že způsobují dynamickou multisegmentální reakci vedoucí k přesunu COG ke krajním polohám BOS (Santos, Kanekar, Aruin, 2010a, s. 388). Do první skupiny spadají situace, kdy do člověka někdo či něco narazí, nebo dojde k pohybu dopravního prostředku, ve kterém jedinec stojí (Santos, Kanekar, Aruin, 2010a, s. 388). Anticipatorní nastavení je u zevních perturbacích méně časté, ale může nastat na základě odhadu jejich charakteristik s využitím senzorických informací (Massion, 1992, s. 47).

Druhý případ narušení stožení je dán silami, které produkuje člověk sám. Jedná se tedy o vnitřní perturbace, které jsou nejběžnější. Zahrnují například pohyby trupu, hlavy nebo horních a dolních končetin, mezi které patří ohýbání, natahování se pro něco a mnoho dalších aktivit využívaných při vykonávání běžných denních činností (activities of daily living, ADL

(Winter, 1995, s. 202; Latash, 2008, s. 215). Mezi tyto perturbace patří tedy i vykročení k chůzi (Plate et al., 2016, s. 2609).

Při volném pohybu zprostředkovaném kontrakční silou svalů, dochází ke vzniku sil reakčních, které způsobují poruchu rovnováhy a stability. APAs snižují tento destabilizační efekt díky tomu, že vektory sil vznikajících jejich činnostmi směřují obráceně než vektory sil reakčních (Massion, 1992, s. 37). U rychlých pohybů vznikají větší reakční síly. Aby nedocházelo k nežádoucím změnám polohy trupu a narušení rovnováhy, produkuje CNS takové anticipatorní nastavení, které dostatečně snižuje efekt těchto sil a jejich momentů (Massion, 1992, s. 37; Latash, 2008b, s. 185; Latash, 2012, s. 215). Jelikož u pomalých perturbací nevznikají obvykle tak velké reakční síly, nedochází při jejich působení k příliš významné aktivaci APAs (Massion, 1992, s. 37).

Ve většině případů větší akce tedy vyvolává větší reakci. Ale tato přímá úměra neplatí vždy. To je vidět například v případě střílení ze zbraně, kde ke zmáčknutí spouště stačí velmi malá volní aktivita/kontrakční síla, zatímco zpětný ráz výstřelu může vyvolat velkou reakci a mít na posturu značný vliv. To je obzvlášť viditelné u lidí, kteří se střelbou nemají moc zkušeností a dochází tak u nich k velkému narušení postury, nebo dokonce až k pádu, zatímco u zkušených střelců nemusí být žádné vychýlení viditelné (Latash, 2012, s. 221).

2.3 Řízení a centrální organizace anticipatorních posturálních mechanismů

Anticipatorní posturální nastavení je odrazem schopnosti CNS predikovat následky mechanického vlivu pohybu na posturu (Massion et al., 1999, s. 229) a jeho podoba je úzce spojena s procesem učení (Massion, 1992, s. 48; Kaewmanee, Liang a Aruin, 2020, s. 2207).

Ačkoliv sensorické signály poskytují mnoho informací o okolním prostředí i pozici těla, kvůli zpoždění, ke kterému dochází vlivem různých fyziologických procesů (např. neuronální přenos, centrální zpracování), není možné se na ně zcela spoléhat. Mohlo by to vést k významným chybám a způsobovat instabilitu, obzvlášť u rychlých pohybů. Proto je v rámci motorické kontroly z hlediska načasování výhodnější kombinace predikce a sensorické zpětné vazby (Wolpert a Flanagan, 2001, s. 729–731).

Schopnost predikce následku motorického činu vyžaduje vytvoření dopředných modelů (Wolpert a Flanagan, 2001, s. 729). Ty zahrnují posturální mechanismy, které jsou připraveny před volným pohybem (tedy narušením). Nicméně nejsou fixní, ale mohou být modifikovány učením a zkušenostmi (Rogers, 2018, s. 87, 90). Rovněž mohou být trénovány a upravovány

prostřednictvím chyb vyhodnocování rozdílu mezi predikcí a skutečnými následky perturbace. Díky tomu tak dochází v budoucnu ke zlepšení predikce nadcházejících situací (Wolpert a Flanagan, 2001, s. 729).

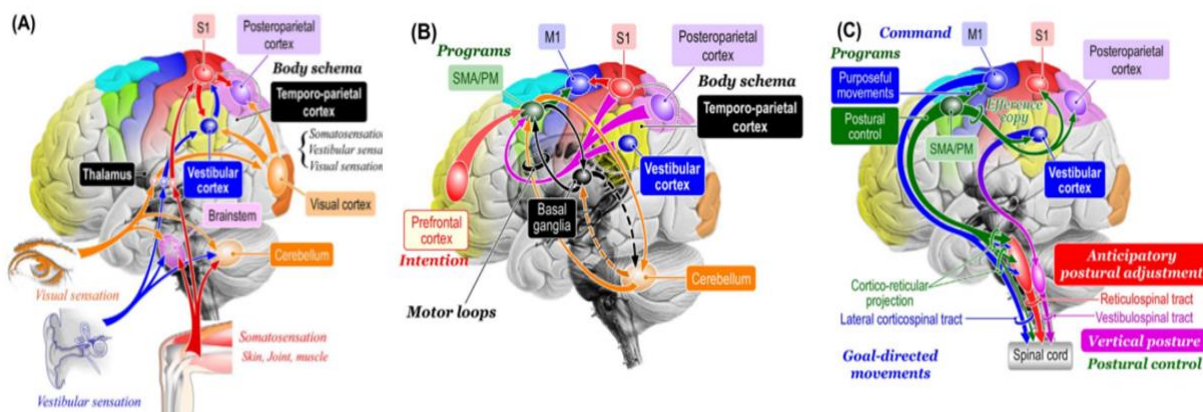
Znalost fungování motorické kontroly je důležitá pro pochopení její patofyziologie a vytvoření vhodných léčebných strategií u lidí s poruchami postury i chůze (Takakusaki et al., 2016, s. 1–3). Dopředná kontrola zahrnující APAs doplňuje paralelní systém určený pro fázickou složku pohybu, se kterou jsou vzájemně koordinovány a časovány. Tento proces pravděpodobně probíhá nezávisle na propojení motorických oblastí obou hemisfér skrze corpus callosum (Massion et al., 1999 s. 231, 234). To naznačuje studie, podle které u pacientů po jeho přerušení nedošlo ke změně APAs. Koordinace pohybu a posturálních funkcí tak probíhá spíše na subkortikální úrovni (Viallet et al., 1992, s. 674). (Massion et al., 1999, s. 231, 234).

Řízení a organizace APAs nejsou zatím zcela objasněny, ale zdá se, že se na nich podílí suplementární motorická oblast (SMA) za účasti dalších korových a podkorových struktur (Takakusaki, 2017, s. 9). Dřívější studie Massion et al. (1999, s. 234) zmiňuje v souvislosti s řízením APAs kromě SMA také bazální ganglia a primární motorickou oblast (M1), a to kontralaterálně vůči končetině vykonávající pohyb. Také podle Viallet et al. (1992, s. 682–683) se na něm podílí SMA za spoluúčasti motorických a premotorických oblastí. Richard et al. (2017, s. 13) popisují, že SMA má důležitou úlohu v načasování a nejspíše také amplitudě APAs. Dále podle těchto autorů přispívá k jejich koordinaci s fázickou složkou pohybu zadní část mozečku. Ng et al. (2013, s. 346–450) opět zmiňují v souvislosti s řízením APAs SMA, bazální ganglia, thalamus a gyrus precentralis. Naopak spoluúčast mozečku nepotvrzují.

Vlivem mozečku na APAs se zabývalo více studií, které zkoumaly tyto mechanismy u lidí s jeho poškozením (vizte kapitola 2.6 Vliv různých diagnóz a stavů na anticipatorní posturální mechanismy, s. 28). Některé se shodly na tom, že by u těchto jedinců mohla být schopnost generovat optimální APAs neporušena v situacích a podmínkách naučených ještě před rozvojem poškození. Postiženy by naopak mohly být schopnost predikce a vytváření těchto mechanismů při nových modifikacích, které se objevily až po vzniku léze. Porucha mozečku by se tedy mohla projevat především v nedostatečné krátkodobé adaptaci (Bastian 2006, s. 646–647; Diedrichsen, 2005, s. 810–811). Proto se tito pacienti musí pravděpodobně více spoléhat na zpětnou kontrolu než dopřednou (Bastian 2006, s. 648).

Takakusaki et al. (2016, s. 4, 13–14) ve své studii popsali, jak by mohl probíhat kognitivní proces posturální kontroly se zahrnutím APAs. CNS získává mnoho senzorických informací ze zevního a vnitřního prostředí, které putují do mozkového kmene, thalamu, mozečku a kůry

mozkové [vizte obrázek 4 část (A)]. Následuje integrace signálů z vestibulárního a vizuálního cortexu a primární senzitivní oblasti (S1). Poté dochází v temporoparietální oblasti, včetně vestibulárního a posteroparietálního cortexu, k vybudování tělesného schématu a obrazu orientace v prostoru.



Obrázek 4 Kognitivní proces posturální kontroly (upraveno dle Takakusaki et al., 2016, s. 13)

Tyto signály jsou přeneseny do SMA a premotorické oblasti (PM) [vizte obrázek 4 část (B)], které spolupracují s bazálními ganglii a mozečkem. Díky tomu dochází na základě těchto informací k vytvoření motorických programů, které mohou být následně spuštěny úmyslnými signály z prefrontální kůry (PFC). Motorické programy poté vedou ke generování vhodných APAs pro dosažení cíleného pohybu prostřednictvím tr. corticoreticularis a reticulospinalis [vizte obrázek 4 část (C)]. Následně je motorický program odeslán do primární motorické kůry, díky čemuž může být vykonán cílený pohyb. To znamená, že jak volní složka motoriky, tak APAs jsou podle tohoto schématu programovány v motorických oblastech kůry (Takakusaki et al., 2016, s. 2, 13–14).

2.4 Anticipatorní posturální nastavení u dětí

Anticipatorní i reaktivní posturální mechanismy se postupně vyvíjí již od raného dětství (Hay a Redon, 2001, s. 225). S rostoucím věkem dochází ke změně dynamiky našeho těla, což vyžaduje vytvoření nových dopředných modelů a doplnění/modifikaci těch stávajících (Wolpert a Flanagan, 2001, s. 729). APAs jsou postupně více synergicky organizované, rychlejší, konzistentnější a celkově efektivnější (Hay a Redon, 2001, s. 225). Po jejich získání zůstávají při zachování zdraví stabilní až do stáří, kdy dochází vlivem mnoha faktorů k jejich narušení (Massion, 1992, s. 46). Pro vývoj reaktivních mechanismů je nutné především

působení zevních narušení postury, zatímco u APAs jsou klíčové vnitřní perturbace (Hadders-Algra, 2013, s. 6).

První APAs byly u dětí zaznamenány během dosahových aktivit (reaching) (Massion, 1992, s. 46). Ty se vyvíjí během prvního roku života a posturální kontrola je čím dál více schopna je adaptovat odlišným situacím, čemuž napomáhá rozvoj zraku a také APAs (Hadders-Algra, 2013, s. 7).

Podle Woollacott et al. (1987 in Massion, 1992, s. 46) je při dosahování v sedě anticipatorní aktivita u svalů trupu detekovatelná zhruba od 9. měsíce. Nicméně Van der Fits a Hadders-Algra (1998) ve své studii nenalezli během dosahových aktivit u dětí mezi 3. a 18. měsícem jejich konzistentní přítomnost. Podle nich by to mohlo být proto, že se m. deltoideus, ke kterému Woollacott et al. (1987) vztahovali aktivitu posturálních svalů, při těchto činnostech nezapojuje vždy jako první. Proto by pak mohla být aktivita jiných svalů vůči němu vnímána jako anticipatorní.

Van der Fits et al. (1999) stanovili vývojový milník APAs během dosahových aktivit v sedě mezi 12. až 15. měsíc života. Podle nich před tímto věkovým obdobím děti zpravidla nevykazují konzistentní APAs, zatímco po něm ano, a to především ve svalech krku.

Podle Van der Heide et al. (2003, s. 33, 43) jsou APAs při pohybech HKK v sedě konzistentní zhruba mezi 15. a 18. měsícem života, kdy je anticipatorní aktivita především v extenzorech krku. Schopnost produkovat určité (nekonzistentní) posturální mechanismy orientované dle směru perturbace při dosahování je ale již kolem 10. měsíce. APAs postupně po 18. měsíci při dosahování v sedě ubývají a opět se objevují v dospělosti. Autoři práce si to vysvětlují dvěma způsoby. Jednak není pro jedince v tomto věku dosahová aktivita již tak velkým nárokem na stabilitu, a také je u dospělých stabilizace hlavy v prostoru vyšší prioritou než u dětí.

S vývojem nezávislého bipedálního stoje okolo prvního roku života dochází k větším požadavkům na posturální kontrolu. Ta zajišťuje, aby nedocházelo ke ztrátě rovnováhy, nestabilitě a pádům, které by mohly být zdrojem poranění. Proto je vývoj stoje doprovázen vývojem anticipatorního nastavení (Witherington et al., 2002, s. 498).

APAs během stoje narušeného volným pohybem se zabývalo u dětí několik studií. Witherington et al. (2002) je zkoumali u jedinců mezi 10. a 17. měsícem života. V jejich studii byl stoj perturbován pohyby HKK. Děti měly za úkol vytáhnout šuplík, aby získaly hračky nacházející se uvnitř. Ve svalech DKK byla zaznamenána anticipatorní aktivita, která byla vyšší u dětí s pokročilejšími zkušenostmi s otevíráním šuplíků. Rovněž docházelo k jejich zlepšování s rostoucím věkem a konzistentní podobu měly zhruba od 13. měsíce. Při přerozdělení

výsledných dat a jejich porovnání se ukázalo, že děti s více než 4týdenními zkušenostmi s chůzí vykazovaly pokročilejší podobu APAs při stoji než ty, které chodily kratší dobu nebo ještě vůbec.

Haas et al. (1989) zkoumali děti při stoupání z celých plosek na špičky. Ukázalo se, že u kategorie starší 4 let dochází k adekvátní aktivaci APAs před začátkem přesunu na špičky, a to v podobě aktivace m. tibialis anterior, který zajišťuje lehký anticipatorní přesun COG dopředu.

Girolami, Shiratori a Aruin (2010) zkoumali děti ve věku 7–16 let při bipedálním stoji narušeném bilaterálním, unilaterálním a recipročním (střídání flexe jedné horní končetiny a extenze druhé) předpažením a zapažením HKK. Jejich studie poukazuje na schopnost dětí v této věkové kategorii produkovat APAs ve svalech trupu a DKK v závislosti na směru pohybu paží. Rovněž popisují rozdíly mezi dětmi ve věku 7–9 let a 12–16 let. V mladší skupině byla detekována o něco menší konzistence anticipatorní aktivity z hlediska načasování.

Riach a Hayes (1990, s. 250) zkoumali děti ve věku 4–14 let, jejichž bipedální stoj byl perturbován elevací HKK. To vedlo k anticipatornímu přesunu COP i u těch nejmladších probandů. Nicméně u kategorie 4–6 let bylo načasování APAs méně konzistentní.

Hay a Redon (2001) zkoumali pomocí sledování výchylek COP vývoj koordinace mezi posturou a volným pohybem v podobě předpažení HKK do horizontály při stoji. Výzkumu se zúčastnily čtyři skupiny: děti ve věku 3–5 let, 6–8 let, 9–10 let a dospělí. Největší rozdíly byly zaznamenány mezi první a druhou kategorií. S věkem došlo k lepší koordinaci mezi anticipatorními a reaktivními mechanismy, které zajistily rychlejší návrat stability po vychýlení volným pohybem. Již ve své dřívější studii Hay a Redon (1999) zaznamenali efektivní anticipatorní posturální kontrolu u dětí ve věku 6–8 let, která snížila velikost reaktivních mechanismů nastalých po volném pohybu. Při porovnání této skupiny s dospělými jedinci u ní byla znatelná větší variabilita odpovědí posturálních mechanismů. Proto Hay a Redon došli k závěru, že věkem dochází nejen ke zpřesnění APAs, ale i k lepší koordinaci mezi dopřednou a zpětnou kontrolou.

Ze studií nelze vyvodit závěr, kdy přesně se objevují APAs ve stoji u dětí poprvé a kdy mají konzistentní podobu. Na jejich základě je ale možné potvrdit, že se tyto mechanismy zdokonalují zkušenostmi s danou polohou, ale i pokročilými motorickými vzory jako je chůze (Witherington et al., 2002). Rovněž pravděpodobně dochází s věkem k jejich zpřesňování, zefektivnění (Hay a Redon, 1999; Hay a Redon, 2001; Girolami, Shiratori a Aruin, 2010) a lepšímu funkčnímu propojení s reaktivními mechanismy (Hay a Redon, 2001). Tyto znalosti

mohou být využity u dětí s abnormálním vývojem v rámci rehabilitace a terapie pro facilitaci APAs a celkově zlepšení rovnováhy a stability (Girolami, Shiratori a Aruin, 2010, s. 155, Liu, Zaino a McCoy, 2007; Shiratori, Girolami a Aruin, 2016).

Podle studie van Balen et al. (2015 a 2018) u dětí s rizikem dětské mozkové obrny (DMO) nedochází na rozdíl od skupiny zdravých jedinců ke směrové specifitě APAs a mají menší a opožděnější aktivaci. Dochází tak během jejich dospívání k posturální dysfunkci.

Liu, Zaino a McCoy (2007) zkoumali děti ve věku 8–12 lety s DMO se spasticitou typu II podle klasifikace Gross Motor Function Classification System. Tito jedinci jsou schopni chůze v interiéru, exteriéru a s přidržením zábradlí i do schodů. Nicméně mají limitace při pohybu na nerovném povrchu, se stoupáním, či pohybováním se v rozlehlých prostorech a davech. Běhu a skákání nejsou schopny vůbec nebo pouze minimálně (Palisano et al., 1997). Studie ukázala, že tyto jedinci generovali při pohybu HKK vpřed (natahování se ke spínači na zdi) během stoje APAs v podobě přesunu COP dozadu obdobně jako děti s normálním vývojem. Nicméně u nich byly tyto mechanismy méně konzistentní (Liu, Zaino a McCoy, 2007).

Studie Kane a Barden (2012) ukázala u dětí s centrální koordinační poruchou opožděný nástup anticipatorní aktivity v některých svalech při porovnání s dětmi s normálním vývojem, a to ve třech testovaných aktivitách: chůzi do schodů, kopání do míče a stoje na jedné DK.

Shiratori, Girolami a Aruin (2016) porovnávali APAs během stoje u dětí při chytání zátěže. Byly testovány tři kategorie: děti s normálním vývojem a s diplegickou a hemiplegickou formou DMO. APAs v podobě přemístění COP a nástupu aktivity svalů trupu a DKK byly před nástupem perturbace naměřeny u všech skupin. Nicméně mezi nimi bylo zaznamenáno hned několik rozdílů. Děti s oběma formami DMO měly oproti těm s normálním vývojem opožděný začátek APAs a byla u nich navíc detekována anticipatorní aktivita i v m. rectus femoris. Tyto rozdíly byly výraznější u dětí s diplegickou formou, které narozdíl jedinců s druhým typem DMO vykazovaly APAs i v m. rectus abdominis. Naopak v dorzální muskulatuře trupu a DKK (m. erectores spinae, m. soleus a m. biceps femoris) měla anticipatorní svalová aktivita u dětí s DMO menší amplitudu. Navíc k významnému anticipatornímu přesunu COP došlo pouze u jedinců s normální vývojem a s hemiplegickou formou DMO, zatímco u diparetických dětí nebyl příliš výrazný.

2.5 Změny anticipatorního posturálního nastavení vlivem stárnutí

S přibývajícím věkem se postupně zhoršují senzomotorické funkce potřebné pro optimální posturální stabilitu (Sturnieks, George a Lord, 2008, s. 474; Shaffer a Harrison, 2006, s. 204). Dochází zejména k deficitu vestibulárního, propioceptivního a zrakového aparátu, snižuje se pohyblivost kloubů, svalová síla a prodlužuje se reakční doba (Sturnieks, George a Lord, 2008, s. 474). Následkem toho se zvyšují posturální výchylky a zhoršuje se stabilita (Lord, Clark a Webster, 1991, s. 69, 75–76). To vše vede k poruchám rovnováhy a významnému nárůstu rizika pádu, který může být zdrojem dalšího poškození (Horak, 2006, s. 8; Sturnieks, George a Lord, 2008, s. 474). Poruchy posturální kontroly a rovnováhy jsou u starších jedinců úzce spojeny se snížením mobility, která je důležitá pro většinu ADL. Omezená schopnost jejich nezávislého vykonávání vede ke snížení kvality života (Frank a Patla, 2003, s. 157).

V minulosti proběhly studie, které ukazují, že tyto změny u starších lidí zasahují též APAs (Kanekar a Aruin, 2014a, s. 1069, 1076; Smith a Fisher, 2018, s. 2796–2797). Ve studii Inglin a Woolacott (1988) byla porovnávána skupina mladých (průměrný věk 26 let) a starých (průměrný věk 71 let) zdravých probandů při perturbovaném stoji. Jeho narušení spočívalo v přitažení či odtlačení dlouhé vertikálně umístěné tyče na povel. Anticipatorní aktivace svalů DKK byla u starších jedinců značně opožděna a rovněž došlo k pozdější aktivaci prime moveru.

Woolacott a Manchester (1993) porovnávali skupinu mladých (27 ± 5 let) a starých (71 ± 8 let) dospělých při unilaterálním předpažování horní končetiny (HK) v různých rychlostech, a to se závažím i bez něj. Výsledky ukázaly, že pohyb jako takový proběhl ve stejné rychlosti u obou skupin. Rozdíl mezi věkovými skupinami byl v aktivaci kontralaterálních mm. erectores spinae (ES), která byla u starších lidí opožděná a většinou začínala až po aktivaci prime moveru. U mladých probandů byly tyto svaly aktivní vždy před prime moverem. Navíc u starší skupiny následovala mnohem častěji reaktivní aktivita v kontralaterálním m. quadriceps femoris než u mladších jedinců, a to ve všech testovaných situacích.

Podobných výsledků dosáhli také Bleuse et al. (2006), kteří měřili APAs u mladých ($29,4 \pm 8,4$ let) a starých ($67,3 \pm 4,8$ let) lidí při perturbovaném stoji. Jeho narušení spočívalo v unilaterálním předpažení v pěti podobách: ve třech různých rychlostech, se zátěží a odstartováním na základě zevního podnětu. Poslední dva testy proběhly při maximální rychlosti pohybu. Při pomalé rychlosti nebyl mezi skupinami rozdíl, nicméně při té maximální došlo u starších lidí k opoždění APAs. Přes tyto změny byl celkový výsledný pohyb proveden

za stejnou dobu u obou skupin. Na základě EMG analýzy autoři práce vyhodnotili, že starší lidé volí jiné pohybové strategie pro dosažení stejného pohybu s menší stabilitou.

Bugnariu a Sveistrup (2006) porovnávali skupinu zdravých mladých (průměrný věk 22 let) a starších lidí (průměrný věk 70 let) bez pádu v minulosti při stoji perturbovaném pohyby plošiny, jejichž frekvence se zvyšovala. K tomu docházelo buď náhle a neočekávaně, nebo byla změna frekvence prováděna samotnými probandy pomocí ovládnutí (očekávané narušení). Výsledky ukázaly, že mladí i staří jedinci vykazovali APAs v podobě dřívější aktivace svalů. Díky tomu došlo ke zmenšení reaktivních COP výchylek a ubyl počet kroků stranou. Mladší skupina byla schopna kvůli předvídatelnosti pohybu po 3–5 opakováních zevně a po 1–2 opakováních samostatně navolených perturbacích lépe přizpůsobit APAs nové frekvenci. U starších lidí byly tyto mechanismy omezeny při zevních změnách a docházelo u nich také k větším reaktivním mechanismům v podobě vyšších exkurzí COP výchylek a provedení více kroků stranou.

Kanekar a Aruin (2014b) rovněž porovnávali skupinu mladých (průměrný věk 27 let) a starších (průměrný věk 70 let) jedinců pomocí zevní perturbace působící na bipedální stoj. Výsledkem byl opožděný nástup APAs u starších lidí. Posturální svaly trupu a DKK byly aktivovány či inhibovány téměř ve chvíli, kdy nastala perturbace. Navíc jejich anticipatorní svalová aktivita a výchylka COP měly menší velikost, což vedlo ke zvětšení reaktivní aktivity svalů a COP výchylky. I přes větší reaktivní mechanismy vykazovali starší jedinci menší stabilitu.

Lee, Chen a Aruin (2015) měřili APAs u starých (průměrný věk 69 let) a mladých (průměrný věk 30 let) lidí během stoje narušeného vnitřní perturbací. Probandi měli HKK volně vedle trupu s 90° flexí v loketních kloubech a dlaněmi se lehce dotýkali zavěšeného objektu. Na vyzvání do něj zatlačili pomocí náklonu trupu vpřed bez pohybu HKK. Anticipatorní aktivita byla detekována ve všech testovaných svalech u starších jedinců se zpožděním. Signifikantní bylo ale pouze v m. biceps femoris, m. gastrocnemius medialis a ES. ES byly navíc u starších jedinců na rozdíl od mladých aktivní až po začátku perturbace. Rovněž byla u starších lidí opožděná výchylka COP v anticipatorní i reaktivní fázi.

Nicméně proti hypotéze, že jsou APAs u starších lidí redukovány, hovoří studie Huang a Brown (2013), která zkoumala vliv stárnutí na APAs při pohybu HKK během stoje. Byla v ní porovnávána skupina starších (průměrný věk 74 let) a mladších (průměrný věk 20 let) jedinců. Měli za úkol při stoji co nejrychleji uchopit válec umístěný ve třech různých polohách – ve výšce hlavy, ramen a kolen, a vrátit se zpět do výchozí polohy. Na základě měření bylo zjištěno, že došlo k anticipatornímu přesunu COP směrem dozadu. Tato výchylka

byla u starších jedinců mnohem větší, zatímco její doba trvání byla obdobná jako u mladších probandů. U obou skupin byly tyto hodnoty ovlivněny výškou cíle. U nízké pozice válce byla amplituda i doba trvání nejvyšší. Zvýšení amplitudy by podle autorů mohlo značit snahu o vyšší posturální stabilizaci před začátkem pohybu s cílem snížení rizika ztráty rovnováhy během něj. Přesto u starších jedinců byl zaznamenán méně plynulý průběh COP výchylky při pohybu, což je podle autorů odrazem snížené dynamické rovnováhy. Dále Plate et al. (2016) nenalezli rozdíly v APAs u zdravých starých a mladých jedinců. Nicméně jejich probandi byli ve věku 40–73 let, zatímco v jiných studiích zastupují mladší skupinu většinou lidé kolem 20–25 let.

Odlíšnou studii provedli Tisserand et al. (2016), kteří porovnávali APAs u dvou skupin lidí ve věku 70–82 let. První skupinu tvořili jedinci, kteří prodělali v průběhu posledních deseti let alespoň jeden pád, zatímco lidé v druhé skupině nikoliv. Testováno bylo také vykročení na čas z bipedálního stoje na vyznačená místa. Jedincům z první skupiny trval test delší dobu. Ukázalo se, že v anteroposteriorním směru měli menší a pomalejší anticipatorní výchylku COP dozadu. Ve směru mediolaterálním byla anticipatorní výchylka u obou skupin ve stejném rozsahu i rychlosti. Autoři práce se domnívají, že se jedná o bezpečnější balanční strategii, která upřednostňuje dynamickou stabilitu před dosažením cíle a vychází nejspíše z limitace muskulárního systému a/nebo z vyššího strachu z pádu. To by nicméně v náročnějším prostředí mohlo paradoxně vést k větší nestabilitě a zvýšenému riziku pádu.

Claudino, dos Santos a Santos (2013) porovnávali zapojení APAs při očekávané i neočekávané laterální perturbaci u třech skupin. Dvě tvořili starší probandi, kteří byli rozděleni podle toho, zda u nich v minulosti docházelo k pádům či nikoliv. První skupina měla průměrný věk 75,6 (± 6) let a druhá 72,9 ($\pm 6,3$) let. Třetí byla složena z mladých jedinců ve věku 23,9 ($\pm 2,7$) let. Všechny tři skupiny generovaly podobné APAs, ale reaktivní aktivita svalů byla u prvních dvou významně vyšší než u třetí. Rovněž u starších jedinců měly reaktivní COP výchylky větší rozsah, a to především u skupiny s pády v anamnéze.

Uemura et al. (2012) se zabývali vlivem obav z pádu u starších jedinců na podobu APAs. Rozdělili probandy ve věku okolo 80 let do dvou skupin podle toho, zda strach z pádu mají či nikoliv. Zkoumali u nich APAs během iniciace chůze, a to jak bez dalšího úkolu, tak s ním. Úkol spočíval v počítání po jedné od sta, zatímco čekali na vizuální signál vyzývající k pohybu. Obě skupiny vykazovaly při iniciaci chůze bez úkolu stejné APAs. Rozdíl nastal u testu s počítáním, kdy probandi s obavami z pádu měli prodlouženou anticipatorní fázi. Ačkoliv zde byl tento faktor zkoumán a zaznamenán pouze u starší skupiny, podle studie Hayati et al. (2018) zvyšování komplexnosti přidané činnosti vede k prodloužení anticipatorní fáze nezávisle na věku.

Výsledky studií nejsou tedy jednoznačné, nicméně se převážně shodují na tom, že APAs zůstávají v určité podobě ve stáří zachovány, jen jsou méně efektivní než u mladších jedinců. Změny spočívají většinou v jejich redukcí a opoždění (Kanekar a Aruin, 2014a, s. 1069, 1076; Claudino, dos Santos a Santos, 2013, s. 1636). Navíc u nich dochází k větší variabilitě v sekvenci aktivace posturálních svalů (Woollacott and Manchester, 1993, s. 70; Garland, Stevenson a Ivanova, 1997, s. 1076; Bleuse et al., 2006, s. 209). Rovněž mohou být ovlivněny dalšími faktory, jako je strach z pádu či současné provádění dalších úkolů (Uemura et al., 2012; Tisserand et al., 2016). Ačkoliv jsou APAs u starších lidí opožděny a redukovány, tak jejich vztah s reaktivními mechanismy zůstává zachován (Kanekar a Aruin, 2014a, s. 1075–1076). U jedinců s takto změněnými APAs proto následují větší reaktivní mechanismy (Woollacott and Manchester 1993, s. 67–70). I přes to jsou při stejné perturbaci starší jedinci mnohem méně stabilní, než mladí. Nedochozí tedy mohutnější aktivací reaktivních mechanismů k dostatečné kompenzaci redukováných APAs (Kanekar a Aruin, 2014b, s. 11).

Neschopnost adekvátního zapojení posturálních mechanismů při perturbaci, ale i porucha jejich interakce, může vést k vyšším nárokům na jiné složky posturální kontroly a zvyšovat riziko pádu (Hyodo et al., 2012, s. 629; Claudino, dos Santos a Santos, 2013, s. 1635; Kanekar a Aruin, 2014a, s. 1069; Lee, Chen a Aruin, 2015, s. 9). Proto je u osob s těmito poruchami vlivem stárnutí vhodné zařadit terapii se zaměřením na zlepšení rovnováhy a stability (Carvalho et al., 2010, s. 377–378; Claudino, dos Santos a Santos, 2013, s. 1636; Kanekar a Aruin, 2014a, s. 1076).

2.6 Vliv různých diagnóz a stavů na anticipatorní posturální mechanismy

Generování APAs je pro CNS u zdravých jedinců poměrně triviální záležitostí, nicméně u lidí s různými typy onemocnění či poškození bývá tato schopnost omezena (Aruin, 2002, s. 34). Znalosti podoby a jednotlivých parametrů APAs u zdravých jedinců jsou důležité, jelikož mohou být aplikovány u lidí s různými onemocněními. Ty totiž vedou v některých případech k redukcí APAs či k jejich abnormální podobě a podílejí se tak na rozvoji posturální nestability (Yiou, 2012, s. 78–84).

Na základě studií u lidí se změněnými APAs vlivem různých diagnóz lze stanovit vhodný rehabilitační plán s cílem jejich stimulace, zlepšení rovnováhy i celkové stability (Aruin, Kanekar a Lee, 2015, 186; de Azevedo et al., 2016, s. 13).

2.6.1 Parkinsonova nemoc

Parkinsonova nemoc (PN) je neurodegenerativní onemocnění, mezi jehož hlavní projevy patří tremor, rigidita a akineze zahrnující mimo jiné tzv. freezing neboli zamrznutí, kdy jedinec není schopen zahájit pohyb (Halliday et al., 1998, s. 9–10). Dále mezi jeho významné symptomy patří porucha posturální stability, která lidi s tímto onemocněním ohrožuje rizikem pádu (Bleuse et al., 2008, s. 881; Halliday et al., 1998, s. 9–10). Jedním z důvodů instability mohou být nedostatečné mechanismy reaktivní, které jsou přítomny u rozsáhlejšího klinického obrazu onemocnění, ale také anticipatorní, ať už jejich absence či abnormální podoba (Bleuse et al., 2008, s. 881).

Některé studie přichází s myšlenkou, že abnormální podoba APAs není u lidí s PN dána bradykinezí, jak by se mohlo zdát, ale spíše poruchou přípravy a zahájení motorického aktu v CNS (Rogers, Kukulka a Soderberg, 1987, s. 248–249; Latash et al., 1995a, s. 334).

Nepřítomnost APAs u pacientů s PN popisuje hned několik studií, a to při pohybech HKK ve stoje (Balzagette et al., 1986, s. 373–374) i v sedě (Viallet et al., 1987, s. 1274). Jiné jejich výskyt u lidí s touto diagnózou potvrzují, ale v menším rozsahu a s opožděným nástupem oproti zdravým jedincům (Bleuse et al., 2008, s. 884–886; Rodger a Leffler, 2000, s. 266–267; Rogers, Kukulka a Soderberg, 1987, s. 248–249; Latash et al., 1995, s. 334). Naproti tomu Dick et al. (1986, s. 1384–1385) zaznamenali stejné načasování APAs u lidí s PN jako u zdravých dospělých, nicméně jejich amplituda byla menší.

Dále studie u pacientů s PN zkoumaly APAs spojené s pohyby DKK ve stoji. Diener et al. (1990) testovali postavování na špičky, u kterého měli lidé s tímto onemocněním stejné načasování i vzorec aktivace APAs jako zdraví jedinci. Nicméně studie zabývající se abdukcí DK ve stoji popisují abnormality těchto mechanismů, které byly především u pacientů v pokročilejším stádiu onemocnění. Tyto změny se projevovaly redukcí APAs (Defebvre et al., 2002, s. 82–83), změnou jejich načasování a zpomalením anticipatorního přesunu COP (Lee et al., 1995, s. 133). Dále byla naměřena při iniciaci chůze redukováná amplituda APAs a jejich delší trvání (Rogers, 2011, s. 918,922). Jiné nalezené studie zaznamenaly, že jsou abnormality v APAs výraznější u lidí s freezingem. U těchto jedinců trvala anticipatorní fáze delší dobu než u pacientů s PN bez freezingem. Navíc u nich docházelo také k opožděnému provedení kroku (Cohen, Nutt a Horak, 2017, s. 8–9; Tard et al., 2014, s. 287–288). Schlenstedt et al. (2018, s. 7) ve své studii, kde porovnávali lidi s PN s freezingem a bez něj, uvádí, že menší APAs by u těchto lidí mohly být kompenzační strategií pro dosažení úspěšné iniciace chůze. Toto tvrzení podporují tím, že menší APAs byly naměřeny ve chvíli,

kdy pacienti úspěšně zahájili chůzi, zatímco v testových situacích, kdy došlo k freezingu, byly tyto mechanismy větší.

De Azevedo et al. (2016, s. 3–5, 11–13) zkoumali na rozdíl od výše zmíněných prací APAs při působení zevních perturbací, které přicházely z laterální strany. Pacienti s PN sice tyto mechanismy generovali, ale rovněž o menší velikosti a nebyli schopni jim optimálně přizpůsobit reaktivní mechanismy jako zdraví jedinci.

2.6.2 Roztroušená skleróza

Roztroušená skleróza (RS) je chronické progresivní onemocnění CNS, které postihuje řadu důležitých aspektů včetně zraku, svalového tonu a síly, senzitivního vnímání, ale i koordinace. Lidé s RS mají často poruchy rovnováhy, které se projevují v klidném stoji zvětšením posturálních vychylek, zpožděnými reakcemi na perturbace a následně i sníženou mobilitou. To vše u nich také zvyšuje riziko pádu (Cameron a Lord, 2010, s. 407, 411).

Podle nalezených studií lidé s RS při pohybech HKK ve stoji APAs generují, ale anticipatorní aktivace svalů je méně směrově orientována a má menší velikost oproti zdravým jedincům. Navíc po nich následuje větší reaktivní výchylka COP (Krishnan, Kanekar a Aruin, 2012a, s. 257–259). Nástup APAs bývá rovněž opožděn (Krishnan, Kanekar a Aruin, 2012b, s. 226–228).

Při iniciaci chůze byly u lidí s RS pozorovány pomalejší a menší anticipatorní výchylky COP (Remelius et al., 2008, s. 106; Galli, 2015, s. 596). Dále bylo zaznamenáno delší trvání anticipatorní fáze (Galli, 2015, s. 596) a opožděný nástup APAs. Poslední dvě měřítka byla znatelně výraznější u iniciace chůze, ke které bylo navíc přidáno plnění kognitivního úkolu (dual-task).

Při působení zevních očekávaných perturbací na bipedální stoj byla u lidí s RS naměřena anticipatorní aktivita svalů trupu a DKK, která byla oproti zdravým jedincům zpožděna. Tento rozdíl byl znatelnější u lidí s RS, kteří měli v anamnéze pády (Tajali et al., 2018, s. 170). Navíc po takto změněných APAs následovala větší reaktivní výchylka COP (Aruin, Kanekar a Lee, 2015, s. 183–186).

2.6.3 Cévní mozková příhoda

Bipedální stoj u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) bývá často vlivem postižení asymetrický. To je jedním z důvodů narušené rovnováhy a stability v této poloze (Aruin et al., 2000, s. 65).

Existuje poměrně velké množství studií zabývajících se APAs při pohybech HKK během stoje, které zaznamenaly jejich opožděný nástup a redukovanou podobu na paretické straně (Horak et al., 1984, s. 1027; Garland, Stevenson a Ivanova, 1997, 1075–1076; Dickstein et al., 2004, s. 263). Rovněž při pouštění zátěže z natažené HK byly naměřeny u pacientů po CMP s hemiparézou redukované APAs, a to na obou stranách. Významnější změny těchto mechanismů byly detekovány na straně paretické, která navíc vykazovala sníženou schopnost jejich modifikace na základě směru výchylky (Slijper et al., 2002, s. 642). Při dosahových aktivitách paretickou HK ve stoji byl u lidí v chronické fázi CMP zaznamenán opožděný nástup anticipatorní výchylky COP, která měla navíc menší rozsah. Zpožděn byl i následný pohyb končetiny (McCombe et al., 2016, s. 38–39). Výsledky studie Silva et al. (2018, s. 4–6) ukázaly, že u lidí po CMP dochází při dosahových aktivitách ve stoji k aktivaci stabilizátorů lopatky (horní a dolní části m. trapezius a m. latissimus dorsi) až po začátku aktivity prime moveru, a to na obou stranách. U zdravých jedinců jsou tyto svaly naopak aktivní již před prime moverem.

Studie Curuk, Lee a Aruin (2019, s. 5–9) zkoumala u jedinců po CMP působení zevní perturbace na nepostiženou HK (nedominantní u kontrolní skupiny). Její výsledky ukázaly, že u lidí po CMP došlo k aktivaci posturálních svalů na hemiparetické straně až po působení perturbace. Naproti tomu na kontralaterální straně anticipatorní aktivace nastala, a to dokonce dříve než u kontrolní skupiny. Autoři studie si to vysvětlují jako možnou kompenzační strategii.

Více nalezených studií se zabývalo APAs u lidí po CMP při iniciaci chůze. Rajachandrakumar et al. (2017, s. 8–12) zkoumali tyto mechanismy u jedinců v subakutní fázi onemocnění. 35 % účastníků studie mělo atypický vzorec APAs (zahrnoval i jejich absenci) ve všech testovaných situacích a 78 % ho mělo alespoň v jedné ze situací. Jejich úplná absence byla častější u pacientů s pomalejší chůzí. U lidí po CMP, u kterých byly APAs přítomny trvala anticipatorní fáze delší dobu, což bylo nalezeno i ve studii Chang et al. (2010, s. 491).

2.6.4 Další diagnózy

Změny v APAs zkoumaly v menším rozsahu různé studie i u jiných diagnóz, jako jsou Downův syndrom (Corsi, 2019, s. 5–7) či cervikální dystonie s doprovodným tremorem v dystonických a/nebo nedystonických částech těla. Zde byla zaznamenána snížená schopnost adaptace těchto mechanismů na různé zevní očekávané perturbace (Avanzino et al., 2018, s. 12–13). U lidí s amyotrofickou laterální sklerózou byla naměřena prolongovaná anticipatorní fáze a redukováná velikost amplitudy APAs (Feron et al., 2018, s. 2133–2134).

Caderby et al. (2020, s. 2557) zkoumali vliv obezity na APAs při iniciaci chůze. Jejich výsledky naznačují, že mohou být tyto mechanismy ve své funkci méně efektivní a podílet se na snížené posturální stabilitě. Dále Labanca et al. (2015, s. 15–17) zaznamenali změny v APAs v podobě jejich dřívějšího nástupu u pacientů 2 měsíce po rekonstrukci předního zkříženého vazů. To může být odrazem toho, že CNS není schopen v časně fázi aktivovat svaly v okolí kloubu či detekovat změny ve svalové délce. U pacientů po totální arthroplastice kolenního kloubu z důvodu osteoartrózy nebyla při předpažování ve stoji v porovnání s předoperačním stavem zaznamenána žádná změna anticipatorního nastavení. Nicméně oproti zdravým jedincům vykazovala anticipatorní svalová aktivita nižší amplitudu u m. vastus lateralis a m. biceps femoris, ve kterých byla rovněž snížena svalová síla. Podle autorů studie by se mohlo jednat o poruchu neurální aktivace či podvědomé šetření postižené končetiny (Venema a Karst, 2012, s. 66–68). Studie da Silva Soares et al. (2020) objevila u pacientů s osteoartrózou proloupanou a pomalejší fázi APAs při iniciaci chůze. Je možné, že tyto změny slouží jako adaptivní strategie.

Dále byly nalezeny studie zabývající se APAs u lidí s low back pain (LBP) neboli bolestí dolní části zad. Knox et al. (2018, s. 2–3) udělali systematický přehled, kde shrnuli 27 studií zaměřených na nástup anticipatorní svalové aktivity právě u lidí s LBP. Pouze dvě z nich zkoumaly pacienty v akutní fázi těchto bolestí, nicméně jejich závěry jsou protichůdné. Výsledky ostatních studií zabývajících se jedinci s chronickou LBP naznačují, že u nich dochází k opožděnému nástupu svalové aktivity a mají pravděpodobně změněné jak anticipatorní, tak i reaktivní posturální mechanismy.

Několik studií také zkoumalo vliv poruch mozečku na podobu APAs. Podle studie Timmann a Horak (2001, s. 110–119) mají jedinci s tímto poškozením při iniciaci chůze kompenzačně zpomalený a zkrácený krok oproti zdravým jedincům. Nicméně v APAs bylo zaznamenáno pouze pár rozdílů. Nejvýznamnějším bylo zkrácení anticipatorní fáze u jedinců s těžkou ataxií při perturbované iniciaci chůze. Na základě toho došli autoři práce k myšlence, že cerebellum není pro tvorbu motorického programu klíčové, nicméně jeho poruchy vedou ke zhoršené schopnosti predikovat velikost perturbace. To se následně promítá do výsledné podoby APAs. Asaka a Wang (2011, s. 160–162) toto tvrzení pozměnili na to, že cerebellum není klíčové pro dobře naučený dopředný motorický program. Navíc je podle autorů u lidí s cerebelární ataxií porušena koordinace mezi anticipatorními a reaktivními mechanismy. U lidí s poruchou mozečku může být tedy schopnost predikce perturbace a tvorba APAs naučených ještě před vznikem léze neporušena. Nicméně se u nich objevuje snížená schopnost přizpůsobit

APAs novým podmínkám. Porucha se tedy nejspíš projevuje hlavně nedostatečnou krátkodobou adaptací (Bastian 2006, s. 646–647; Diedrichsen, 2005, s. 810–811).

2.6.5 Vliv svalové bolesti a únavy

Podle některých nalezených studií může mít na podobu APAs vliv také únava. Výsledky studie Morris a Allison (2006, s. 346–347) zaznamenaly, že svalová únava břišních svalů vedla ke snížení APAs při předpažování a zapažování HKK ve stoji. Takto změněné APAs byly nalezeny nejen ve ventrální muskulatuře, na kterou bylo zaměřeno cvičení (co nejdelší výdrž v horní fázi sedu-lehu), ale dokonce i té dorzální. Naproti tomu při svalové únavě způsobené cvičením mrtvého tahu došlo při předpažení HKK k dřívějšímu nástupu APAs a celkovému prodloužení anticipatorní fáze v porovnání s tím, v jaké podobě byly zaznamenány při stejném testovaném pohybu před cvičením (Strang a Berg, 2007, s. 49–50). Tyto změny v APAs byly také naměřeny při únavě způsobené izokinetickým cvičením pravé DK. Probandi před ním a po něm prováděli rychlé dosahování DK na míč. Ačkoliv bylo cvičení prováděno pouze jednou končetinou, tak změny v APAs nastaly v obou DKK a rovněž v paravertebrálních svalech. V této i v předchozí studii by se mohlo jednat o kompenzační mechanismus, který přispívá k udržení posturální stability při vykonávání různých fokálních pohybů horních a dolních končetin. Fakt, že jsou změny detekovatelné i v necvičených svalech, přispívá k myšlence, že se jedná o adaptaci na centrální úrovni (Strang, Berg a Hieronymus, 2009, s. 252–253).

Kanekar, Santos a Aruin (2008, s. 2304, 2312) testovali APAs při předpažení HKK ve stoji před a po izometrickém cvičení hamstringů. Došlo ke změnám anticipatorní aktivity ve svalech DKK (snížení v m. semitendinosus, zvýšení v m. gastrocnemius), ale nebyly zaznamenány změny COP. Podle autorů se jedná o adaptivní procesy, které CNS využívá pro udržení dynamické posturální stability při svalové únavě. Monjo a Forestier (2015, s. 2, 17) zkoumali vliv únavy m. deltoideus způsobené jeho elektrogymnastikou na APAs trupu a DKK při předpažení ve stoji. Po její aplikaci byla zaznamenána větší produkce těchto mechanismů.

Dále celková únava po vyčerpávajícím aerobním cvičení vedla k dřívější anticipatorní aktivaci ES při rychlém předpažení během stoje. Zároveň po cvičení zůstala zachována posturální stabilita (Strang, Choi a Berg, 2008, s. 9). Schopnost přizpůsobit APAs únavě závisí tedy na tom, o jaký typ únavy se jedná, a také jaký pohyb má být vykonán (Yiou, 2012, s. 81).

Podle Shiozawa et al. (2013, s. 1239–1240) může mít na podobu APAs rovněž vliv svalová bolest. Tuto myšlenku testovali při předpažení HKK během stoje. V jejich studii byla

bolest vyvolána aplikací hypertonického roztoku solného do m. vastus medialis či m. tibialis anterior na dominantní straně. Následně byly naměřeny při předpažení HKK redukované APAs v bolestivém svalu i jeho synergistech. Naopak nastal rychlejší nástup anticipatorní aktivity u jiných svalů DKK. Podle autorů se jedná o kompenzační mechanismus umožňující snížení aktivity bolestivých svalů, který brání sekundárnímu poškození.

2.7 Fyzioterapie a trénink zaměřený na anticipatorní posturální mechanismy

Snížená schopnost generovat optimální APAs je spojena s poruchami rovnováhy. Jejich efektivita může být zvýšena pomocí tréninku a rehabilitace, což následně vede ke zlepšení mobility, samostatnosti při ADL a celkově ke zlepšení kvality života jedinců s poruchami rovnováhy (Aruin et al., 2015, s. 649; Arghavani, Zolaktaf a Lenjannejadian, 2019, s. 1757). Studie navíc ukazují, že zvýšení efektivit APAs má pozitivní vliv na vykonání pohybu, co se přesnosti, doby trvání a rychlosti týče, a to i u zdravých jedinců (Saito et al., 2011, s. 572–574). Zlepšení stavu po rehabilitaci může být dáno pouze krátkodobou adaptací a není úplně jisté, zda tyto změny přetrvávají po delší dobu (Kubicki, Mourey a Bonnetblanc, 2015, s. 2). Nicméně u zdravých jedinců studie Saito et al. (2014, s. 69–70, 82–84) zaznamenala změny v APAs ve smyslu jejich dřívějšího nástupu a zvýšení jejich amplitudy dokonce i 3 měsíce po tréninku, který probíhal pouze 3 dny za sebou. Výsledky tedy naznačují, že u zdravých lidí je CNS schopen adaptovat APAs pro zlepšení pohybového výkonu dlouhodobě (Saito et al., 2014, s. 69–70, 82–84).

Vhodné metody rehabilitace a tréninku se mohou v rámci onemocnění lišit. Pro zlepšení anticipatorních strategií změněných vlivem stárnutí či neurologických diagnóz by měly být zařazeny metody zaměřené na trénink stability a rovnováhy (Kanekar a Aruin, 2014a, s. 1076; Aruin, Kanekar a Lee, 2015, 186).

Podle Cameron a Lord (2010, s. 411) jsou u lidí s RS pro zlepšení APAs navíc efektivní techniky obsahující senzoričnou facilitaci a dual-task. U jedinců s PN jsou vhodné metody pro zlepšení rovnováhy a posturální stability zahrnující propioceptivní stimulaci a zvýšení svalové síly (de Azevedo et al., 2016, s. 13). Výsledky studie Mille (2009, s. 92–93) navíc u pacientů s PN prokázaly pozitivní vliv asistované robotické terapie chůze. Studie Bonni et al. (2019, s. 178–181) zkoumala u lidí s touto diagnózou vliv konvenční fyzioterapie a speciálního balančního tréninku na APAs. Konvenční fyzioterapie zahrnovala protahování, aktivní a asistované pohyby končetin, koordinační cvičení, balanční trénink na nestabilní

plošině a nácvik chůze. Speciální balanční trénink byl založen na nácviku rovnováhy a chůze s vyloučením zraku stimulující dynamickou posturální kontrolu. U obou metod rehabilitace byl zaznamenán pozitivní vliv na APAs, nicméně u druhého typu došlo navíc ke zlepšení funkčního propojení mezi korovými oblastmi M1 a SMA. Proto se zdá, že by rehabilitace zaměřená na vestibulární trénink s absencí zraku v dynamických podmínkách měla podporovat zlepšení senzomotorických funkcí a podílet se na zvýšení efektivity APAs.

U pacientů po CMP je podle studie Pereira et al. (2014, s. 170) vhodné zařadit do terapie pro zlepšení APAs kromě balančního tréninku také nácvik ADL, a to s modifikacemi jednotlivých činností, včetně obměn rychlosti a poloh. Studie Lee et al. (2018, s. 11–15) navíc prokázala u hemiparetiků v chronickém stádiu CMP pozitivní vliv dynamické neuromuskulární stabilizace na zpožděné APAs.

Mnoho nalezených studií zkoumajících efekt různých rehabilitačních technik a tréninkových metod na APAs zahrnovalo házení míčem. Jedná se o pohyb spojený s vnitřní volní perturbací, který má napodobovat různé ADL aktivity (Aruin et al., 2015, s. 653). Navíc následné chytání míče poskytuje zdroj zevní očekávané perturbace. Obě složky proto zahrnují generování APAs (Aruin, 2016, s. 1). Studie ukázaly, že terapie zahrnující chytání míče vede ke zlepšení aktivace těchto mechanismů při zevních očekávaných perturbacích u mladých a starých jedinců (Aruin et al., 2015, s. 653–654; Kanekar a Aruin, 2015, s. 8–9, Lee et al., 2020, s. 448–450), ale i u lidí s RS s lehkými projevy onemocnění (Aruin, Ganesan a Lee, 2017, s. 227–228). Podobných výsledků dosáhli ve své studii Curuk, Lee a Aruin (2020, s. 5–8), ve které jedinci po CMP odstrkávali a chytali zdravou končetinou míč zavěšený ke stropu. Došlo u nich ke zlepšení APAs, a to dokonce oboustranně.

Pozitivní vliv měla i terapie s využitím virtuální reality, během které měli lidé za úkol dosahovat na míč. Vedlo to k většímu generování APAs u lidí s PN (Su et al., 2014, s. 65) a ke zlepšení kontroly COP (zvýšení rychlosti) během anticipatorní fáze u starších jedinců (Kubicki et al., 2014, s. 115). Vlivem tréninku na APAs u starších lidí se také zabývala studie Arghavani, Zolaktaf a Lenjannejadian (2019, s. 1757–1765). Jednalo se o dva typy tréninkových metod, které byly prováděny po dobu 8 týdnů. Jednou z nich byl trénink perturbací, který probíhal v různých polohách (sed, sed na nestabilní židli, sed na balónu, stoj na tvrdém či měkkém povrchu), s odlišnými typy narušení (házení míčem s partnerem, jeho vyhazování do vzduchu, driblování při stoju či chůzi, údery do zavěšeného míče, kopání si s partnerem) a s různými míči kvůli rozdílné hmotnosti. Druhou metodou byl balanční trénink, který vždy zahrnoval cvičení rovnováhy ve stoje, v sedě a silové cviky (kliky, dřepy a postavování na špičky). Výsledky ukázaly, že oba typy tréninku jsou vhodné pro zlepšení

načasování a efektivitu APAs při zevních narušeních, nicméně tyto změny byly o něco větší u tréninku perturbací.

Dále se několik studií zabývalo vlivem různých rehabilitačních metod na APAs u lidí s low back pain (bolestí dolní části zad, LBP). Podle Massé–Alarie et al. (2016, s. 76–81) mělo 3týdenní speciální cvičení zaměřené na mm. multifidi s cílem lumbopelvicke stabilizace vliv na zrychlení jejich APAs, ale také plasticitu v oblasti M1 a snížení bolesti. Také studie Tsao a Hodges (2007, s. 537–540) zaznamenala rychlejší anticipatorní nástup svalů při předpažování i zapažování HKK po jedné cvičební jednotce izolované aktivace m. transversus abdominis. Nicméně studie Knox et al. (2017) neobjevila žádné změny v APAs u pacientů s chronickou LBP po 8 týdnech cvičení. Jednalo se o program založený na pilates, který cílil na posílení trupové muskulatury, protahování a pohyby celého těla. Rovněž jiné studie, které zařadily 6 a 8 týdnů probíhající stabilizační program bederní páteře nezaznamenaly žádné zlepšení APAs u pacientů s LBP (Boucher et al., 2018, s. 7, 29; Lomond et al., 2015, s. 7–9).

Na základě výše zmíněných studií lze říct, že existuje mnoho různých možností rehabilitace či tréninku pro zlepšení podoby APAs, ačkoliv není jisté, jaká z uvedených možností je nejvhodnější. Nicméně výsledky studií ukazují, že lidé s některými onemocněními, starší, a dokonce i mladí jedinci, mohou ze zařazení terapie stimulující generování optimálních APAs profitovat.

3 Cíle výzkumu a hypotézy

Cílem výzkumné části diplomové práce bylo zhodnotit přítomnost anticipatorní aktivity u vybraných svalových skupin dolních končetin a trupu za současné perturbace stoje u zdravých jedinců.

Vyšetřovanými svaly byly: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris a mm. erectores spinae pars thoracis.

3.1 Hypotézy

Vzhledem k cílům byly stanoveny tyto hypotézy:

H₀₁: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin nedochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů trupu a dolních končetin.

H_{A1}: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin dochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů trupu a dolních končetin.

H₀₂: Vyřazení vizuální kontroly nemá při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin vliv na anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

H_{A2}: Vyřazení vizuální kontroly má při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin vliv na anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

H₀₃: Při perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin na neočekávaný signál nedochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

H_{A3}: Při perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin na neočekávaný signál dochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

H₀₄: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin nevede použití bederního pásu ke změně anticipatorní aktivity vyšetřovaných svalů.

H_{A4}: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin vede použití bederního pásu ke změně anticipatorní aktivity vyšetřovaných svalů.

4 Metodika výzkumu

4.1 Charakteristika testované skupiny

Experimentálního měření se zúčastnilo 8 probandů. Jednalo se o zdravé jedince z řad studentů oboru Aplikovaná fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd v Olomouci. Věk probandů se pohyboval v rozmezí 23–25 let s věkovým průměrem 24,13 let ($\pm 0,84$). Průměrná hmotnost probandů byla 63,5 kg ($\pm 4,63$) a průměrná výška 167 cm ($\pm 4,72$). Všichni účastníci studie měli dominantní pravou horní končetinu

Probandi vybráni do této studie splnili vstupní kritéria výzkumného měření, což byla pro účely této studie dobrá úroveň kognitivních schopností, aktivní spolupráce a soběstačnost. Dále neměli žádné neurologické, muskuloskeletální ani jiné poškození či onemocnění. Probandi také neměli patologie vizuálního aparátu ani rovnovážné problémy při stoji a byla u nich vyloučena gravidita.

4.2 Experimentální měření

Všechna experimentální měření byla realizována v prostorách Teoretických ústavů Lékařské fakulty UP v areálu Fakultní nemocnice v Olomouci. Probandi byli seznámeni s průběhem experimentálního měření a podepsali informovaný souhlas, kterým potvrdili svou dobrovolnou účast. Na jeho plné znění je možné nahlédnout v příloze 1. Realizace výzkumu byla schválena Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.

4.2.1 Průběh měření a použité metody

Všichni probandi zahrnutí do studie se zúčastnili měření, které u každého z nich probíhalo shodně a bylo realizováno pouze jednou.

K objektivnímu měření svalové aktivity byla použita metoda povrchové elektromyografie, konkrétně přístroj firmy Noraxon®, řady TeleMyo PC Interface, která využívá software MyoResearch. Snímání elektromyografické aktivity probíhalo unilaterálně na straně dominantní horní končetiny z následujících svalů:

- m. tibialis anterior (TA)
- m. gastrocnemius medialis (GM)
- m. rectus femoris (RF)
- m. biceps femoris (BF)
- mm. erectores spinae (ES)
- m. deltoideus anterior (DA)

Pro každé měření bylo zajištěno klidné prostředí se stálou teplotou. Aplikace elektrod proběhla s dodržáním doporučení od společnosti SENIAM. Před jejich nalepením bylo u každého svalu vypalováno břicho při submaximální izometrické kontrakci. Následovalo očištění kožního povrchu nad ním abrazivní pastou pro snížení kožní impedance a zlepšení kontaktu mezi kůží a elektrodami. V případě většího ochlupení bylo místo vybrané pro aplikaci elektrod oholeno. Elektrody byly na takto připravený povrch umístěny v přesně stanovené pozici. Zemní elektroda byla umístěna na caput fibulae pro její malou elektrickou aktivitu. Následně byl snímač EMG záznamu upevněn páskem kolem trupu probanda (vizte obrázek 5) a jednotlivé svody byly propojeny s elektrodami. Všechny volně visící kabely byly připevněny pomocí lékařské pásky ke kůži probanda, aby nedošlo k tvorbě nežádoucích pohybových artefaktů. Před každým spuštěním nahrávání byla provedena kalibrace signálu.



Obrázek 5 Umístění snímače kolem trupu a nalepení elektrod na mm. erectores spinae pars thoracis

U každého probanda byla vypočítána 2 % jeho tělesné hmotnosti a na základě toho byla naplněna plastová lahev vodou. Lahev byla předem označena ryskami, které odpovídaly různým hmotnostem a během měření ji tak stačilo pouze naplnit po rysku, která odpovídala 2 % hmotnosti daného probanda.

Pro zhodnocení cílů diplomové práce byla snímána svalová aktivita v 5 testovaných situacích, které probíhaly u jednotlivých probandů v různém pořadí. Každá z nich byla zopakována třikrát. Jednalo se o: 1) stoj na rovné podložce s následným předpažením HKK na očekávaný signál, 2) stoj na rovné podložce se zavřenýma očima a následným předpažením

HKK na očekávaný signál, 3) stoj na rovné podložce s následným předpažením HKK na signál, jehož čas zaznění byl nepředvídatelný, 4) stoj na rovné podložce se zavřenými očima a následným předpažením HKK na signál, jehož čas zaznění byl nepředvídatelný, 5) stoj na rovné podložce s nasazeným bederním pásem, otevřenými očima a následným předpažením obou HKK na očekávaný signál. Použit byl bederní pás OR 11D firmy Ortika a. s., který je vyztužen dlahami umístěnými po obou stranách páteře.

Průběh testovaných situací:

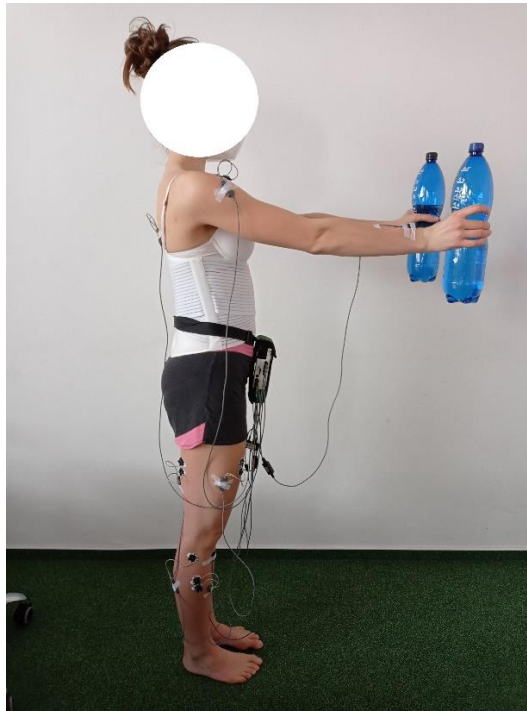
Výchozí pozicí, která byla shodná pro všechny testované situace, byl vzpřímený bipedální stoj s chodidly umístěnými na šířku pánve, s hlavou a pohledem směřujícími rovně před sebe a horními končetinami svěšenými volně podél těla (vizte obrázek 6). Proband v každé ruce držel závaží (lahev s vodou).



Obrázek 6 Výchozí poloha probanda s nasazeným bederním pásem zepředu (vlevo) a zezadu (vpravo)

Konečnou pozicí byla při každé testované situaci poloha v předpažení, tedy přibližně 90° flexe v ramenních kloubech, plná extenze v loketních kloubech a předloktí

v neutrální pozici (vizte obrázek 7). Zde proband setrval několik vteřin, dokud nebyl vyzván k návratu do připážení.



Obrázek 7 Konečná poloha testovaného pohybu se závažím

Každá situace byla testována třikrát v rámci jednoho měření.

- 1) Během první situace proband stál ve výchozí pozici a byl vyzván, aby na přesně odpočítaný zvukový signál předpažil obě HKK maximální rychlostí. Proband byl informován o tom, že signál nastane v 5. sekundě, která byla následně akusticky odpočítána pomocí mobilní aplikace Count Out Loud od jedničky. Bylo tedy přesně předvídatelné, kdy nastane.
- 2) U druhé situace byl proband ve výchozí pozici vyzván k zavření očí. Zbytek probíhal shodně s první.
- 3) Třetí situace se od první lišila pouze v tom, že čas zaznění signálu pro zahájení pohybu byl nepředvídatelný a mohl zaznít v kteroukoliv sekundu v intervalu 1–10. Byla zvolena pomocí náhodného generátoru čísel a následně nastavena do časovače v mobilním telefonu.
- 4) Na začátku čtvrté testované situace byl proband opět vyzván k zavření očí. Dále probíhala shodně s třetí.

- 5) Pátá testovaná situace probíhala stejně jako první, ale proband měl navíc navlečený podpurný bederní pás.

4.2.2 Analýza a zpracování dat z EMG

Elektromyografický signál byl zpracován a upraven pomocí EMG softwaru, kde bylo vybráno časové okno -250–(+250) ms surového záznamu a ten byl dále zpracován.

K odstranění případných artefaktů signálu byla použita filtrace o frekvenčním spektru 10–500 Hz a full wave rectification (Chen, Lee, Aruin, 2018, s. 169; Santos, Kanekar, Aruin, 2010, s. 390), tedy rektifikace pomocí převrácení negativních hodnot ze surového záznamu do pozitivních (RMS 25 ms) (Kolářová, Krobot, 2011, s. 25 a 77). Následně byla data zpracována v Microsoft Office Excel.

Anticipatorní aktivita byla vyměřena časovým oknem -100–0 ms. V 0 ms začala aktivita prime moveru (DA) (Gatchev a Dimitrova, 1996, s. 118).

4.2.3 Statistické zpracování dat

Data získaná z programu Microsoft Office Excel byla následně zpracována ve statistickém softwaru IBM SPSS Statistics for Windows, Version 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.

K ověření hypotéz této diplomové práce bylo využito intervalu spolehlivosti a McNemarova testu symetrie. Ten slouží k posouzení toho, zda se významně mění v důsledku experimentu poměr počtu případů v alternativních kategoriích (Reiterová, 2016, s. 71). Všechny testy byly provedeny na hladině statistické významnosti 0,05. Výsledné tabulky byly upraveny pomocí programu Microsoft Office Excel.

5 Výsledky výzkumu

Data v tabulce 2 představují popis souboru probandů z hlediska věku, výšky, hmotnosti a dominance horní končetiny. Dále tato tabulka zahrnuje pořadí, v jakém u každého probanda probíhaly jednotlivé testované situace.

Tabulky 3–7 (vizte s. 45–46) zaznamenávají čas aktivace všech vyšetřovaných svalů v jednotlivých situacích. Hodnoty jsou vztahovány k prime moveru (DA), jehož čas aktivace je 0 ms. Hodnoty záporné tedy znamenají anticipatorní aktivitu. Prázdná okna v těchto tabulkách značí, že nedošlo v měřeném časovém okně k zaznamenání vzestupu aktivity uvedených svalů.

Tabulka 2 Popis výzkumného souboru

Číslo probanda	Pohlaví	Věk [roky]	Výška [cm]	Hmotnost [kg]	Dominantní HK	Pořadí testovaných situací
1	Žena	25	163	65	Pravá	OP, OO, ON (7 s, 4 s, 3 s), ZN (4 s, 6 s, 3 s), ZO
2	Muž	25	170	70	Pravá	OO, ZN (3 s, 7 s, 5 s), ON (6 s, 3 s, 4 s), ZO, OP
3	Žena	24	169	55	Pravá	ZO, OO, ZN (3 s, 4 s, 7 s), ON (8 s, 2 s, 5 s), OP
4	Žena	23	162	62	Pravá	ZO, ZN (4 s, 7 s, 3 s), ON (3 s, 4 s, 8 s), OO, OP
5	Žena	24	162	62	Pravá	OP, ON (4 s, 6 s, 2 s), ZN (4 s, 3 s, 7 s), OO, ZO
6	Žena	24	175	61	Pravá	ZN (6 s, 2 s, 7 s), ON (7 s, 3 s, 2 s), OO, ZO, OP
7	Muž	23	170	68	Pravá	OP, ZO, OO, ON (3 s, 8 s, 5 s), ZN (5 s, 2 s, 7 s)
8	Žena	25	165	65	Pravá	ZN (6 s, 2 s, 7 s), ON (9 s, 3 s, 5 s), OO, ZO, OP
Průměr (± SD)		24,13 (± 0,84)	167 (± 4,72)	63,5 (± 4,63)		

Legenda: SD – směrodatná odchylka, HK – horní končetina, OO – otevřené oči + očekávaná perturbace, ZO – zavřené oči + očekávaná perturbace, ON – otevřené oči + neočekávaná perturbace, ZN – zavřené oči + neočekávaná perturbace, OP – otevřené oči + očekávaná perturbace + navlečený pás, hodnoty v závorkách za ZN a ON značí sekundu, ve které zazněl náhodně vygenerovaný zvukový signál

Tabulka 3 Čas aktivace svalů při situaci s otevřenými očima a očekávanou perturbací (OO)

	Čas aktivace testovaných svalů vůči prime moveru (DA) [ms]					
Proband	GM	RF	TA	ES	BF	DA
1	123		210	73	-11	0
2	82	110	221	6	9	0
3	96	138	144	-55	4	0
4	96	215		64	29	0
5	103	210		24	94	0
6	51		235	40	22	0
7	13			-46	-11	0
8	115			43	-6	0

Tabulka 4 Čas aktivace svalů při situaci se zavřenými očima a očekávanou perturbací (ZO)

	Čas aktivace testovaných svalů vůči prime moveru (DA) [ms]					
Proband	GM	RF	TA	ES	BF	DA
1	278			44	35	0
2	49	1,5	88	-11	41	0
3	55	135	169	-38	-9,5	0
4	140		115	36	-2	0
5	90	43	111	19	-6	0
6	160			34	50	0
7	113	213	112	-39	77	0
8	72	200	195	78	77	0

Tabulka 5 Čas aktivace svalů při situaci s otevřenými očima a neočekávanou perturbací (ON)

	Čas aktivace testovaných svalů vůči prime moveru (DA) [ms]					
Proband	GM	RF	TA	ES	BF	DA
1	103	149		24	48	0
2	105	21	-57	11	-26	0
3	71	120	183	3,5	31	0
4	77			35	29	0
5	156	43	216	66	228	0
6	111	209	120	1,5	61	0
7	100	83	160	20	65	0
8	97	36	59	-1	89	0

Tabulka 6 Čas aktivace svalů při situaci se zavřenýma očima a neočekávanou perturbací (ZN)

	Čas aktivace testovaných svalů vůči prime moveru (DA) [ms]					
Proband	GM	RF	TA	ES	BF	DA
1	68	163	88	45	31	0
2	68		59	-9,5	-4	0
3	53	81	85	5	21	0
4	141		8	-3	18	0
5	121	37		-44	-31	0
6	59		126	11	54	0
7	126	157	189	51	40	0
8	103	62		13	33	0

Tabulka 7 Čas aktivace svalů při situaci s otevřenýma očima, očekávanou perturbací a navlečeným bederním pásem (OP)

	Čas aktivace testovaných svalů vůči prime moveru (DA) [ms]					
Proband	GM	RF	TA	ES	BF	DA
1				107	106	0
2	32	57	-14	-11	43	0
3	75	150		-18	24	0
4		126	250	102	92	0
5	163	182		3	37	0
6	125		174	60	15	0
7	31			38	35	0
8	209	132		17	46	0

5.1 Ověření hypotéz elektromyografického vyšetření

Ověření hypotézy H₀₁

H₀₁: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin nedochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

H_{A1}: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin dochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

Pomocí absolutní a relativní četnosti bylo vyjádřeno zastoupení probandů, u kterých došlo k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů. Hypotéza byla ověřena pomocí konstrukce 95% intervalu spolehlivosti (95% CI). Tento interval odhaduje zastoupení probandů v populaci, u kterých dochází k této aktivaci.

Počet probandů, u kterých došlo k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů (situace OO): 4 (50 %), 95% CI (15,7 % – 84,3 %). Vzhledem k tomu, že 95% CI neobsahuje hodnotu 0 %, můžeme zamítnout hypotézu H_{01} ve prospěch alternativní hypotézy H_{A1} .

Ověření hypotézy H_{02}

H_{02} : Vyřazení vizuální kontroly nemá při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin vliv na anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

H_{A2} : Vyřazení vizuální kontroly má při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin vliv na anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

Počet probandů, u kterých byla zaznamenána anticipatorní aktivita ve vyšetřovaných svalech při vyřazení vizuální kontroly (ZO): 5 (62,5 %), 95% CI (24,5 % – 91,5 %).

Data byla zaznamenána do kontingenční tabulky. V řádcích tabulky jsou uvedeny počty a procenta probandů, u nichž došlo/nedošlo k anticipatorní aktivaci daných svalů v situaci OO. Ve sloupcích jsou uvedeny počty a procenta probandů, u nichž došlo/nedošlo k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů v situaci ZO. Hypotéza byla ověřena McNemarovým testem symetrie.

Tabulka 8 Kontingenční tabulka: Výskyt anticipatorní aktivace svalů v situacích OO a ZO

McNemarův test: $p = 1,000$			Anticipace ZO		Celkem
			ano	ne	
Anticipatorní aktivita v situaci: OO	ano	Počet	2	2	4
		% z celku	25,0%	25,0%	50,0%
	ne	Počet	3	1	4
		% z celku	37,5%	12,5%	50,0%
Celkem		Počet	5	3	8
		% z celku	62,5%	37,5%	100,0%

Z kontingenční tabulky vyplývá, že u 3 probandů (37,5 %) nedošlo při zavření očí ke změně. U 2 probandů (25 %) byla zaznamenána anticipatorní aktivita svalů v obou situacích a u 1 probanda (12,5 %) k ní nedošlo v žádné situaci. U 3 probandů (37,5 %) byla detekována anticipatorní aktivita jen v situaci ZO a u 2 probandů (25 %) byla detekována jen v situaci OO. Rozdíl mezi situacemi je statisticky nevýznamný, $p = 1,000$. Nulovou hypotézu nemůžeme zamítnout.

Ověření hypotézy H₀₃

H₀₃: Při perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin na neočekávaný signál nedochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

H_{A3}: Při perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin na neočekávaný signál dochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

Hypotéza H₀₃ vyjadřuje, že procentuální zastoupení probandů, u kterých dochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů na neočekávaný signál je v populaci nulové. Alternativní hypotéza H_{A3} značí, že toto zastoupení není v populaci nulové.

Hodnoceny byly situace:

Počet probandů, kteří měli anticipatorní aktivitu ve vyšetřovaných svalech při situaci ON:

2 (25 %), 95% CI (3,2 % – 65,1 %)

Počet probandů, kteří měli anticipatorní aktivitu ve vyšetřovaných svalech při situaci ZN:

3 (37,5 %), 95% CI (8,5 % – 75,5 %)

Počet probandů, kteří měli anticipatorní aktivitu ve vyšetřovaných svalech při situaci ZN i ON:

1 (12,5 %), 95% CI (0,3 % – 52,7 %)

Protože žádný z intervalů spolehlivosti neobsahuje 0 %, můžeme zamítnout nulovou hypotézu ve prospěch alternativní.

Ověření hypotézy H₀₄

H₀₄: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin nevede použití bederního pásu ke změně anticipatorní aktivace vyšetřovaných svalů.

H_{A4}: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin vede použití bederního pásu ke změně anticipatorní aktivace vyšetřovaných svalů.

Počet probandů, u kterých byla zaznamenána anticipatorní aktivace v situaci probíhající při otevřených očích, očekávanou perturbací a s použitím bederního pásu (situace OP):
2 (25 %), 95% CI (3,2 % – 65,1 %).

Data byla opět zaznamenána do kontingenční tabulky (vizte s. 49). Hypotéza byla ověřena McNemarovým testem symetrie.

Tabulka 9 Kontingenční tabulka: Výskyt anticipatorní aktivace svalů v situacích OO a OP

McNemarův test: $p = 0,625$			Anticipace OP		Celkem
			ano	ne	
Anticipace OO	ano	Počet	1	3	4
		% z celku	12,5%	37,5%	50,0%
	ne	Počet	1	3	4
		% z celku	12,5%	37,5%	50,0%
Celkem		Počet	2	6	8
		% z celku	25,0%	75,0%	100,0%

Z této tabulky vyplývá, že u 4 probandů (50 %) nedošlo ke změně – 1 proband (12,5 %) měl anticipatorní aktivitu svalů v obou situacích, u 3 probandů (37,5 %) k anticipatorní aktivitě nedošlo v žádné situaci. U 1 probanda (12,5 %) k ní došlo jen v situaci OP a u 3 (37,5 %) byla detekována pouze v situaci OO. Rozdíl mezi situacemi je statisticky nevýznamný, $p = 0,625$. Nulovou hypotézu H_04 nemůžeme zamítnout.

6 Diskuze

Anticipatorní posturální mechanismy (APAs) jsou důležitým prvkem podílejícím se na udržování rovnováhy. Při jejich poruše dochází k nestabilitě a zvýšenému riziku pádu (de Oliveira et al., 2008, s. 1216; Horak, 2006, s. 8). Tyto mechanismy jsou zajišťovány CNS na základě toho, jakou velikost a typ narušení očekává. Jsou proto závislé na zkušenostech a procesu učení (Massion, 1992, s. 46–48).

Každý volný pohyb je zároveň posturální perturbací, protože při něm dochází ke vzniku a přenosu sil a jejich momentů z pohybujících se tělesných segmentů na zbytek těla. Z toho důvodu dochází před volným pohybem k zaujetí anticipatorního nastavení (Latash a Anson, 1996, s. 58). Právě působení vnitřní perturbace bylo předmětem zkoumání této práce. Jednalo se o předpažování HKK vykonávané maximální rychlostí a s přidanou zátěží v každé ruce činící 2 % tělesné hmotnosti probanda.

Podle několika studií podoba APAs při perturbovaném stoji závisí na rychlosti volního pohybu. Tyto studie hovoří o tom, že vyšší rychlost produkuje větší setrvačnost, a tedy i zvýšené nároky na udržení postury a rovnováhy. Při pomalých pohybech bývají APAs naopak méně často přítomny (Horak et al., 1984, s. 1022–1024; Yoshida, 2008, s. 101–102).

Přidání zátěže může vést také k určitým změnám v podobě APAs. Bouisset a Zattara (1987) ve své studii zaznamenali po použití 1kg závaží při unilaterální flexi prodloužení trvání anticipatorní fáze. V jejich pozdější práci, kde využili opět 1kg závaží při stejném pohybu, došlo ke zvýšení amplitudy anticipatorní aktivity posturálních svalů. Avšak vzorec jejich aktivace zůstal zachován (Bouisset, Richardson a Zattara, 2000, s. 82, 85). Ke stejným výsledkům jako poslední zmíněná studie došli také Aruin a Latash (1995, s. 331) po přidání zátěže 0,45 kg a 2,2 kg a Horak et al. (1984, s. 1026) při použití zátěže 0,9 kg.

6.1 Diskuze k první hypotéze

H_{A1}: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin dochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

Naše výsledky ukázaly, že u zdravých probandů dochází při rychlém předpažení HKK k anticipatorní aktivaci některých svalů trupu a DKK. APAs se vyskytovaly v ES nebo v BF, popřípadě v obou svalech najednou. ES byly aktivovány v intervalu -55–(+73) ms a BF v intervalu -11–(+94) ms. Anticipatorní svalová aktivita byla u ES zaznamenána 46–55 ms a u BF 6–11 ms před aktivací prime moveru. Časy anticipatorní aktivace byly tedy u obou svalů poměrně variabilní. U jiných vyšetřovaných svalů APAs detekovány nebyly. Tyto výsledky

jsou ve shodě se studii, které zaznamenaly, že při rychlých pohybech HKK směrem dopředu dochází k anticipatorní aktivaci svalů v zadní části trupu a DKK (Friedli, Hallett a Simon, 1984; Zattara a Bouisset, 1988; Aruin a Latash, 1995; Hodges, Cresswell a Thorstensson, 1999; Fujiwara, Toyama a Kunita, 2003).

Aruin a Latash (1995, s. 325–330) ve své práci porovnávali bilaterální předpažení a zapažení v různých rozsazích pohybu. Jejich studie se zúčastnilo 5 probandů, a to pouze muži ve věku 35,6 (\pm 5,03) let. Výsledky ukázaly, že při bilaterální flexi do 90° došlo k anticipatorní aktivitě především u BF a ES. Rovněž byl aktivován m. soleus (SOL), který ale nevykazoval ve své činnosti žádnou pravidelnost. Anticipatorní aktivitu GM naměřili pouze u jednoho probanda a rovněž zachytili v několika případech anticipatorní aktivitu TA.

Také Kanekar, Santos a Aruin (2008, s. 2308) zkoumali APAs při stoji narušeném bilaterální flexí HKK. Jejich studie se zúčastnilo 9 probandů (4 ženy, 5 mužů) ve věku 25,5 (\pm 4,1) let. Výsledky ukázaly, že došlo k anticipatorní svalové aktivitě před DA u ES (-39,67 \pm 3,63), BF (-36,37 \pm 5,98), m. semitendinosus (-46,10 \pm 7,32), GM (-4,31 \pm 10,14) a SOL (-1,14 \pm 9,27). V této studii nastala anticipatorní aktivita u BF dříve než v našem výzkumu. Navíc byla zaznamenána také v GM. Nicméně u tohoto svalu a u SOL docházelo k variabilní aktivaci, která v několika případech nastala až po začátku aktivity prime moveru. Tyto výsledky jsou částečně ve shodě s naší výzkumnou prací, která anticipatorní změny aktivity v distálních svalech vůbec nezaznamenala.

Variabilitu aktivace svalů v okolí hlezenního kloubu popisuje studie Aruin a Latash (1995). Podle autorů této práce dochází při pohybech paží u svalů obklopujících kyčelní kloub k více opakovatelným vzorcům anticipatorní aktivace. U distálních svalů okolo hlezenního kloubu jsou tyto změny aktivity více individuální a méně opakovatelné. Vysvětlují si to tím, že jejich role není při anticipatorním nastavení během stoje perturbovaném pohyby HKK tak velká a klíčové jsou především svaly proximální, jejichž činnost mohou ty distální případně doplňovat.

V souladu s variabilitou aktivace ES před a po prime moveru, která byla zaznamenána naším měřením, jsou výsledky studie Gantchev a Dimitrova (1996). Tato práce zkoumala APAs při unilaterální flexi pravé HK u 6 probandů ve věku 25–42 let. Pomocí EMG byla snímána svalová aktivita ze SOL, TA, BF a ES. Aktivace ES nastala v intervalu -25,5 (\pm 34) ms. Byla tedy detekována před i po začátku aktivity prime moveru (DA). Anticipatorní aktivita BF začala 81,6 (\pm 32) ms před aktivací DA. BF byl tedy vždy aktivní dříve než prime mover, což se neshoduje s výsledky našeho měření.

Bouisset a Zattara (1981, 267–268) zaznamenali při stoji perturbovaném bilaterální flexí anticipatorní aktivitu m. semitendinosus (ST), GM a ES. Ve své pozdější práci u stejné testované situace naměřili navíc anticipatorní aktivitu m. vastus lateralis (Zattara a Bouisset, 1988, s. 958–959). Hodges, Cresswell a Thorstensson (1999, s. 73), kteří při stejném pohybu měřili pouze aktivitu svalů trupu, rovněž zaznamenali anticipatorní aktivaci ES, a to přibližně 18 ms před DA.

Konzistentní pořadí anticipatorní aktivace hamstringů před ES během stoje narušeného předpažením popisoval ve své práci již Belenkii et al. (In Lee, Buchanan a Rogers, 1987, s. 267). Rovněž Lee, Buchanan a Rogers (1987), kteří zkoumali APAs u 9 zdravých dospělých ve věku 23–35 let při unilaterální flexi, zaznamenali stejnou posloupnost aktivace zmíněných svalů. Obdobný vzorec anticipatorní aktivace svalů trupu a DKK byl zachycen i při jiných pohybech HKK před trupem. Friedli, Hallett a Simon (1984) zkoumali rychlou bilaterální flexi v loktech u 17 zdravých žen a mužů ve věku 25–65 let. Výsledky opět ukázaly anticipatorní aktivitu BF a ES. Z těchto svalů byl BF aktivován dříve.

Několik studií popisuje, že anticipatorní aktivita svalů trupu a DKK zajišťuje napřímení (extenzi) páteře a/nebo DKK (Bouisset a Zattara, 1981, s. 269; Zattara a Bouisset, 1988, s. 963; Aruin a Latash, 1995, s. 331). Toto napřímení je klíčové pro anticipatorní přesun COM směrem dopředu a vzhůru, který brání destabilizačnímu účinku reakčních sil působících při předpažení HKK v úrovni ramen (Latash a Anson, 1996, 58; Bouisset a Zattara, 1987, s. 740; Friedli, Hallett a Simon, 1984). Výslednice těchto reakčních sil je orientována ve směru dozadu a dolů a způsobuje zrychlení přesunu COM tamtéž. Jednotlivé anticipatorní biomechanické proměnné mají tedy obráceně orientované vektory než síly vznikající při volném pohybu, který perturbuje stoj (Bouisset a Zattara, 1987, s. 740). Podle Zattara a Bouisset (1988, s. 962) je za anticipatorní extenzi v kyčelním kloubu zodpovědná činnost hamstringů. Účinnost jejich flekční složky v oblasti kolenního kloubu kompenzuje pravděpodobně slabá aktivace m. vastus lateralis. Jeho aktivita ale nebyla v našem výzkumu měřena.

Podle Lee, Buchanan a Rogers (1987) přítomnost anticipatorní aktivity ES a BF u rychlých pohybů paží potvrzuje, že se jedná o dostatečné narušení postury a rovnováhy, která vyžadují zvýšenou kontrolu. Na základě tohoto tvrzení, ale i výsledků výše zmíněných studií, které při stoji perturbovaném předpažením HKK detekovaly anticipatorní svalovou aktivitu, je potřeba zvážit, z jakých důvodů nedošlo u několika probandů v naší práci k anticipatorní aktivaci ani u jednoho z vyšetřovaných svalů.

Nepřítomnost APAs při perturbovaném stoji je vysvětlována více důvody. K jejich změně či absenci může docházet vlivem různých onemocnění (Latash a Anson, 1996; Krishnan,

Kanekar a Aruin, 2012a) či stárnutím (Smith a Fisher, 2018; Lee, Chen a Aruin, 2015). Nicméně jelikož naše práce zahrnovala pouze mladé probandy, kteří potvrdili, že nemají žádné neurologické, ortopedické ani jiné poškození, můžeme tyto varianty zamítnout.

Dalším z možných důvodů odlišných výsledků je, že probandy v naší studii byly především ženy (6 žen, 2 muži), zatímco výše zmíněných výzkumů se účastnila buď méně než polovina žen, či dokonce pouze muži. Avšak kvůli malému vzorku probandů zahrnutých v naší studii nelze říci, zda se mohl do našich výsledků tento faktor promítnout. Jedinou nalezenou studií, která porovnává rozdíly v APAs mezi pohlavími je práce Bussey et al. (2017). Zkoumala 25 žen ve věku 29,5 (\pm 9,1) let a 25 mužů ve věku 27,1 (\pm 6,6) let. Testovanou situací byl zdvih DK (flexe v kyčelním kloubu do 90° se současnou flexí kloubu kolenního), který měli probandi provést co nejrychleji po zaznění zvukového signálu. Výsledky ukázaly statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě při stožení na dominantní a nedominantní končetině a mezi pohlavími. U žen došlo při porovnání s muži k opožděnému nástupu aktivity u 4 z 8 měřených svalů při flexi dominantní končetiny a u 6 svalů při flexi nedominantní končetiny. Podle autorů mohou ženy více spoléhat na reaktivní mechanismy kvůli pomalejšímu reakčnímu času. Delší reakční čas byl zaznamenán nejen u žen (Shelton a Kumar, 2008, s. 30; Jain et al., 2015, s. 124–127), ale také u lidí s únavou (Jain et al., 2015, s. 124), která nebyla u našich probandů zjišťována. Nicméně při delším reakčním času na zvukový signál, který byl použit v naší práci, by u žen byla opožděnější nejen aktivace posturálních svalů, ale rovněž prime moveru. Tento rozdíl by se tedy pravděpodobně při vztahování aktivity ostatních svalů k němu neprojevil.

Dále mohlo dojít k zaznamenání odlišných výsledků v naší studii kvůli možnému rozdílu APAs v dominantní a nedominantní straně. Podle Bussey et al. (2017, s. 8) má u žen dominance končetiny větší vliv na anticipatorní strategie posturální kontroly. V naší práci byla, především z technických důvodů, snímána aktivita svalů pouze z dominantní strany. Také tento fakt by se mohl do podoby APAs promítnout. Tato teorie by musela být samostatně otestována.

Posledním možným vysvětlením by mohlo být to, že předpažování HKK nebylo pro některé probandy v naší studii dostatečným narušením posturální stability. V případě, kdy se člověk nachází ve velmi stabilní pozici, ve které je malé riziko, že dojde k ohrožení rovnováhy perturbací, mohou být APAs redukovány, jelikož jejich aktivita není tolik potřebná (Latash, 2012, s. 221).

6.2 Diskuze k druhé hypotéze

H₀₂: Vyřazení vizuální kontroly nemá při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin vliv na anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

Výsledky našeho měření ukázaly, že u zdravých probandů nedochází při rychlém předpažení HKK se zavřenýma očima k odlišné anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů v porovnání se situací, u které byla možnost zrakové kontroly zachována. V situaci probíhající s vyřazením zraku byly zaznamenány APAs u 5 probandů, zatímco v případě předpažení při otevřených očích se tyto mechanismy vyskytovaly u 4 probandů. Rozdíl v počtu jedinců, u kterých byla detekována anticipatorní aktivita svalů, nebyl mezi těmito situacemi statisticky významný.

Dostupné studie, které využívaly absenci zraku při zkoumání APAs, zahrnovaly především působení externích perturbací. Santos, Kanekar a Aruin (2010a, s. 388–390) a Shiratori, Latash a Aruin (2001, s. 458–465) využili ve svých výzkumech vyřazení zrakové kontroly pro to, aby byla zevní perturbace neočekávaná. Nestudovali tedy primárně vliv zraku na APAs, ale porovnávali očekávané a neočekávané narušení stoje. Podle jejich výsledků nedošlo během testované situace bez možnosti vizuální kontroly k anticipatorní aktivaci svalů. Jiné dvě studie se sice zabývaly přímo vlivem zraku na APAs, ale opět použily pro narušení stoje zevní perturbaci. Jejich výsledky potvrzují, že při neočekávané zevní perturbaci bez možnosti zrakové kontroly nedochází ke generování APAs. První ze zmíněných studií zvolila pro narušení stoje dopad 1,5kg zátěže s pískem na ták, který drželi probandi v rukou (Zhang, Gao a Wang, 2019, s. 398–399, 404) a druhá využila úder kyvadla¹ do oblasti ramen (Mohapatra a Aruin, 2013, s. 25).

Liang, Kaewmanee a Aruin (2020, s. 631–641) zkoumali APAs u bipedálního stoje narušeného zevní perturbací. Výzkumu se účastnilo 15 zdravých lidí ve věku 18–35 let. Perturbace spočívala v úderu kyvadla zepředu do oblasti ramen. Nejprve tuto situaci testovali při možnosti zrakové kontroly a následně bez ní. V další fázi experimentu přidali k situaci s otevřenýma očima zvukový signál oznamující začátek pohybu kyvadla a zopakovali ji desetkrát. Následně měli probandi za úkol zavřít oči a tu samou testovanou situaci, ve které byl opět zahrnut zvukový signál, zopakovat dvacetkrát. Četná opakování byla zvolena jako trénink sloužící k tomu, aby si účastníci výzkumu zvykli na působení tohoto typu perturbace.

¹ Kyvadlo bývá v rámci studií při zkoumání APAs poměrně často využíváno jako zevní perturbace. Jeho hlavní část tvoří centrální tyč připevněná ke stropu, na jejímž distálním konci je kolmo upevněná krátká tyč pokrytá pěnovým obalem. Tento konec po uvolnění řízeně narazí do konkrétní části těla testované osoby (Krishnan a Aruin, 2011, s. 387).

Výsledkem bylo, že při otevřených očích došlo vždy ke generování APAs. V situaci s absencí zraku bez využití zvukového signálu nebyla přítomnost těchto mechanismů zaznamenána. Naopak v případě, kdy byl k situaci se zavřenými očima přidán zvukový signál oznamující čas uvolnění kyvadla, došlo ke generování APAs srovnatelných se situací probíhající za zrakové kontroly. Autoři došli k závěru, že člověk je schopen generovat APAs na základě zvukového signálu při absenci zraku, pokud působí perturbace, jejíž charakteristiky jsou známy. Jelikož byla zvukovým signálem a krátkým tréninkem vyloučena neočekávanost zevní perturbace, je možné výsledky uvedené studie porovnat s naší výzkumnou prací, která využila k narušení stoje volní pohyb s přesně odpočítaným začátkem. Jeho parametry byly tudíž predikovatelné i bez potřeby tréninku. Výsledky obou prací se tedy shodují v tom, že při očekávané perturbaci stoje nemá zrak u zdravých lidí významný vliv na APAs.

Lacquiniti a Maioli (1987, s. 373) také použili akustický signál při zkoumání APAs v situaci s otevřenými a zavřenými očima. Testovaná situace zahrnovala zevní perturbaci v podobě chytání míče v sedě. Výsledky na rozdíl od výše zmíněné studie ukázaly menší konzistenci v aktivaci APAs a anticipatorní svalová aktivita měla navíc menší amplitudu. Nicméně v této práci nebyla perturbace zcela předvídatelná, protože zvukový signál nepředstavoval přesný čas uvolnění míče, ale pouze začátek 0,5–2,5s intervalu, během kterého k jeho uvolnění došlo. Výzkum navíc nezahrnoval žádný trénink.

Z nalezených studií zkoumajících aktivaci APAs při vnitřní perturbaci bez možnosti zrakové kontroly žádná nepoužívala jako testovaný pohyb předpažení HKK. Práce Lin a Yang (2011, s. 452–454) měřila APAs při iniciaci chůze. Podle jejích výsledků došlo při zavření očí ke zkrácení anticipatorní fáze a prodloužení doby kroku. Mouchnino, Blouin a Chacron (2013, s. 4–7) se rovněž zabývali iniciací chůze, která probíhala celou dobu při zavřených očích. Výchozí pozicí byl stoj na silové plošině umístěné uprostřed chodícího pásu. Signálem pro zahájení chůze bylo buď prvotní ucítění pohybu plošiny, či zaznění zvukového signálu v případě, kdy plošina stála. Podle výsledků došlo ke generování APAs ve všech podmínkách, které se trochu lišily v rámci jednotlivých situací. Nicméně v této studii nebylo provedeno žádné měření s otevřenými očima pro porovnání.

Nogueira-Campos et al. (2019) zkoumali situaci, kdy proband seděl a držel v ruce talířek se sklenicí. Jako perturbace bylo zvoleno zvednutí sklenice probandovou druhou HK (vnitřní perturbace), nebo jiným člověkem (zevní perturbace). Ve studii byla měřena anticipatorní aktivita flexorů a extenzorů ruky držící talířek. Při působení vnitřní perturbace byly APAs přítomny při otevřených i zavřených očích. Nicméně při absenci zraku byl začátek aktivace APAs opožděný oproti situaci probíhající při současné zrakové kontrole. V případě zevní

perturbace nebyly APAs přítomny ani při otevřených, ani při zavřených očích. Podle autorů studie nebylo pravděpodobně při zdvihání sklenice jiným jedincem probandovi poskytnuto dostatečné množství informací o nadcházející perturbaci pro generování APAs.

Výše zmíněné studie potvrzují, že při očekávané perturbaci jsou APAs aktivovány i při zavřených očích. Ve shodě s naší hypotézou, že se neliší APAs při stoje s otevřenými a zavřenými očima, je pouze studie Liang, Kaewmanee a Aruin (2020). Ostatní práce zaznamenaly rozdíly v APAs, a to především v parametrech, které nebyly předmětem našeho zkoumání. Není tedy možné práce vzájemně více porovnat. Navíc žádná ze studií nezahrnovala stejný testovaný pohyb.

6.3 Diskuze k třetí hypotéze

H_{A3}: Při perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin na neočekávaný signál dochází k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů.

Naše výsledky ukázaly, že k anticipatorní svalové aktivaci při volní perturbaci bilaterální flexí HKK na neočekávaný signál došlo u 2 probandů v situaci s otevřenými očima (ON) a u 3 probandů se zavřenými očima (ZN). Jediná nalezená studie, která zkoumá vliv očekávanosti signálu při shodném testovaném pohybu je De Wolf, Slijper a Latash (1998, 7–17). Té se zúčastnilo 8 jedinců o věkovém průměru 33,1 (\pm 3,1) let. Probandi měli za úkol zahájit pohyb ve chvíli, kdy se sami rozhodli, či po zaznění zvukové signalizace přicházející náhodně během 5s intervalu. Při flexi HKK z vlastní vůle docházelo k anticipatorní aktivaci ES, BF či SOL. Při použití neočekávaného signálu byly zmiňované svaly aktivovány později než prime mover.

Dále se neočekávanou perturbací bipedálního stoje zabývala studie Santos, Kanekar a Aruin (2010a, s. 388–395). Během testované situace probandi stáli s předpaženými HKK a bylo na ně pouštěno kyvadlo. Pro zajištění nepředvídatelnosti narušení měli navíc zavřené oči. Výsledky ukázaly, že při této situaci nedošlo k žádné anticipatorní aktivaci svalů trupu či DKK.

Wang, Zatsiorsky a Latash (2006, s. 44–54) zkoumali APAs při rychlé iniciaci chůze. Porovnávali rozdíl mezi zahájením pohybu na základě vizuálního signálu a z vlastního rozhodnutí. Blížící se příchod vizuální signalizace byl oznámen zvukovým signálem o 1,5–4 s dříve, než nastal signál vizuální. U obou situací došlo k anticipatorní aktivaci svalů trupu a stojné DK, ale při jejich porovnání byly detekovány určité rozdíly. V případě zahájení pohybu na základě vizuálního signálu došlo k pozdějšímu nástupu

anticipatorní svalové aktivity a její amplituda byla navíc větší než u druhého typu testované situace.

Studie Yiou et al. (2016b, s. 3, 8–14) zkoumala iniciaci chůze, která byla opět prováděna na základě vlastního rozhodnutí či po zaznění zvukového signálu. Úkolem probandů bylo v obou případech provést pohyb co nejrychleji. K analýze APAs byla využita pouze silová plošina. Výsledky ukázaly, že při zahájení pohybu na zvukový signál došlo ke zkrácení délky trvání APAs a odlepení chodidla. Současně se zvětšil rozsah anticipatorní výchylky COP v anteroposteriorním i mediolaterálním směru. Autoři studie předpokládají, že pod časovým tlakem dochází k těmto změnám v APAs proto, aby bylo urychleno provedení pohybu s udržení stejné míry stability. Toto bylo objeveno již v jejich dřívější studii porovnávající vliv zahájení chůze na zvukový signál a z vlastní vůle na APAs (Yiou et al., 2016a, s. 1363). Ke stejným výsledkům došla rovněž studie Hussein et al. (2013, s. 1, 11–12), která pouze místo iniciace chůze používala jako testovaný pohyb flexi DK ve vzpřímeném stoji.

Nougier et al. (1999, s. 109–111) zkoumali APAs během stoje narušeného unilaterální flexí HK, která byla prováděna na neočekávaný signál či na základě vlastního rozhodnutí. Studie se účastnilo 5 probandů o věkovém průměru 32 let. Aktivita byla snímána z DA, TFL, ST a GM. Probandi měli navíc v ruce závaží o hmotnosti 0,5 kg. Výsledky ukázaly, že při pohybu z vlastní vůle byla delší anticipatorní fáze a vyšší posturální stabilita. Ačkoliv byla u obou typů začátku pohybu stejná sekvence zapojení svalů, při zahájení flexe HK na vizuální signál nastala aktivita všech třech posturálních svalů téměř shodně (během 10 ms). Navíc se objevila pouze 10–20 ms před DA, zatímco u zahájení pohybu z vlastní vůle nastala aktivita těchto svalů 20–60 ms před prime moverem. Podle autorů dochází při nedostatku času k adaptivní strategii v podobě zkrácení trvání APAs i za cenu menší posturální stability.

Jelikož výsledky našeho výzkumu zaznamenaly aktivitu svalů trupu a DKK před aktivací prime moveru pouze u 2 z 8 probandů, je možné, že zbývajících 6 probandů použilo stejně jako účastníci studie Nougier et al. (1999) odlišnou pohybovou strategii. Ta by mohla spočívat ve spoléhání se více na reaktivní mechanismy než na ty anticipatorní při provádění volního pohybu během časové tísně. Reaktivní mechanismy nebyly v rámci našeho výzkumu měřeny, není proto možné tuto teorii ověřit.

Výsledky nalezených studií zaznamenaly poměrně variabilní odpovědi APAs na působení perturbací zahájených na neočekávaný signál. Úplná nepřítomnost APAs byla detekována u všech probandů pouze v případě zevního narušení stoje (Santos, Kanekar a Aruin, 2010a). Tyto výsledky mohou být dány tím, že parametry vnitřních perturbací jsou snáze predikovatelné, a to i v případě, kdy jsou zahájeny na neočekávaný signál. Navíc u většiny

probandů v naší práci byla před touto situací provedena již nějaká jiná testovaná situace, takže věděli, jakou perturbaci lze při předpažení se závažím očekávat a jedinou proměnnou zde bylo načasování zvukového signálu.

6.4 Diskuze ke čtvrté hypotéze

H₀₄: Při očekávané perturbaci stoje elevací zatížených horních končetin nevede použití bederního pásu ke změně anticipatorní aktivace vyšetřovaných svalů.

K anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů došlo v situaci s navlečeným bederním pásem u dvou probandů. U jednoho byla zaznamenána aktivita TA v čase -14 ms a ES v čase -11 ms. U druhého probanda byla přítomna anticipatorní aktivita pouze v ES, a to 18 ms před DA. U BF nebyla v této testované situaci aktivita před aktivací prime moveru zaznamenána u žádného z probandů. Nicméně rozdíl v aktivaci BF mezi testovanými situacemi, které se mezi sebou lišily pouze v tom, zda při nich měli probandi navlečený bederní pás či nikoliv, nebyl signifikantní.

Nebyla nalezena žádná studie zkoumající vliv bederního pásu na APAs. Voglar a Sarabon (2014, s. 673–679) se zabývali vlivem „placebo tejpů“ a kineziotejpu, které byly aplikovány v oblasti zad, na APAs při stoji narušeném bilaterální flexí HKK. Aktivita byla snímána z ES, m. rectus abdominis, m. obliquus externus, m. obliquus internus a mm. multifidi. Studie se zúčastnilo 12 probandů ve věku 23,4 (± 3,5) let, kteří byli rozděleni do dvou skupin. Nejprve byla u obou změřena svalová aktivita v uvedené testované situaci. Následně byl jedné skupině aplikován kineziotejp facilitační s 50–60% napětím, a to paralelně s průběhem ES a mm. multifidi. Druhá skupina obdržela „placebo tejp“ aplikovaný horizontálně v oblasti druhého bederního obratle. Jednalo se o shodný druh tejpů jako v prvním případě, nicméně byl nalepen s nulovým napětím a v jiné lokalizaci, proto ho autoři nazývali „placebo tejpem“. Výsledky ukázaly, že došlo k anticipatorní aktivaci mm. multifidi a ES, a to v situaci probíhající před nalepením tejpů, ale i v případě situace s jejich aplikací. Při použití „placebo tejpů“ i kineziotejpu nastala anticipatorní aktivita signifikantně dříve než v testované situaci před jeho nalepením. Mezi jednotlivými skupinami při použití tejpů nebyl zaznamenán žádný rozdíl. Z výsledků uvedené studie tedy vyplývá, že došlo ke změně načasování APAs u svalů v bederní oblasti bez ohledu na to, jaké napětí či lokalizace tejpů byly zvoleny. Podle autorů studie jsou tyto změny způsobené zvýšením aferentace z dané oblasti.

Vliv aferentních signálů na APAs zaznamenala také studie Krishnan a Aruin (2011, s. 387–396), která zkoumala stoj v nízkém chodítku perturbovaný úderem kyvadla. Studie

se zúčastnilo 8 probandů ve věku 25 (\pm 4) let. Testované situace se lišily v tom, zda při nich probandi měli otevřené či zavřené oči. Další rozdíl mezi jednotlivými situacemi spočíval v kontaktu s chodítkem. Probandi měli za úkol na chodítko buď vůbec nesahat či se ho v jiných situacích pouze lehce dotýkat. Síla lehkého dotyku byla zjištěna při pilotním měření pomocí tenzometru připevněnému k chodítku. Naměřená síla měla tak malou velikost (průměrně 0,32 N), že autoři studie vyloučili možnost podílu lehkého dotyku na mechanické stabilizaci. Výsledkem bylo, že v obou situacích probíhajících při otevřených očích došlo ke generování APAs. Dotyk chodítka v tomto případě nezpůsobil žádnou signifikantní změnu. Při absenci vizuální kontroly nebyly APAs ani v jedné situaci zaznamenány, nicméně při dotyku chodítka byla reaktivní aktivita svalů srovnatelná s podmínkami s otevřenými očima. Chodítko tak nejspíše nahradilo vizuální kontrolu prostřednictvím proprioceptivních informací získaných z opory. Podle autorů studie jsou v situacích probíhajících za zrakové kontroly využity především vizuální informace, zatímco ty proprioceptivní z dotyku chodítka nemají na danou situaci signifikantní vliv. Rovněž Latash (2012, s. 225) ve své práci popsal, že lehký dotyk prstem stacionárního objektu vede ke snížení APAs a posturálních výchylek. Způsobují to pravděpodobně somatosenzorické informace z prstu, které pomáhají CNS stanovit orientaci těla v prostoru.

Ačkoliv v naší výzkumné části mohla být prostřednictvím použití podpůrného bederního pásu zvýšena aferentace jako při použití tejpů či lehkého dotyku, nebyl mezi situacemi s jeho nasazením a bez něj nalezen signifikantní rozdíl. Jelikož v naší práci probíhala situace s pásem při otevřených očích, je pravděpodobné, že APAs byly ovlivněny především vizuálními informacemi. To by bylo ve shodě se studií Krishnan a Aruin (2011), ve které při možnosti zrakové kontroly během působení perturbace nevedl dotyk chodítka k žádné signifikantní změně v APAs. Dalším možným vysvětlením našich výsledků je, že zdraví mladí probandi mají v testované situaci dostatečnou stabilitu, která nemůže být přidáním bederního pásu významně ovlivněna.

6.5 Přínos pro praxi

Tato práce slouží kvůli malému počtu probandů především pro nastínění možností testování anticipatorního posturálního nastavení pomocí EMG v různých podmínkách. Využití perturbací stoji, jakožto přirozeně nestabilní polohy (Vařeka, 2002a, s. 118; Latash, 2008b, s. 170–171), může pomoci lépe odhadnout, jaké strategie posturální kontroly jedinec volí a zda dokáže predikovat a zabránit narušení stability. Úkony vyžadující elevaci HKK, které byly

ve výzkumné části této práce zvoleny, nás provází v běžném životě. Proto je potřeba, aby byl člověk schopen na tento typ narušení efektivně reagovat. Vyšetření APAs má navíc potenciál odhalit senzomotorický deficit a případné ohrožení stability, ať u starších lidí, různých onemocnění, tak i u sportovců. Díky tomu lze následně nastavit vhodný rehabilitační plán pro zlepšení parametrů APAs a vztahu mezi jednotlivými pohybovými strategiemi. To může vést ke zvýšení mobility, samostatnosti při vykonávání ADL a zlepšení kvality života (Aruin et al., 2015, s. 649; Arghavani, Zolaktaf a Lenjannejadian, 2019, s. 1757).

6.6 Limity studie

Za jeden z hlavních limitů naší studie je třeba označit malý počet probandů a jejich nerovnoměrné zastoupení v rámci pohlaví, jelikož náš soubor byl ze 75 % tvořen ženami a jen z 25 % muži.

Ke snímání aktivity měřených svalů byl použit elektromyografický přístroj firmy Noraxon, který má snímače propojené prostřednictvím kabelů. I přes to, že byly kabely ke kůži dobře připevněny pomocí lékařských lepících pásek, u několika probandů došlo kvůli vysoké rychlosti testovaného pohybu k jejich odlepení. Z toho důvodu mohlo dojít u probandů k rozvoji strachu z uvolnění těchto kabelů a následně i brždění rychlosti předpažení, byť podvědomému. Právě maximálně rychlost byla v našem výzkumu klíčová. Navíc byl snímač zavěšen pomocí pásu okolo trupu probanda, což by mohlo mít potenciálně vliv na APAs. Z toho důvodu by bylo vhodnější použití bezdrátového přístroje.

Další limit je dán nestandardizovaným hodnocením APAs, které by mohlo způsobovat nepřesnosti při porovnání naší výzkumné práce s jinými. Základem pro hodnocení časového okna v rámci EMG signálu je určení t_0 , tedy nulového času, ke kterému jsou následně vztahovány časy dalších parametrů (například změny svalové aktivity či COP a COG výchylky). Časové vymezení APAs se v rámci různých nalezených studií liší. Velké množství z nich vychází ze studie Latash a Aruin (1995, s. 325–326). Její autoři při hodnocení EMG signálu zaznamenaném při stojící narušeném předpažení HK porovnávali různé hodnoty t_0 , a to první viditelnou aktivitu prime moveru, první odchylku akcelerometru či první odchylku goniometru, které byly připevněny na HK. Jako nejlepší možnost t_0 se ukázala první aktivita prime moveru, jelikož nastávala ze všech zkoumaných hodnot nejdříve a byla nejvíce konzistentní. Na základě toho autoři studie stanovili pro zhodnocení APAs interval -100–(+50) ms. Anticipatorní časové okno protáhli i na prvních 50 ms po aktivaci prime moveru z toho důvodu, že v pilotním měření nenastalo elektromechanické zpoždění dříve

než po 30 ms. Také by podle autorů studie nemělo v prvních 50 ms docházet k rychlým monosynaptickým reflexům. Avšak Latash (2008, s. 217) ve své práci stanovil čas typického zpoždění těchto reflexů na 30 ms. Odlišné časové okno pro APAs bylo určeno ve studiích Girolami, Shiratori a Aruin (2010, s. 990) a Shiratori a Latash (2001, s. 1253). Autoři obou prací ho sice rovněž stanovili na $-100-t_0$ ms, nicméně v tomto případě bylo t_0 definováno jako první odchylka akcelerometru. Pokud bychom tedy brali v potaz elektromechanické zpoždění o délce 50 ms, tak by zvolené časové okno bylo při vztažení k aktivitě prime moveru tvořeno intervalem $-50-(+50)$ ms. Stanovení první odchylky akcelerometru jako t_0 tedy způsobilo zkrácení uvedeného časového okna před aktivací prime moveru o 50 ms.

V naší studii bylo zvoleno časové okno na základě práce Gatchev a Dimitrova (1996, s. 118). Její autoři stanovili pro detekci anticipatorní aktivity svalů DKK a trupu časový interval $-100-0$ ms, kde 0 ms značilo první zvýšenou aktivitu prime moveru (DA). Akcelerometr využili pouze pro měření doby trvání pohybu, jehož začátek byl definován právě jako první zvýšená aktivita DA. Rovněž Zattara a Bousset (1988, s. 957–962) zabývající se APAs při předpažení během stoje, posuzují při hodnocení anticipatorního EMG vzorce pouze aktivitu svalů, která začíná před prime moverem či současně s ním. Avšak při zkoumání vzorce anticipatorních akcelerací naopak vztahují data z jednotlivých akcelerometrů k akcelerometru připevněnému na HK.

V naší studii jsme tedy hodnotili pouze anticipatorní aktivaci svalů před prime moverem a její výsledky byly vztahovány ke stejným parametrům jiných studií. Nicméně pokud by při zpracování bylo použito delší časové okno jako v některých výše zmíněných pracích, výsledky by se mohly lišit. Limit tedy spočívá především v tom, že pokud by naše výzkumná práce byla použita na porovnání se studiemi, které zvolili jiné časové okno či jinou hodnotu t_0 , mohlo by dojít ke zkreslení výsledků.

Závěr

Teoretická část diplomové práce nastínila anticipatorní posturální mechanismy z hlediska jejich funkce, řízení, vývoje a změn v rámci různých onemocnění, zatímco výzkumná část se zaměřila na zhodnocení anticipatorního nastavení u zdravých jedinců při stoji perturbovaném předpažením horních končetin. Za tímto účelem byla při testovaných situacích snímána svalová aktivita z m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris, mm. erectores spinae pars thoracis a m. deltoideus. K aktivaci posledního zmíněného svalu jakožto prime moveru bylo vztahováno načasování aktivity ostatních měřených svalů.

V rámci výzkumné části jsme zjišťovali, zda při uvedené testované situaci dochází u zdravých jedinců k anticipatorní aktivaci vyšetřovaných svalů. Výsledky ukázaly, že anticipatorní svalová aktivita nastala u poloviny probandů, a to v m. biceps femoris, mm. erectores spinae nebo v obou svalech najednou.

Výsledky dále potvrdily, že při očekávané perturbaci stoje jsou APAs u zdravých mladých jedinců aktivovány i v případě vyřazení vizuálního vstupu. Jelikož nedošlo k detekování rozdílů při porovnání se stejnou situací probíhající při otevřených očích, zdá se, že absence zraku nemá u zdravých lidí na anticipatorní aktivaci svalů vliv. To by mohlo značit, že u těchto jedinců nedochází při zavření očí během bipedálního stoje k výraznému zvyšování nároků na posturální stabilitu, které by vyžadovaly větší zapojení APAs.

Dále jsme zjistili, že k anticipatorní aktivitě vyšetřovaných svalů může docházet i při zahájení pohybu na neočekávaný signál. Jedno z možných vysvětlení tohoto jevu je, že zvolený typ narušení není zcela nepredikovatelný, jelikož se jedná o volní pohyb prováděný samotným probandem. Z našich výsledků vyplývá, že při narušení stoje volním pohybem nehraje v aktivaci APAs roli fakt, zda se jedná o očekávanou či neočekávanou perturbaci a v obou případech anticipatorní aktivita sledovaných svalů nastává.

Nakonec naše výsledky ukázaly, že při aplikaci podpůrného bederního pásu nedochází u zdravých jedinců k odlišné anticipatorní aktivaci svalů než bez jeho použití.

Závěrem lze říci, že při stoji perturbovaném volním pohybem dochází u zdravých jedinců k anticipatorní aktivaci svalů trupu a dolních končetin, a to především u m. biceps femoris a mm. erectores spinae. To poukazuje na to, že se tyto svaly významně podílejí na udržení postury a rovnováhy proti destabilizačním účinkům reakčních sil, které při rychlém pohybu horních končetin vznikají. Pro lepší prozkoumání těchto mechanismů by bylo zapotřebí zahrnout větší počet probandů v rámci dalších studií. Následně by tak bylo možné tyto znalosti

uplatnit na nastavení vhodného rehabilitačního plánu u jedinců, kteří mají tyto mechanismy změněné vlivem stárnutí či různých onemocnění a mohou tak být více ohroženi pády.

Referenční seznam

ARGHAVANI, H., ZOLAKTAF, V. a LENJANNEJADIAN, S. 2019. 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]. 32(9), 1757–1765 [cit. 2021-02-24]. ISSN 17208319. Dostupné z: doi:10.1007/s40520-019-01358-5.

ARUIN, A. 2002. The organization of anticipatory postural adjustments. *Journal of Automatic Control* [online]. 12(1), 31–37 [cit. 2021-02-22]. ISSN 1450-9903. Dostupné z: doi:10.2298/JAC0201031A.

ARUIN, A. S., FORREST, W. R. a LATASH, M. L. 1998. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* [online]. 109(4), 350–359 [cit. 2021-02-22]. ISSN 0924980X. Dostupné z: doi:10.1016/S0924-980X(98)00029-0.

ARUIN, A. S., GANESAN, M. a LEE, Y. 2017. Improvement of postural control in individuals with multiple sclerosis after a single-session of ball throwing exercise. *Multiple Sclerosis and Related Disorders* [online]. 17, 224–229 [cit. 2021-02-24]. ISSN 22110348. Dostupné z: doi:10.1016/j.msard.2017.08.013.

ARUIN, A. S., HANKE, T., CHAUDHURI, G., HARVEY, R. a RAO, N. 2000. Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: The effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 37(1), 65–72 [cit. 2021-02-09]. Dostupné z: www.researchgate.net/publication/12470098_Compelled_weightbearing_in_persons_with_hemiparesis_following_stroke_The_effect_of_a_lift_insert_and_goal-directed_balance_exercise.

ARUIN, A. S., KANEKAR, N. a LEE, Y.-J. 2015. Anticipatory and compensatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis in response to external perturbations. *Neuroscience Letters* [online]. 591, 182–186 [cit. 2021-02-09]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2015.02.050.

ARUIN, A. S., KANEKAR, N., LEE, Y.-J. a GANESAN, M. 2015. Enhancement of anticipatory postural adjustments in older adults as a result of a single session of ball

throwing exercise. *Experimental Brain Research* [online]. 233(2), 649–655 [cit. 2021-02-24]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-014-4144-1.

ARUIN, A. S. a LATASH, M. L. 1995. Directional specificity of postural muscles in feedforward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Experimental Brain Research* [online]. 103(2) [cit. 2021-4-28]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/BF00231718.

ASAKA, T. a WANG, Y. 2011. Feedforward postural muscle modes and multi-mode coordination in mild cerebellar ataxia. *Experimental Brain Research* [online]. 210(1), 153–163 [cit. 2021-02-15]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-011-2613-3.

AVANZINO, L., RAVASCHIO, A., LAGRAVINESE, G., BONASSI, G., ABBRUZZESE, G. a PELOSIN, E. 2018. Adaptation of feedforward movement control is abnormal in patients with cervical dystonia and tremor. *Clinical Neurophysiology* [online]. 129(1), 319–326 [cit. 2021-02-15]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2017.08.020.

BALZAGETTE, D., ZATTARA, M., BATHIEN, N., BOUISSET, S. a RONDOT, P. 1986. Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements in patients with Parkinson's disease. *Adv Neurol* [cit. 2021-02-08]. 45, 371–4 [cit. 2021-02-08]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/328096213_Postural_Adjustments_Associated_with_Rapid_Voluntary_Arm_Movements_in_Patients_with_Parkinson's_Disease.

BASTIAN, A. J. 2006. Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 16(6), 645–649 [cit. 2021-02-15]. ISSN 09594388. Dostupné z: doi:10.1016/j.conb.2006.08.016.

BLEUSE, S., CASSIM, F., BLATT, J.-L., LABYT, E., BOURRIEZ, J.-L., DERAMBURE, P., DESTEE, A. a DEFEBVRE, L. 2008. Anticipatory postural adjustments associated with arm movement in Parkinson's disease: a biomechanical analysis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 79(8), 881–887 [cit. 2021-02-09]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.2006.107318.

BLEUSE, S., CASSIM, F., BLATT, J.-L., LABYT, E., DERAMBURE, P., GUIEU, J.-D. a DEFEBVRE, L. 2006. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait & Posture* [online]. 24(2), 203–210 [cit. 2021-02-07]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2005.09.001.

- BONNÌ, S., PONZO, V., TRAMONTANO, M., MARTINO CINNERA, A., CALTAGIRONE, C., KOCH, G. a PEPPE, A. 2019. Neurophysiological and clinical effects of blindfolded balance training (BBT) in Parkinson's disease patients: a preliminary study. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 55(2) [cit. 2021-02-25]. ISSN 19739087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.18.05126-2.
- BOUCHER, J.-A., PREUSS, R., HENRY, S. M., NUGENT, M. a LARIVIÈRE, CH. 2018. Trunk postural adjustments: Medium-term reliability and correlation with changes of clinical outcomes following an 8-week lumbar stabilization exercise program. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 41, 66–76 [cit. 2021-02-25]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2018.04.006.
- BOUISSET, S., RICHARDSON, J. a ZATTARA, M. 2000. 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]. 132(1), 79–86 [cit. 2021-5-1]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s002219900228.
- BOUISSET, S. a ZATTARA, M. 1981. A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters* [online]. 22(3), 263–270 [cit. 2021-4-30]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/0304-3940(81)90117-8.
- BOUISSET, S. a ZATTARA, M. 1987. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics* [online]. 20(8), 735–742 [cit. 2021-4-28]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(87)90052-2.
- BUGNARIU, N. a SVEISTRUP, H. 2006. Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. 42(1), 73–89 [cit. 2021-02-06]. ISSN 01674943. Dostupné z: doi:10.1016/j.archger.2005.05.003.
- BUSSEY, M. D., DE CASTRO, M. P., ALDABE, D. a SHEMMELL, J. 2018. Sex differences in anticipatory postural adjustments during rapid single leg lift. *Human Movement Science* [online]. 57, 417–425 [cit. 2021-5-7]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2017.10.003.

- CADERBY, T., CARON, N., VERKINDT, CH., BONAZZI, B., DALLEAU, G. a PEYROT, N. 2020. Obesity-related alterations in anticipatory postural mechanisms associated with gait initiation. *Experimental Brain Research* [online]. 238(11), 2557–2567 [cit. 2021-02-15]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-020-05914-8.
- CAMERON, M. H. a LORD, S. 2010. Postural Control in Multiple Sclerosis: Implications for Fall Prevention. *Current Neurology and Neuroscience Reports* [online]. 10(5), 407–412 [cit. 2021-02-08]. ISSN 1528-4042. Dostupné z: doi:10.1007/s11910-010-0128-0.
- CARVALHO, R., VASCONCELOS, O., GONÇALVES, P., CONCEIÇÃO, F. a VILAS-BOAS, J. P. 2010. The Effects of Physical Activity in the Anticipatory Postural Adjustments in Elderly People. *Motor Control* [online]. 14(3), 371–379 [cit. 2021-02-08]. ISSN 1087-1640. Dostupné z: doi:10.1123/mcj.14.3.371.
- CLAUDINO, R., DOS SANTOS, E. C. C. a SANTOS, M. J. 2013. Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. *Clinical Neurophysiology* [online]. 124(8), 1628–1637 [cit. 2021-02-07]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2013.02.111.
- COHEN, R. G., NUTT, J. G. a HORAK, F. B. 2017. Recovery from Multiple APAs Delays Gait Initiation in Parkinson's Disease. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 11 [cit. 2021-02-09]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2017.00060.
- CORSI, C., CIMOLIN, V., CAPODAGLIO, P., CONDOLUCI, C. a GALLI, M. 2019. A biomechanical study of gait initiation in Down syndrome. *BMC Neurology* [online]. 19(1) [cit. 2021-02-15]. ISSN 1471-2377. Dostupné z: doi:10.1186/s12883-019-1288-4.
- CURUK, E., LEE, Y. a ARUIN, A. S. 2019. Individuals With Stroke Use Asymmetrical Anticipatory Postural Adjustments When Counteracting External Perturbations. *Motor Control* [online]. 23(4), 461–471 [cit. 2021-02-09]. ISSN 1087-1640. Dostupné z: doi:10.1123/mc.2018-0083.
- CURUK, E., LEE, Y. a ARUIN, A. S. 2020. Individuals with stroke improve anticipatory postural adjustments after a single session of targeted exercises. *Human Movement Science* [online]. 69 [cit. 2021-02-24]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2019.102559.
- DA SILVA SOARES, F., MOREIRA, V. M. P. S, ALVES, L. V. a DIONISIO, V. C. 2020. What is the influence of severity levels of knee osteoarthritis on gait initiation? *Clinical*

Biomechanics [online]. 74, 51–57 [cit. 2021-02-24]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2020.02.007.

DE AZEVEDO, A. K. C., CLAUDINO, R., CONCEIÇÃO, J. S., SWAROWSKY, A. a DOS SANTOS, M. J. 2016. Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to External Lateral Shoulder Perturbations in Subjects with Parkinson's Disease. *PLOS ONE* [online]. 11(5) [cit. 2021-02-09]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0155012.

DEFEBVRE, L. J. P., KRYSTKOWIAK, P., BLATT, J.-L., DUHAMEL, A., BOURRIEZ, J. L., PÉRINA, M., BLOND, S., GUIEU, J.-D. a DESTÉE, A. 2002. Influence of pallidal stimulation and levodopa on gait and preparatory postural adjustments in Parkinson's disease. *Movement Disorders* [online]. 17(1), 76–83 [cit. 2021-02-09]. ISSN 08853185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.1262.

DE OLIVEIRA, C. B., DE MEDEIROS, Í. R. T., FROTA, N. A. F., GRETERS, M. E. a CONFORTO, A. B. 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 45(8) [cit. 2021-02-21]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi:10.1682/JRRD.2007.09.0150.

DE WOLF, S., SLIJPER, H. a LATASH, M. L. 1998. Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Experimental Brain Research* [online]. 121(1), 7–19 [cit. 2021-5-1]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210050431.

DICK, J. P., ROTHWELL, J. C., BERARDELLI, A., THOMPSON, P. D., GIOUX, M., BENECKE, R., DAY, B. L. a MARSDEN, C. D. 1986. Associated postural adjustments in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 49(12), 1378-1385 [cit. 2021-02-08]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.49.12.1378.

DICKSTEIN, R., SHEFI, S., MARCOVITZ, E. a VILLA, Y. 2004. Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in poststroke hemiparetic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(2), 261–267 [cit. 2021-02-09]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.05.011.

DIEDRICHSEN, J., VERSTYNEN, T., LEHMAN, S. L. a IVRY, R. B. 2005. Cerebellar Involvement in Anticipating the Consequences of Self-Produced Actions During Bimanual Movements. *Journal of Neurophysiology* [online]. 93(2), 801–812 [cit. 2021-02-15]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00662.2004.

DIENER, H. C., DICHGANS, J., GUSCHLBAUER, B., BACHER, M., RAPP, H. a LANGENBACH, P. 1990. Associated postural adjustments with body movement in normal subjects and patients with parkinsonism and cerebellar disease. *Rev Neurol (Paris)* [online]. 146(10), 555–563 [cit. 2021-02-09]. PMID: 2263817. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2263817/>.

FERON, M., COUILLANDRE, A., MSEDDE, E., TERMOZ, N., ABIDI, M., BARDINET, E., DELGADILLO, D., LENGLET, T., QUERIN, G., WELTER, M.-L., LE FORESTIER, N., SALACHAS, F., BRUNETEAU, G., DEL MAR AMADOR, M., DEBS, R., LACOMBLEZ, L., MEININGER, V., PÉLÉGRINI-ISSAC, M., BEDE, P., PRADAT, P.-F. a DE MARCOET, G. 2018. Extrapyrarnidal deficits in ALS: a combined biomechanical and neuroimaging study. *Journal of Neurology* [online]. 265(9), 2125–2136 [cit. 2021-02-15]. ISSN 0340-5354. Dostupné z: [doi:10.1007/s00415-018-8964-y](https://doi.org/10.1007/s00415-018-8964-y).

FRANK, J. a PATLA, A. E. 2003. Balance and mobility challenges in older adults. Implications for preserving community mobility. *American Journal of Preventive Medicine* [online]. 25(3), 157–163 [cit. 2021-02-07]. ISSN 07493797. Dostupné z: [doi:10.1016/S0749-3797\(03\)00179-X](https://doi.org/10.1016/S0749-3797(03)00179-X).

FRIEDLI, W. G., COHEN, L., HALLETT, M., STANHOPE, S. a SIMON, S. R. 1988. Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 51(2), 232–243 [cit. 2021-4-30]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: [doi:10.1136/jnnp.51.2.232](https://doi.org/10.1136/jnnp.51.2.232).

FRIEDLI, W. G., HALLETT, M. a SIMON, S. R. 1984. Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 47(6), 611–622 [cit. 2021-5-1]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: [doi:10.1136/jnnp.47.6.611](https://doi.org/10.1136/jnnp.47.6.611).

FUJIWARA, K., TOYAMA, H. a KUNITA, K. 2003. Anticipatory activation of postural muscles associated with bilateral arm flexion in subjects with different quiet standing positions. *Gait & Posture* [online]. 17(3), 254–263 [cit. 2021-5-1]. ISSN 09666362. Dostupné z: [doi:10.1016/S0966-6362\(02\)00100-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00100-5).

GALLI, M., COGHE, G., SANNA, P., COCCO, E., MARROSU, M. G. a PAU, M. 2015. Relationship between gait initiation and disability in individuals affected by multiple

sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders* [online]. 4(6), 594–597 [cit. 2021-02-09]. ISSN 22110348. Dostupné z: doi:10.1016/j.msard.2015.09.005.

GANTCHEV, G. N. a DIMITROVA, D. M. 1996. Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. *International Journal of Psychophysiology* [online]. 22(1–2), 117–122 [cit. 2021-4-30]. ISSN 01678760. Dostupné z: doi:10.1016/0167-8760(96)00016-5.

GARLAND, S. J., STEVENSON, T. J. a IVANOVA, T. 1997. Postural responses to unilateral arm perturbation in young, elderly, and hemiplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* [online]. 78, 1072–1077 [cit. 2021-02-07]. Dostupné z: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(97\)90130-1/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(97)90130-1/pdf).

GIROLAMI, G. L., SHIRATORI, T. a ARUIN, A. S. 2010. Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. *Experimental Brain Research* [online]. 205(2), 153–165 [cit. 2021-01-09]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-010-2347-7.

HAAS, G., DIENER, H. C. a DICHGANS, J. 1989. Development of Feedback and Feedforward Control of Upright Stance. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 31(4), 481–488 [cit. 2021-01-09]. ISSN 00121622. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-8749.1989.tb04026.x.

HADDERS-ALGRA, M. 2013. Typical and atypical development of reaching and postural control in infancy. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 55, 5–8 [cit. 2021-01-21]. ISSN 00121622. Dostupné z: doi:10.1111/dmcn.12298.

HAFSTRÖM, A., FRANSSON, P.-A., KARLBERG, M., LEDIN, T. a MAGNUSSON, M. 2002. Visual Influence on Postural Control, With and Without Visual Motion Feedback. *Acta Oto-Laryngologica* [online]. 122(4), 392–397 [cit. 2021-5-4]. ISSN 0001-6489. Dostupné z: doi:10.1080/00016480260000076.

HALLIDAY, S. E., WINTER, D. A., FRANK, J. S., PATLA, A. E. a PRINCE, F. 1998. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait & Posture* [online]. 8(1), 8–14 [cit. 2021-02-08]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(98)00020-4.

HAY, L. a REDON, C. 1999. Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. *Experimental Brain Research* [online]. 125(2), 153–162 [cit. 2021-01-19]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210050670.

- HAY, L. a REDON, C. 2001. Development of postural adaptation to arm raising. *Experimental Brain Research* [online]. 139(2), 224–232 [cit. 2021-01-17]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210100752.
- HAYATI, M., TALEBIAN, S., SHERRINGTON, C., ASHAYERI, H. a ATTARBASHI MOGHADAM, B. 2018. Impact of age and obstacle negotiation on timing measures of gait initiation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 22(2), 361–365 [cit. 2021-02-06]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2017.05.007.
- HODGES, P., CRESSWELL, A. a THORSTENSSON, A. 1999. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Experimental Brain Research* [online]. 124(1), 69-79 [cit. 2021-4-30]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210050601.
- HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 35(2), 7–11 [cit. 2020-01-03]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: doi 10.1093/ageing/afl077.
- HORAK, F. B., ESSELMAN, P., ANDERSON, M. E. a LYNCH, M. K. 1984. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 47(9), 1020–1028 [cit. 2021-02-09]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.47.9.1020.
- HORAK, F. B., NASHNER, L. M. a DIENER, H. C. 1990. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research* [online]. 82(1) [cit. 2020-09-17]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/BF00230848.
- HUANG, M.-H. a BROWN, S. H. 2013. Age differences in the control of postural stability during reaching tasks. *Gait & Posture* [online]. 38(4), 837–842 [cit. 2021-02-06]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.04.004.
- HUSSEIN, T., YIOU, E., LARUE, J. a TREMBLAY, F. 2013. Age-Related Differences in Motor Coordination during Simultaneous Leg Flexion and Finger Extension: Influence of Temporal Pressure. *PLoS ONE* [online]. 8(12) [cit. 2021-5-2]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0083064.
- HYODO, M., SAITO, M., USHIBA, J., TOMITA, Y., MINAMI, M. a MASAKADO, Y. 2012. Anticipatory postural adjustments contribute to age-related changes in compensatory steps

associated with unilateral perturbations. *Gait & Posture* [online]. 36(3), 625–630 [cit. 2021-02-08]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2012.06.018.

CHANG, W.-H., TANG, P.-F., WANG, Y.-H., LIN, K.-H., CHIU, M.-J. a CHEN, S.-H. A. 2010. Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. *Gait & Posture* [online]. 32(4), 487–493 [cit. 2021-02-11]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.07.007.

CHEN, B., LEE, Y. J. a ARUIN, A. S. 2018. Standing on a sliding board affects generation of anticipatory and compensatory postural adjustments. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 38, 168–174 [cit. 2020-04-10]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2017.12.008.

IQBAL, K. 2011. Mechanisms and models of postural stability and control. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 7837–7840 [cit. 2019-12-29]. ISBN 978-1-4577-1589-1. Dostupné z: doi 10.1109/IEMBS.2011.6091931.

INGLIN, B. a WOOLLACOTT, M. 1988. Age-Related Changes in Anticipatory Postural Adjustments Associated With Arm Movements. *Journal of Gerontology* [online]. 43(4), 105-113 [cit. 2021-02-06]. ISSN 0022-1422. Dostupné z: doi:10.1093/geronj/43.4.M105.

IVANENKO, Y. a GURFINKEL, V. S. 2018. Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 12 [cit. 2021-02-21]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi:10.3389/fnins.2018.00171.

JACOBS, J. V. a KASSER, S. L. 2012. Effects of dual tasking on the postural performance of people with and without multiple sclerosis: a pilot study. *Journal of Neurology* [online]. 259(6), 1166–1176 [cit. 2021-02-09]. ISSN 0340-5354. Dostupné z: doi:10.1007/s00415-011-6321-5.

JAIN, A., BANSAL, R., KUMAR, A. a SINGH, K. D. 2015. A comparative study of visual and auditory reaction times on the basis of gender and physical activity levels of medical first year students. *International Journal of Applied and Basic Medical Research* [online]. 5(2) [cit. 2021-5-2]. ISSN 2229-516X. Dostupné z: doi:10.4103/2229-516X.157168.

KAEWMANEE, T., LIANG, H. a ARUIN, A. S. 2020. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. *Experimental Brain Research* [online]. 238(10), 2207–2219 [cit. 2021-02-24]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-020-05883-y.

- KANE, K. a BARDEN, J. 2012. Contributions of trunk muscles to anticipatory postural control in children with and without developmental coordination disorder. *Human Movement Science* [online]. 31(3), 707–720 [cit. 2021-01-20]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2011.08.004.
- KANEKAR, N. a ARUIN, A. S. 2014a. Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. *AGE* [online]. 36(3) [cit. 2021-02-07]. ISSN 0161-9152. Dostupné z: doi:10.1007/s11357-014-9621-8.
- KANEKAR, N. a ARUIN, A. S. 2014b. The effect of aging on anticipatory postural control. *Experimental Brain Research* [online]. 232(4), 1127–1136 [cit. 2021-02-07]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-014-3822-3.
- KANEKAR, N. a ARUIN, A. S. 2015. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: Effect of a single training session. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 25(2), 400–405 [cit. 2021-02-22]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2014.11.002.
- KANEKAR, N., SANTOS, M. J. a ARUIN, A. S. 2008. Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. *Clinical Neurophysiology* [online]. 119(10), 2304–2313 [cit. 2021-02-16]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2008.06.015.
- KNOX, M. F., CHIPCHASE, L. S., SCHABRUN, S. M. a MARSHALL, P. W. M. 2017. Improved compensatory postural adjustments of the deep abdominals following exercise in people with chronic low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 37, 117–124 [cit. 2021-02-25]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2017.10.009.
- KNOX, M. F., CHIPCHASE, L. S., SCHABRUN, S. M., ROMERO, R. J. a MARSHALL, P. W. M. 2018. Anticipatory and compensatory postural adjustments in people with low back pain: a systematic review and meta-analysis. *The Spine Journal* [online]. 18(10), 1934–1949 [cit. 2021-02-14]. ISSN 15299430. Dostupné z: doi:10.1016/j.spinee.2018.06.008.
- KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 9788072626571.
- KRISHNAN, V. a ARUIN, A. S. 2011. Postural control in response to a perturbation: role of vision and additional support. *Experimental Brain Research* [online]. 212(3), 385–397 [cit. 2021-5-5]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-011-2738-4.

- KRISHNAN, V., KANEKAR, N. a ARUIN, A. S. 2012a. Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. *Neuroscience Letters* [online]. 506(2), 256–260 [cit. 2021-02-09]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2011.11.018.
- KRISHNAN, V., KANEKAR, N. a ARUIN, A. S. 2012b. Feedforward postural control in individuals with multiple sclerosis during load release. *Gait & Posture* [online]. 36(2), 225–230 [cit. 2021-02-09]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2012.02.022.
- KROBOT, A. a KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024427621.
- KUBICKI, A., BONNETBLANC, F., PETREMENT, G. a MOUREY, F. 2014. Motor-prediction improvements after virtual rehabilitation in geriatrics: Frail patients reveal different learning curves for movement and postural control. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 44(1), 109–118 [cit. 2021-02-25]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2013.10.128.
- KUBICKI, A., MOUREY, F. a BONNETBLANC, F. 2015. Balance control in aging: improvements in anticipatory postural adjustments and updating of internal models. *BMC Geriatrics* [online]. 15(1) [cit. 2021-02-25]. ISSN 1471-2318. Dostupné z: doi:10.1186/s12877-015-0161-6.
- LABANCA, L., LAUDANI, L., CASABONA, A., MENOTTI, F., MARIANI, P. P. a MACALUSO, A. 2015. Early compensatory and anticipatory postural adjustments following anterior cruciate ligament reconstruction. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 115(7), 1441–1451 [cit. 2021-02-15]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-015-3126-8.
- LACQUANITI, F. a MAIOLI, C. 1987. Anticipatory and reflex coactivation of antagonist muscles in catching. *Brain Research* [online]. 406(1-2), 373–378 [cit. 2021-5-5]. ISSN 00068993. Dostupné z: doi:10.1016/0006-8993(87)90810-9.
- LATASH, M. L. 2008a. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 9780736063678.
- LATASH, M. L. 2008b. *Synergy*. New York: Oxford University Press. ISBN 9780195333169.

LATASH, M. L. 2012. *Fundamentals of motor control*. Boston: Elsevier/Academic Press. ISBN 9780124159563.

LATASH, M. L. a ANSON, J. G. 1996. What are “normal movements” in atypical populations? *Behavioral and Brain Sciences* [online]. 19(1), 55–68 [cit. 2021-02-21]. ISSN 0140-525X. Dostupné z: doi:10.1017/S0140525X00041467.

LATASH, M. L., ARUIN, A. S., NEYMAN, I. a NICHOLAS, J. J. 1995a. Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 58(3), 326–334 [cit. 2021-02-08]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.58.3.326.

LATASH, M. L., ARUIN, A. S., NEYMAN, I., NICHOLAS, J. J. a SHAPIRO, M. B. 1995b. Feedforward postural adjustments in a simple two-joint synergy in patients with Parkinson's disease. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* [online]. 97(2), 77–89 [cit. 2021-02-11]. ISSN 0924980X. Dostupné z: doi:10.1016/0924-980X(94)00272-9.

LEE, W. A., BUCHANAN, T. S. a ROGERS, M. W. 1987. Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Experimental Brain Research* [online]. 66(2) [cit. 2021-4-30]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/BF00243303.

LEE, Y., GOYAL, N., LUNA, G. a ARUIN, A. S. 2020. Role of a single session of ball throwing exercise on postural control in older adults with mild cognitive impairment. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 120(2), 443–451 [cit. 2021-02-24]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-019-04289-1.

LEE, Y.-J., CHEN, B. a ARUIN, A. S. 2015. Older adults utilize less efficient postural control when performing pushing task. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 25(6), 966–972 [cit. 2021-02-08]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2015.09.002.

LEE, R. G., TONOLLI, I., VIALLET, F., AURENTY, R. a MASSION, J. 1995. Preparatory Postural Adjustments in Parkinsonian Patients with Postural Instability. *Canadian Journal of Neurological Sciences / Journal Canadien des Sciences Neurologiques* [online]. 22(2), 126-135 [cit. 2021-02-09]. ISSN 0317-1671. Dostupné z: doi:10.1017/S0317167100040208.

LEE, N. G., YOU, J. S. H., YI, CH. H., JEON, H. S., LEE, D. R., PARK, J. M., LEE, T. H., RYU, I. T. a YOON, H. S. 2018. Best Core Stabilization for Anticipatory Postural Adjustment

and Falls in Hemiparetic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 99(11), 2168–2174 [cit. 2021-02-25]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2018.01.027.

LIANG, H., KAEWMANEE, T. a ARUIN, A. S. 2020. The role of an auditory cue in generating anticipatory postural adjustments in response to an external perturbation. *Experimental Brain Research* [online]. 238(3), 631–641 [cit. 2021-5-5]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-020-05738-6.

LIN, S. I. a YANG, W. C. 2011. Effect of plantar desensitization on postural adjustments prior to step initiation. *Gait & Posture* [online]. 34(4), 451–456 [cit. 2021-5-4]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2011.06.016.

LIU, W.-Y., ZAINO, CH. A. a MCCOY, S. W. 2007. Anticipatory Postural Adjustments in Children with Cerebral Palsy and Children with Typical Development. *Pediatric Physical Therapy* [online]. 19(3), 188–195 [cit. 2021-01-19]. ISSN 0898-5669. Dostupné z: doi:10.1097/PEP.0b013e31812574a9.

LOMOND, K. V., JACOBS, J. W., HITT, J. R., DESARNO, M. J., BUNN, J. Y. a HENRY, S. M. 2015. Effects of low back pain stabilization or movement system impairment treatments on voluntary postural adjustments: a randomized controlled trial. *The Spine Journal* [online]. 15(4), 596–606 [cit. 2021-02-25]. ISSN 15299430. Dostupné z: doi:10.1016/j.spinee.2014.10.020.

LORD, S. R., CLARK, R. D. a WEBSTER, I. W. 1991. Postural Stability and Associated Physiological Factors in a Population of Aged Persons. *Journal of Gerontology* [online]. 46(3), 69–76 [cit. 2021-02-07]. ISSN 0022-1422. Dostupné z: doi:10.1093/geronj/46.3.M69.

MASSÉ-ALARIE, H., BEAULIEU, L.-D., PREUSS, R. a SCHNEIDER, C. 2016. Influence of paravertebral muscles training on brain plasticity and postural control in chronic low back pain. *Scandinavian Journal of Pain* [online]. 12(1), 74–83 [cit. 2021-02-25]. ISSN 1877-8860. Dostupné z: doi:10.1016/j.sjpain.2016.03.005.

MASSION, J. 1992. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology* [online]. 38(1), 35–56 [cit. 2020-04-03]. ISSN 03010082. Dostupné z: doi 10.1016/0301-0082(92)90034-C.

MASSION, J., IOFFE, M., SCHMITZ, CH., VIALLET, F. a GANTCHEVA, R. 1999. Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and

pathological aspects. *Experimental Brain Research* [online]. 128(1–2), 229–235 [cit. 2021-02-09]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210050842.

MAURER, C., MERGNER, T. a PETERKA, R. J. 2006. Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research* [online]. 171(2), 231–250 [cit. 2021-5-5]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-005-0256-y.

MCCOMBE, W. S., YANG, CH.-L., MAGDER, L., YUNGHER, D., GRAY, V. a ROGERS, M. W. 2016. Impaired motor preparation and execution during standing reach in people with chronic stroke. *Neuroscience Letters* [online]. 630, 38–44 [cit. 2021-02-11]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2016.07.010.

MILLE, M.-L., HILLIARD, M.-J., MARTINEZ, K. M., SIMUNI, T., ZHANG, Y. a ROGERS, M. W. 2009. Short-Term Effects of Posture-Assisted Step Training on Rapid Step Initiation in Parkinson's Disease. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. 33(2), 88–95 [cit. 2021-02-25]. ISSN 1557-0576. Dostupné z: doi:10.1097/NPT.0b013e3181a3360d.

MOHAPATRA, S. a ARUIN, A. S. 2013. Static and dynamic visual cues in feed-forward postural control. *Experimental Brain Research* [online]. 224(1), 25–34 [cit. 2021-5-5]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-012-3286-2.

MONJO, F. a FORESTIER, N. 2015. Electrically-induced muscle fatigue affects feedforward mechanisms of control. *Clinical Neurophysiology* [online]. 126(8), 1607–1616 [cit. 2021-02-24]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2014.10.218.

MORRIS, S. L. a ALLISON, G. T. 2006. Effects of abdominal muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with arm raising. *Gait & Posture* [online]. 24(3), 342–348 [cit. 2021-02-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2005.10.011.

MOUCHNINO, L., BLOUIN, J. a CHACRON, M. J. 2013. When Standing on a Moving Support, Cutaneous Inputs Provide Sufficient Information to Plan the Anticipatory Postural Adjustments for Gait Initiation. *PLoS ONE* [online]. 8(2) [cit. 2021-5-5]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0055081.

NG, T. H. B., SOWMAN, P. F., BROCK, J. a JOHNSON, B. W. 2013. Neuromagnetic brain activity associated with anticipatory postural adjustments for bimanual load lifting. *NeuroImage* [online]. 66, 343–352 [cit. 2021-02-19]. ISSN 10538119. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroimage.2012.10.042.

- NOGUEIRA-CAMPOS, A. A., HILT, P. M., FADIGA, L., VERONESI, C., D'AUSILIO A. a POZZO, T. 2019. Anticipatory postural adjustments during joint action coordination. *Scientific Reports* [online]. 9(1) [cit. 2021-5-5]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-019-48758-1.
- NORMAN, R. W. a KOMI, P. V. 1979. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. 106(3), 241–248 [cit. 2021-5-9]. ISSN 00016772. Dostupné z: doi:10.1111/j.1748-1716.1979.tb06394.x.
- NOUGIER, V., TEASDALE, N., BARD, CH., a FLEURY, M. 1999. Modulation of anticipatory postural adjustments in a reactive and a self-triggered mode in humans. *Neuroscience Letters* [online]. 260(2), 109–112 [cit. 2021-5-2]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/S0304-3940(98)00961-6.
- PALISANO, R., ROSENBAUM, P., WALTER, S., RUSSELL, D., WOOD, E. a GALUPPI, B. 1997. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with Cerebral Palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 39 [cit. 2021-01-19]. ISSN 00121622. Dostupné z: doi: 10.1111/dmcn.1997.39.issue-4.
- PEREIRA, S., SILVA, C. C., FERREIRA, S., SILVA, C., OLIVEIRA, N., SANTOS, R., VILAS-BOAS, J. P. a CORREIA, M. V. 2014. Anticipatory postural adjustments during sitting reach movement in post-stroke subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 24(1), 165–171 [cit. 2021-02-11]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2013.10.001.
- PLATE, A., KLEIN, K., PELYKH, O., SINGH, A. a BÖTZEL, K. 2016. Anticipatory postural adjustments are unaffected by age and are not absent in patients with the freezing of gait phenomenon. *Experimental Brain Research* [online]. 234(9), 2609–2618 [cit. 2021-02-07]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-016-4665-x.
- RAJACHANDRAKUMAR, R., FRASER, J. E., SCHINKEL-IVY, A., INNESS, E. L., BIASIN, L. B., BRUNTON, K., MCILROY, W. E. a MANSFIELD, A. 2017. Atypical anticipatory postural adjustments during gait initiation among individuals with sub-acute stroke. *Gait & Posture* [online]. 52, 325–331 [cit. 2021-02-11]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.12.020.

- REITEROVÁ, E. 2016. *Statistika pro nelékařské zdravotnické obory*. Křížkovského 8, 771 47 Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci [online]. [cit. 2021-5-6]. ISBN 978-80-244-5082-7. Dostupné z: doi:10.5507/fzv.16.24450827.
- REMELIUS, J. G., HAMILL, J., KENT-BRAUN, J. a VAN EMMERIK, R. E. A. 2008. Gait Initiation in Multiple Sclerosis. *Motor Control* [online]. 12(2), 93–108 [cit. 2021-02-09]. ISSN 1087-1640. Dostupné z: doi:10.1123/mcj.12.2.93.
- RIACH, C. L. a HAYES, K. C. 1990. Anticipatory Postural Control in Children. *Journal of Motor Behavior* [online]. 22(2), 250–266 [cit. 2021-01-09]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.1990.10735513.
- RICHARD, A., VAN HAMME, A., DREVELLE, X., GOLMARD, J.-L., MEUNIER, S. a WELTER, M.-L. 2017. Contribution of the supplementary motor area and the cerebellum to the anticipatory postural adjustments and execution phases of human gait initiation. *Neuroscience* [online]. 358, 181–189 [cit. 2021-02-19]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2017.06.047.
- RODGER, J. E. a LEFFLER, K. 2000. Pushing and pulling with the upper extremities while standing: The effects of mild Alzheimer dementia and Parkinson's disease. *Mov Disord.* [online]. 15(2), 255–68. [cit. 2021-01-09] Dostupné z: doi: 10.1002/1531-8257(200003)15:2<255::aid-mds1008>3.0.co;2-a. PMID: 10752574.
- ROGERS, M. W., KENNEDY, R., PALMER, S., PAWAR, S. REISING, M., MARTINEZ, K. M., SIMUNI, T., ZHANG, Y. a MACKINNON, C. D. 2011. Postural preparation prior to stepping in patients with Parkinson's disease. *Journal of Neurophysiology* [online]. 106(2), 915–924 [cit. 2021-02-09]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00005.2010.
- ROGERS, M. W., KUKULKA, C. G. a SODERBERG, G. L. 1987. Postural adjustments preceding rapid arm movements in parkinsonian subjects. *Neuroscience Letters* [online]. 75(2), 246–251 [cit. 2021-02-08]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/0304-3940(87)90305-3.
- ROGERS, M. W. a MILLE, M.-L. 2018. Balance perturbations. *Balance, Gait, and Falls* [online]. 85–105 [cit. 2021-02-20]. Handbook of Clinical Neurology. ISBN 9780444639165. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-444-63916-5.00005-7.
- SAITO, H., KOMINAMI, Y., YAMANAKA, M., TAKEDA, N. a FUKUSHIMA, J. 2011. Effects of Repetitive Reaching Movements on Performance and Postural Control. *Journal*

of Physical Therapy Science [online]. 23(4), 569–574 [cit. 2021-02-25]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.23.569.

SAITO, H., YAMANAKA, M., KASAHARA, S. a FUKUSHIMA, J. 2014. Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Human Movement Science* [online]. 37, 69–86 [cit. 2021-02-25]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2014.07.001.

SANTOS, M. J., KANEKAR, N. a ARUIN, A. S. 2010a. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 20(3), 388–397 [cit. 2019-12-27]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2009.06.006.

SANTOS, M. J., KANEKAR, N. a ARUIN, A. S. 2010b. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 20(3), 398–405 [cit. 2019-12-27]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2010.01.002.

SHAFFER, S. W. a HARRISON, A. L. 2007. Aging of the Somatosensory System: A Translational Perspective. *Physical Therapy* [online]. 87(2), 193–207 [cit. 2021-02-07]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20060083.

SHELTON, J. a KUMAR, G. P. 2010. Comparison between Auditory and Visual Simple Reaction Times. *Neuroscience and Medicine* [online]. 01(01), 30–32 [cit. 2021-5-2]. ISSN 2158-2912. Dostupné z: doi:10.4236/nm.2010.11004.

SHIRATORI, T., GIROLAMI, G. L. a ARUIN, A. S. 2016. Anticipatory postural adjustments associated with a loading perturbation in children with hemiplegic and diplegic cerebral palsy. *Experimental Brain Research* [online]. 234(10), 2967–2978 [cit. 2021-01-21]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-016-4699-0.

SHIRATORI, T., a LATASH, M. L. 2001. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clinical Neurophysiology* [online]. 112(7), 1250–1265 [cit. 2021-5-9]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/S1388-2457(01)00553-3.

SHIRATORI, T., LATASH, M. a ARUIN, A. 2001. The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. *Experimental Brain Research* [online]. 138(4), 458–466 [cit. 2021-5-4]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210100729.

- SHIOZAWA, S., HIRATA, R. P. a GRAVEN-NIELSEN, T. 2013. Reorganised anticipatory postural adjustments due to experimental lower extremity muscle pain. *Human Movement Science* [online]. 32(6), 1239–1252 [cit. 2021-02-15]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2013.01.009.
- SCHLENSTEDT, CH., MANCINI, M., NUTT, J., HILLER, A. P., MAETZLER, W., DEUSCHL, G. a HORAK, F. 2018. Are Hypometric Anticipatory Postural Adjustments Contributing to Freezing of Gait in Parkinson's Disease? *Frontiers in Aging Neuroscience* [online]. 10 [cit. 2021-02-09]. ISSN 1663–4365. Dostupné z: doi:10.3389/fnagi.2018.00036.
- SILVA, C. F., PEREIRA, S., SILVA, C. C., FERREIRA, S., OLIVEIRA, N. a SANTOS, R. 2018. Anticipatory postural adjustments in the shoulder girdle in the reach movement performed in standing by post-stroke subjects. *Somatosensory & Motor Research* [online]. 35(2), 124–130 [cit. 2020-04-11]. ISSN 0899-0220. Dostupné z: doi 10.1080/08990220.2018.1484354.
- SKOYLES, J. R. 2006. Human balance, the evolution of bipedalism and dysequilibrium syndrome. *Medical Hypotheses* [online]. 66(6), 1060–1068 [cit. 2019-12-30]. ISSN 03069877. Dostupné z: doi 10.1016/j.mehy.2006.01.042.
- SLIJPER, H., LATASH, M. L., RAO, N. a ARUIN, A. S. 2002. Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clinical Neurophysiology* [online]. 113(5), 642–655 [cit. 2021-02-11]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/S1388-2457(02)00041-X.
- SMITH, J. A. a FISHER, B. E. 2018. Anticipatory postural adjustments and spatial organization of motor cortex: evidence of adaptive compensations in healthy older adults. *Journal of Neurophysiology* [online]. 120(6), 2796–2805 [cit. 2021-02-19]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00428.2018.
- STRANG, A. J. a BERG, W. P. 2007. Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research* [online]. 178(1), 49–61 [cit. 2021-02-15]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-006-0710-5.
- STRANG, A. J., BERG, W. P. a HIERONYMUS, M. 2009. Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles: support for a centrally mediated

adaptation. *Experimental Brain Research* [online]. 197(3), 245–254 [cit. 2021-02-15]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-009-1908-0.

STRANG, A. J., CHOI, H. J. a BERG, W. P. 2008. The effect of exhausting aerobic exercise on the timing of anticipatory postural adjustments. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* [online]. 48(1), 9–16 [cit. 2021-02-24]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/5638439_The_effect_of_exhausting_aerobic_exercise_on_the_timing_of_anticipatory_postural_adjustments.

STURNIEKS, D. L., ST GEORGE, R. ST. a LORD S. R. 2008. Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 38(6), 467–478 [cit. 2021-01-23]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2008.09.001.

SU, K.-J., HWANG, W. J, WU, CH., FANG, J.-J., LEONG, I.-F. a MA, H.-I. 2014. Increasing speed to improve arm movement and standing postural control in Parkinson's disease patients when catching virtual moving balls. *Gait & Posture* [online]. 39(1), 65–69 [cit. 2021-02-24]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.05.029.

TAJALI, S., ROUHANI, M., MEHRAVAR, M., NEGAHBAN, H., SADATI, H. a OSKOUEI, A. E. 2018. Effects of External Perturbations on Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Patients with Multiple Sclerosis and a Fall History. *International Journal of MS Care* [online]. 20(4), 164–172 [cit. 2021-02-09]. ISSN 1537-2073. Dostupné z: doi:10.7224/1537-2073.2016-098.

TAKAKUSAKI, K. 2017. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders* [online]. 10(1), 1–17 [cit. 2021-02-19]. ISSN 2005-940X. Dostupné z: doi:10.14802/jmd.16062.

TAKAKUSAKI, K., TAKAHASHI, M., OBARA, K. a CHIBA, R. 2016. Neural substrates involved in the control of posture. *Advanced Robotics* [online]. 31(1–2), 2–23 [cit. 2021-02-19]. ISSN 0169-1864. Dostupné z: doi:10.1080/01691864.2016.1252690.

TARD, C., DUJARDIN, K., BOURRIEZ, J.-L., DESTÉE, A., DERAMBURE, P., DEFEBVRE, L. a DELVAL, A. 2014. Attention modulates step initiation postural adjustments in Parkinson freezers. *Parkinsonism & Related Disorders* [online]. 20(3), 284–289 [cit. 2021-02-09]. ISSN 13538020. Dostupné z: doi:10.1016/j.parkreldis.2013.11.016.

TIMMANN, D. a HORAK, F. 2001. Perturbed step initiation in cerebellar subjects: 2. Modification of anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain*

Research [online]. 141(1), 110–120 [cit. 2021-02-15]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210100858.

TISSERAND, R., ROBERT, T., CHABAUD, P., BONNEFOY, M. a CHÉZE, L. 2016. Elderly Fallers Enhance Dynamic Stability Through Anticipatory Postural Adjustments during a Choice Stepping Reaction Time. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 10 [cit. 2021-01-23]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2016.00613.

TSAO, H. a HODGES, P. W. 2007. Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Experimental Brain Research* [online]. 181(4), 537–546 [cit. 2021-02-25]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-007-0950-z.

UEMURA, K., YAMADA, M., NAGAI, K., TANAKA, B., MORI, S. a ICHIHASHI, N. 2012. Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults. *Gait & Posture* [online]. 35(2), 282–286 [cit. 2021-02-06]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2011.09.100.

VAN BALEN, L. C., BOXUM, A. G., DIJKSTRA, L.-J., HAMER, E. G., HIELKEMA, T., REINDERS-MESSELINK, H. A. a HADDERS-ALGRA, M. 2018. Are postural adjustments during reaching related to walking development in typically developing infants and infants at risk of cerebral palsy? *Infant Behavior and Development* [online]. 50, 107–115 [cit. 2021-01-21]. ISSN 01636383. Dostupné z: doi: 10.1016/j.infbeh.2017.12.004.

VAN BALEN, L. C, DIJKSTRA, L.-J. a BOS, A. F. 2015. Development of postural adjustments during reaching in infants at risk for cerebral palsy from 4 to 18 months. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 57(7), 668–676 [cit. 2021-01-21]. ISSN 00121622. Dostupné z: doi 10.1111/dmcn.12699.

VAN DER FITS, I. B. M. a HADDERS-ALGRA, M. 1998. The Development of Postural Response Patterns During Reaching in Healthy Infants. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 22(4), 521–526 [cit. 2021-01-11]. ISSN 01497634. Dostupné z: doi:10.1016/S0149-7634(97)00039-0.

VAN DER FITS, I. B. M., OTTEN, E., KLIP, A. W. J., VAN EYKERN, L. A. a HADDERS-ALGRA, M. 1999. The development of postural adjustments during reaching in 6- to 18-month-old infants. *Experimental Brain Research* [online]. 126(4), 517–528 [cit. 2021-01-11]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi:10.1007/s002210050760.

- VAN DER HEIDE, J. C., OTTEN, B., VAN EYKERN, L. A. a HADDERS-ALGRA, M. 2003. Development of postural adjustments during reaching in sitting children. *Experimental Brain Research* [online]. 151(1), 32–45 [cit. 2021-01-20]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-003-1451-3.
- Vařeka, I. 2002a. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 9(4), 115–121. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1.
- Vařeka, I. 2002b. Posturální stabilita (II. část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 9(4), 122–129. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087508_Posturalni_stabilita_Cast_2.
- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (v Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.
- VENEMA, D. M. a KARST, G. M. 2012. Individuals With Total Knee Arthroplasty Demonstrate Altered Anticipatory Postural Adjustments Compared With Healthy Control Subjects. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 35(2), 62–71 [cit. 2021-02-24]. ISSN 1539-8412. Dostupné z: doi:10.1519/JPT.0b013e3182353ee4.
- VIALLET, F., MASSION, J., MASSARINO, R. a KHALIL, R. 1987. Performance of a bimanual load-lifting task by parkinsonian patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 50(10), 1274–1283 [cit. 2021-02-08]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.50.10.1274.
- VIALLET, F., MASSION, J., MASSARINO, R. a KHALIL, R. 1992. Coordination between posture and movement in a bimanual load lifting task: putative role of a medial frontal region including the supplementary motor area. *Experimental Brain Research* [online]. 88(3) [cit. 2021-02-18]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/BF00228197.
- VOGLAR, M. a SARABON, N. 2014. Kinesio taping in young healthy subjects does not affect postural reflex reactions and anticipatory postural adjustments of the trunk: a pilot study. *Journal of Sports Science and Medicine* [online]. 13(3), 673–9. [cit. 2021-05-06]. PMID: 25177198. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4126308>.
- WANG, Y., ZATSIORSKY, V. a LATASH, M. 2006. Muscle synergies involved in preparation to a step made under the self-paced and reaction time instructions. *Clinical*

Neurophysiology [online]. 117(1), 41–56 [cit. 2021-5-2]. ISSN 13882457.
Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2005.09.002.

WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* [online]. 3(4), 193–214 [cit. 2019-12-27]. ISSN 09666362.
Dostupné z: doi 10.1016/0966-6362(96)82849-9.

WITHERINGTON, D. C. 2002. The Development of Anticipatory Postural Adjustments in Infancy. *Infancy* [online]. 3(4), 495–517 [cit. 2021-01-09]. ISSN 15250008.
Dostupné z: doi:10.1207/S15327078IN0304_05.

WOLPERT, D. M a FLANAGAN, J. R. 2001. Motor prediction. *Current Biology* [online]. 11(18), 729–732 [cit. 2021-02-20]. ISSN 09609822.
Dostupné z: doi:10.1016/S0960-9822(01)00432-8.

YIOU, E. 2012. Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World Journal of Orthopedics* [online]. 3(6) [cit. 2021-02-22]. ISSN 2218–5836.
Dostupné z: doi:10.5312/wjo.v3.i6.75.

YIOU, E., ARTICO, R., TEYSSEDRE, C. A., LABAUNE, O. a FOURCADE, P. 2016b. Anticipatory Postural Control of Stability during Gait Initiation Over Obstacles of Different Height and Distance Made Under Reaction-Time and Self-Initiated Instructions. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 10 [cit. 2021-5-2]. ISSN 1662-5161.
Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2016.00449.

YIOU, E., FOURCADE, P., ARTICO, R. a CADERBY, T. 2016a. Influence of temporal pressure constraint on the biomechanical organization of gait initiation made with or without an obstacle to clear. *Experimental Brain Research* [online]. 234(6), 1363–1375 [cit. 2021-5-2]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-015-4319-4.

YOSHIDA, S., NAKAZAWA, K., SHIMIZU, E. a SHIMOYAMA, I. 2008. Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. *Gait & Posture* [online]. 27(1), 97–102 [cit. 2021-4-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2007.02.006.

ZATTARA, M. a BOUISSET, S. 1988. Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 51(7), 956–965 [cit. 2021-5-15]. ISSN 0022-3050.
Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.51.7.956.

ZHANG, Z., GAO, Y. a WANG, J. 2019. Effects of vision and cognitive load on anticipatory and compensatory postural control. *Human Movement Science* [online]. 64, 398–408 [cit. 2021-5-4]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2019.02.011.

ZIELINSKA, T., GAO, Z., ZURAWSKA, M., ZHENG, Q., MERGNER, T. a LIPPI, V. 2017. Postural balance using a disturbance rejection method. In: *2017 11th International Workshop on Robot Motion and Control (RoMoCo)* [online]. 23–28 [cit. 2019-12-29]. ISBN 978-1-5386-3926-9. Dostupné z: doi 10.1109/RoMoCo.2017.8003888.

Seznam zkratek

ADL	activities of daily living, běžné denní činnosti
APAs	anticipatory postural adjustments, anticipatorní posturální mechanismy
BF	m. biceps femoris
BOS	base of support, opěrná báze
CI	interval spolehlivosti
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
COG	centrum of gravity
COM	centrum of mass, těžiště
COP	centrum of pressure
DA	m. deltoideus anterior
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DMO	dětská mozková obrna
EMG	elektromyografie
ES	mm. erectores spinae
GM	m. gastrocnemius medialis
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
LBP	low back pain, bolest dolní části zad
M1	primární motorická oblast
m.	musculus, sval
mm.	musculi, svaly
ON	situace probíhající při otevřených očích a neočekávané perturbaci
OO	situace probíhající při otevřených očích a očekávané perturbaci
PFC	prefrontální kůra
PM	premotorická oblast
PN	Parkinsonova nemoc
RF	m. rectus femoris
RS	roztroušená skleróza
TA	m. tibialis anterior
TFL	m. tensor fasciae latae

S1	primární senzitivní oblast
SD	směrodatná odchylka
SMA	suplementární motorická oblast
SOL	m. soleus
ST	m. semitendinosus
ZN	situace probíhající při zavřených očích a neočekávané perturbaci
ZO	situace probíhající při zavřených očích a očekávané perturbaci

Seznam obrázků

Obrázek 1 Složky posturální kontroly (upraveno dle de Oliveira et al., 2008, s. 1216)	11
Obrázek 2 Vztah mezi BOS, AS a AC (Vařeka, 2002a, s. 117)	13
Obrázek 3 Model obráceného kyvadla při chůzi (a) a stojí (b) (Zielinska et al., 2017, s. 23–24)	14
Obrázek 4 Kognitivní proces posturální kontroly (upraveno dle Takakusaki et al., 2016, s. 13)	22
Obrázek 5 Umístění snímače kolem trupu a nalepení elektrod na mm. erectores spinae pars thoracis	40
Obrázek 6 Výchozí poloha probanda s nasazeným bederním pásem zepředu (vlevo) a zezadu (vpravo)	41
Obrázek 7 Konečná poloha testovaného pohybu se závažím.....	42

Seznam tabulek

Tabulka 1 Mechanismy stabilizující posturu ve vertikále (Latash, 2012, s. 220)	17
Tabulka 2 Popis výzkumného souboru.....	44
Tabulka 3 Čas aktivace svalů při situaci s otevřenými očima a očekávanou perturbací (OO)	45
Tabulka 4 Čas aktivace svalů při situaci se zavřenými očima a očekávanou perturbací (ZO)	45
Tabulka 5 Čas aktivace svalů při situaci s otevřenými očima a neočekávanou perturbací (ON)	45
Tabulka 6 Čas aktivace svalů při situaci se zavřenými očima a neočekávanou perturbací (ZN)	46
Tabulka 7 Čas aktivace svalů při situaci s otevřenými očima, očekávanou perturbací a navlečeným bederním pásem (OP)	46
Tabulka 8 Kontingenční tabulka: Výskyt anticipatorní aktivace svalů v situacích OO a ZO..	47
Tabulka 9 Kontingenční tabulka: Výskyt anticipatorní aktivace svalů v situacích OO a OP ..	49

Přílohy

Příloha 1: Informovaný souhlas

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

Období realizace: 1/2021-3/2021

Řešitelé projektu: Bc. Barbora Kopičová,

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit anticipatorní aktivitu vybraných svalových skupin končetin a trupu za současné perturbace stoje. Aktivita svalů bude snímána pomocí neinvazivní metody povrchové elektromyografie (EMG), tudíž Vám na kůži ošetřenou abrazivní pastou budou aplikovány hypoalergenní elektrody.

Výchozí pozicí bude během měření klidný stoj s nohama na šířku pánve, horními končetinami volně podél těla a v rukou budete svírat závaží, které bude činit 2 % vaší tělesné hmotnosti. Poté budete vyzván/a k předpažení obou horních končetin, a to v 5 odlišných testovaných situacích. U první je budete předpažovat s otevřenýma očima na zvukový signál, který Vám bude odpočítán, abyste věděl/a, kdy přesně nastane. Druhé měření bude probíhat shodně, pouze se zavřenýma očima. Třetí měření bude rovněž shodné s prvním, ale zvukový signál vyzývající k předpažení nastane v nepředvídatelnou dobu (během 10s intervalu), nebude Vám tedy předem odpočítán. Čtvrtá situace bude také na nepředvídatelný signál, ale navíc se zavřenýma očima. U posledního (pátého) měření Vám bude nasazen bederní pás a následně budete opět předpažovat horní končetiny s otevřenýma očima na předem odpočítaný zvukový signál.

Celková doba měření bude 25–30 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:
