

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

**HODNOCENÍ ANTICIPAČNÍHO POSTURÁLNÍHO NASTAVENÍ
DĚTÍ A DOSPĚLÝCH VE SPOJITOSTI S VYBRANÝMI
MOTORICKÝMI ÚLOHAMI**

Diplomová práce

Autor: Bc. Kateřina Junková

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.

Olomouc 2024

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Bc. Kateřina Junková
Název práce: Hodnocení anticipačního posturálního nastavení dětí a dospělých ve spojitosti s vybranými motorickými úlohami

Vedoucí práce: Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Rok obhajoby: 2024

Abstrakt:

Anticipační posturální nastavení (APN) je koordinovaná svalová aktivita předcházející vědomým pohybům, která snižuje riziko vzniku instability. Přispívá k minimalizaci počáteční posturální destabilizace před zahájením vlastního pohybu. Cílem této práce bylo ověřit vliv různých faktorů na provedení APN při vykonávání vybraných motorických úloh. Mezi vybrané faktory patřil typ motorické úlohy (přednožení, iniciace chůze, překrok přes překážku a výstup na schod), rychlost provedení pohybu, očekávatelnost startovacího signálu a věk. Data byla naměřena na silové plošině a analyzována z hlediska vlivu vybraných faktorů na maximální a průměrnou rychlost pohybu působiště reakční síly (COP), stejně jako na rozsah pohybu COP a dobu trvání APN. Výzkumu se účastnilo 29 zdravých dětí ve věku 8 až 13 let rozdělených na dvě skupiny (mladší a starší) a 30 mladých dospělých ve věku 18 až 25 let. Z výsledků vyplývá, že typ motorické úlohy má statisticky významný vliv na provedení APN, stejně tak jako rychlost provedení motorické úlohy a očekávatelnost perturbace. Věk se ukázal mít statisticky významný vliv pouze na rozsah pohybu COP v mediolaterálním směru při porovnání dětí ve věku 8 až 10 let a dospělých. Závěry naznačují, že typ motorické úlohy, rychlost provedení a očekávatelnost perturbace ovlivňují APN, zatímco věk má na tento proces omezený vliv.

Klíčová slova:

Anticipační posturální nastavení, silová plošina, motorické úlohy, posturální kontrola, posturální stabilita, COP

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification**Author:** Bc. Kateřina Junková**Title:** The evaluation of the anticipatory postural adjustments in children and adults while performing selected motor tasks**Supervisor:** Mgr. Lucia Bizovská, Ph.D.**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology**Year:** 2024**Abstract:**

Anticipatory postural adjustment (APA) is coordinated muscle activity preceding conscious movement that reduces the risk of instability. It contributes to minimizing the initial postural destabilization before the movement. This study aimed to examine the effect of different factors on the performance of APA during selected motor tasks. The selected factors included the type of motor task (single-leg stance, gait initiation, obstacle crossing and stair climbing), speed of movement execution, start signal expectancy and age. Data were measured on a force platform and analyzed for the effect of the selected factors on the maximum and average velocity of the centre of pressure (COP), as well as the range of motion of COP and duration of APA. Included in the study were 29 healthy children aged 8 to 13 years divided into two groups (younger and older) and 30 young adults aged 18 to 25 years. The results show that the type of motor task has a statistically significant effect on APA, as well as the speed of motor task execution and the expectancy of perturbation. Age appeared to have a statistically significant effect only on the range of motion of the COP in the mediolateral direction when comparing children 8 to 10 years and adults. The findings suggest that the type of motor task, speed of execution and expectancy of perturbation influence APA, whereas age has a limited effect on this process.

Keywords:

Anticipatory postural adjustments, force platform, motor tasks, motor control, postural stability, COP

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

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Lucie Bizovské, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Říčkách dne 27. dubna 2024

.....

Děkuji Mgr. Lucii Bizovské, Ph.D. za odborné vedení, trpělivost, cenné rady a veškerou pomoc při psaní diplomové práce. Děkuji také všem zúčastněným testovaným jedincům za ochotu a spolupráci. Největší poděkování patří celé mé rodině a blízkým za podporu nejen během psaní diplomové práce, ale i v průběhu celého studia.

OBSAH

Obsah.....	6
1 Úvod.....	8
2 Přehled poznatků.....	9
2.1 Základní biomechanické pojmy.....	9
2.1.1 Opěrná plocha a opěrná báze.....	9
2.1.2 Těžiště těla.....	10
2.1.3 Působíště reakční síly.....	10
2.2 Posturální kontrola.....	11
2.2.1 Posturální stabilita.....	11
2.2.2 Řízení posturální stability.....	12
2.2.3 Ontogenetický vývoj posturální kontroly.....	13
2.2.4 Faktory ovlivňující posturální stabilitu.....	15
2.2.5 Terapie poruch posturální stability.....	19
2.3 Anticipační posturální nastavení.....	19
2.3.1 Rozlišení APN, ASA a CPA.....	19
2.3.2 Charakteristika APN.....	20
2.3.3 Vývoj APN.....	22
2.3.4 Řízení APN.....	25
2.3.5 Faktory ovlivňující APN.....	26
2.4 Využití APN v rehabilitaci.....	33
3 Cíle.....	36
3.1 Dílčí cíle.....	36
3.2 Výzkumné hypotézy.....	36
4 Metodika.....	37
4.1 Výzkumný soubor.....	37
4.2 Metody sběru dat.....	37
4.3 Statistické zpracování dat.....	38
5 Výsledky.....	42
5.1 Výsledky k výzkumné hypotéze H01.....	42

5.2	Výsledky k výzkumné hypotéze H02	43
5.3	Výsledky k výzkumné hypotéze H03	44
5.4	Výsledky k výzkumné hypotéze H04	46
6	Diskuse.....	47
6.1	Efekt typu motorického úkolu.....	47
6.2	Efekt rychlosti provedení motorického úkolu	49
6.3	Efekt typu startovacího signálu.....	50
6.4	Efekt věku.....	52
6.5	Přínos pro praxi	53
6.6	Limity práce.....	53
7	Závěry	54
8	Souhrn.....	55
9	Summary.....	56
10	Referenční seznam.....	57
11	Přílohy.....	71
11.1	Příloha 1. Seznam zkratk	71
11.2	Příloha 2. Vyjádření etické komise	72
11.3	Příloha 3. Potvrzení o překladu abstraktu a souhrnu.....	73

1 ÚVOD

Posturální stabilita je schopnost udržet vzpřímenou polohu těla a jeho částí v měnícím se prostředí za proměnlivých podmínek, aby tak bylo těžiště těla udrženo nad opěrnou bází a nedošlo k pádu (Janura et al., 2023). Lidské tělo ve stoji lze vnímat jako přirozeně nestabilní systém díky značnému množství pohyblivých segmentů a vysoko uloženému těžišti nad malou opěrnou bází. Posturální aktivita, která předchází zahájení dobrovolného i vynuceného pohybu se nazývá anticipační posturální nastavení. Před zahájením pohybu mozek vytváří motorické programy, které jsou nervovou sítí vysílány ke svalům vykonávající daný pohyb a k posturálním svalům, které zodpovídají za udržení posturální stability. Podle dostupné literatury je anticipační posturální nastavení definováno jako svalová aktivita, jejíž cílem je zabránit mechanickým poruchám způsobeným pohybem těžiště těla pomocí vybudování fixačních řetězců, které spojují segmenty těla s dostupnými opěrnými body. Pokud není anticipační nastavení správně provedeno, může tato porucha ovlivnit správné provedení samotného pohybu (Bouisset & Do, 2008; Cavallari et al., 2016).

Anticipační posturální nastavení je závislé na řadě faktorů, včetně velikosti a směru očekávané perturbace, velikosti zamýšleného pohybu a charakteru motorické úlohy (Latash, 2008). Mezi další faktory ovlivňující anticipační nastavení patří věk (Kanekar & Aruin, 2014a, Kanekar & Aruin, 2014b; Schmitz & Assaiante, 2002; Witherington et al., 2002), zraková kontrola (Krishnan & Aruin, 2011; Mohapatra et al., 2012), či patologické procesy v centrální nervové soustavě (Aruin et al., 2015; Curuk et al., 2019; Rajachandrakumar et al., 2017).

V posledních letech se anticipační nastavení dostává v oblasti biomechaniky i fyzioterapie do většího povědomí. Je vhodné porozumět jeho mechanismům a jeho významu pro diagnostiku a léčbu posturální instability. Porušené anticipační nastavení a posturální instabilita negativně ovlivňují vykonávání běžných denních aktivit, v mnoha případech mohou vést k pádům s rizikem vzniku poranění. Posturální stabilitu lze hodnotit s využitím klinického či přístrojového vyšetření, například na silových plošinách, díky čemuž mohou být poruchy včas diagnostikovány a riziko pádu minimalizováno (Bizovská et al., 2017; Santos et al., 2010a).

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Základní biomechanické pojmy

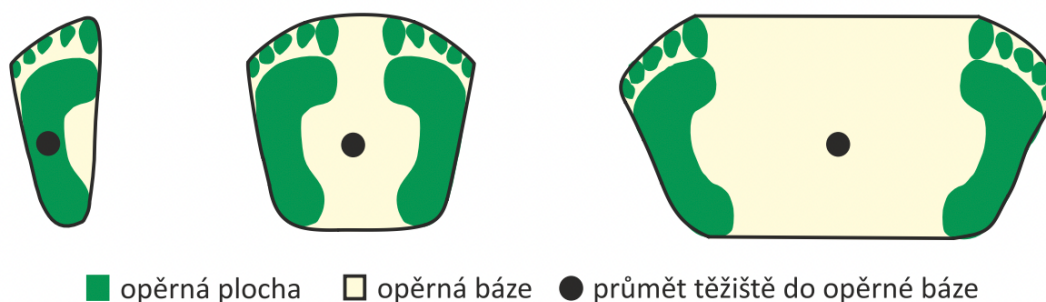
Pro snazší porozumění praktické části této diplomové práce je vhodné definovat základní biomechanické pojmy, které se zde budou opakovaně objevovat. Zejména pojmy těžiště těla a působiště reakční síly podložky bývají špatně interpretovány a v klinické praxi běžně nesprávně zaměňovány (Winter, 2009).

2.1.1 Opěrná plocha a opěrná báze

Opěrná plocha (*area of support*) se vztahuje k ploše, kterou je tělo nebo jeho část (například chodidlo, dlaň) v přímém kontaktu s podložkou. Je to oblast, která umožňuje přenos sil a momentů mezi tělem a podložkou. Je využívána k aktivní opoře (Janura et al., 2023). Opěrná báze (*base of support*) je oblast, kterou lze vytvořit spojením bodů, kde je tělo nebo jeho část v kontaktu s povrchem a je ohraničením opěrné plochy (Obrázek 1) (Bizovská et al., 2017). Zjednodušeně lze předpokládat, že při stoji na jedné dolní končetině je obsah opěrné plochy a opěrné báze téměř shodný (Janura et al., 2023). V případě, že na kontaktní ploše nedochází k realizaci aktivně řízené opory (například u novorozenců či v bezvědomí), se jedná o úložnou plochu (*area of load*) (Janura et al., 2023).

Obrázek 1

Grafické znázornění opěrné plochy a opěrné báze (Janura et al., 2023)



Pro zajištění stability ve stoji je důležité, aby opěrná plocha a báze byly dostatečně velké, aby poskytovaly potřebnou oporu a umožnily udržení stabilní pozice těla v prostoru. Se vzrůstající velikostí opěrné báze roste i schopnost udržení stability stoje. Při změně postavení těla se velikost opěrné plochy a báze může měnit, což ovlivňuje stabilitu těla (Bizovská et al., 2017).

2.1.2 Těžiště těla

Těžiště těla (*centre of mass*, COM), definované jako působíště tíhové síly, je hypotetický bod, vůči kterému je výsledný moment sil působících na těleso nulový. V biomechanice je toto místo klíčové pro porozumění pohybu a reakci těla na různé síly a podněty (Bizovská et al., 2017). Těžiště se stanovuje pro každý segment těla zvlášť, z čehož je pak odvozeno celkové těžiště pro celý organismus (Winter, 2009). Jeho vertikální průmět do roviny opěrné báze se nazývá *centre of gravity* (COG). Toto anglické pojmenování nemá přesný český ekvivalent, ve vědeckých publikacích bývá zachovávána jeho anglická verze (Bizovská et al., 2017).

COM každého objektu nebo organismu závisí na distribuci hmoty v různých částech těla. V lidském těle se COM obvykle nachází v malé pánvi, těsně před druhým a čtvrtým sakrálním obratlem (Dylevský, 2021). Jeho poloha se však při pohybu mění v závislosti na pozici těla nebo na pohybu končetin. Například při chůzi se tělo pohybuje tak, aby COM zůstalo nad opěrnou bází a bylo tak minimalizováno případné riziko pádu. Schopnost pracovat s COM a měnit jeho postavení vede kromě prevence vzniku zranění k efektivnějšímu pohybu a optimalizaci výkonu (Bizovská et al., 2017; Winter, 2009).

2.1.3 Působíště reakční síly

Centre of pressure (COP) je označení působíště reakční síly podložky. COP je klíčovým parametrem pro hodnocení rozložení sil a jejich momentů při činnostech, jako je stoj, chůze nebo jiný pohybový úkol. Z měření klidového stoje na silových plošinách lze posoudit polohu COP a zprostředkovaně i polohu a pohyb COG (Bizovská et al., 2017). Hodnocení COP je důležité při analýze posturální stability. Tato data poskytují informace o tom, jak se poloha COP mění v závislosti na pohybu jedince (Janura et al., 2012).

Při stoji na jedné dolní končetině se COP pohybuje mezi třemi hlavními body na chodidle – střed paty, laterální paprsek a hlavička I. nebo II. metatarsu (Kapandji, 2019). I při klidovém stoji se poloha COP neustále mění, jedná se o „kvazistatickou situaci“. Při větším zatížení ventrálně (například při chůzi dopředu) se COP stojné nohy s každým krokem posunuje mediálně a více dopředu (Janura, et al., 2012; Vařeka & Vařeková, 2009). Rajachandrakumar et al. (2017) uvádí, že při chůzi je pohyb COP ve směru mediolaterálním (ML) rozhodující pro udržení stability, zatímco pohyb COP ve směru anterioposteriorním (AP) je důležitější pro pohyb vpřed.

Porozumění pohybu COP má využití v různých oblastech, včetně rehabilitace, ortopedie a ve sportovní sféře. V rehabilitaci může analýza pohybu COP pomoci určit poruchy balančních schopností nebo změny v posturální stabilitě u jedinců s poruchami chůze. Ve sportu může

pozorování a hodnocení pohybu COP vést k vylepšení techniky a prevenci zranění (Bizovská et al., 2017; Winter, 2009).

2.2 Posturální kontrola

Posturální kontrola je dynamický proces, který zodpovídá za udržení posturální stability. Předchází každému pohybu v tíhovém poli Země, a zároveň každý pohyb doprovází (Janura et al., 2023). Lze ji definovat jako schopnost kontrolovat polohu těla v prostoru za měnících se podmínek. Jedná se o komplexní systém interakcí mezi nervovým, muskuloskeletálním a vestibulárním systémem, který umožňuje tělu udržovat žádoucí polohu a zachovat stabilitu při účelných i neúčelných pohybech za statických i dynamických podmínek (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Tento proces je řízen prostřednictvím řídicího systému centrální nervové soustavy (CNS), který vyhodnocováním informací z receptorů detekuje nestabilitu na základě zpětné vazby (*feedback*), a také ji předvídá pomocí dopředné kontroly (*feedforward*) (Janura et al., 2023). Tento řídicí mechanismus je následován odpovídajícími motorickými programy, které koordinují svalovou aktivitu ve vztahu k působícím silám, a to buď spuštěním naprogramovaných dopředných reakcí, nebo průběžným aktualizováním probíhajících zpětnovazebných korekcí (Hadders-Algra & Carlberg, 2008; Maki, 2009). Je předpokládáno, že počáteční reakcí na náhlou, krátkodobou perturbaci jsou spuštěné předvídané korekce, zatímco pozdější fáze zahrnují i průběžnou zpětnovazebnou korekci (Maki, 2009).

Posturální kontrola má dva hlavní cíle – posturální orientaci a posturální stabilitu. Posturální orientace zahrnuje aktivní nastavení trupu a hlavy ve vztahu k tíhové síle, charakteru opory (povrch, velikost opěrné plochy a báze), vizuální kontrole a vnitřnímu prostředí (Horak, 2006). Posturální stabilita zahrnuje koordinaci senzorio-motorických strategií ke stabilizaci COM během vědomého účelného pohybu a pohybu vzniklého na základě vnějšího narušení (Magalhães et al., 2022). Správně fungující posturální kontrola je základním požadavkem pro provádění běžných denních činností, jako je vstávání ze židle, chůze a manipulace s předměty (Janura et al., 2023).

2.2.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost udržet vzpřímenou polohu těla a jeho částí v měnícím se prostředí při proměnlivých podmínkách, aby tak bylo COM udrženo nad opěrnou bází a nedošlo k pádu (Janura et al., 2023). Lidské tělo ve stoji lze vnímat jako přirozeně nestabilní systém díky značnému množství pohyblivých segmentů a vysoko položenému COM nad malou opěrnou bází. Vzpřímený stoj u člověka lze přirovnat ke zjednodušenému modelu obráceného

kyvadla s malou plochou základny a vysoko uloženým COM (Janura et al., 2023; Winter, 2009). V klidovém stoji COM kmitá do všech stran, aby se COG udrželo v poloze mezi oběma chodidly. Vzhledem k tomu, že COM je umístěno relativně vysoko (~ 1 m nad kotníky) a základna opory je relativně malá, je postoj částečně nestabilní (Dylevský, 2021; Piscitelli, 2017; Winter, 2009).

Zajištění posturální stability vyžaduje kombinaci statických a dynamických strategií, které jsou označovány jako rovnováha. Pokud zůstává opěrná báze stejná, jedná se o statickou rovnováhu. Tento termín není přesný, jelikož nezohledňuje fyziologické posturální titubace – kontinuální korekční pohyby, které statické pozice doprovází, a které napomáhají udržení vzpřímeného postoje. Při pohybu, při kterém dochází ke změně opěrné báze, nastává dynamická rovnováha (Janura et al., 2023).

2.2.2 Řízení posturální stability

Řízení posturální stability je komplexní proces, který je neustále aktivní, i když se zdá, že jsme v klidu, a je klíčový pro každodenní pohyby a aktivity (Dylevský, 2021; Vařeka, 2002). Schopnost udržet stabilní vzpřímený stoj byla dlouho považována za automatický úkon řízený především strukturami míchy a mozkového kmene. Nyní je však známo, že posturální kontrola zahrnuje také struktury korové oblasti, které upravují motorické příkazy podle toho, jak se mění stav těla a vnější prostředí (Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Zachování posturální stability zahrnuje udržování specifického posturálního nastavení, jako je sed nebo stoj, plynulé provedení vědomých pohybů, jako jsou přechody mezi jednotlivými pozicemi a obnovení stability po vnějších rušivých vlivech, jako je zakopnutí o předmět nebo uklouznutí na kluzkém povrchu (Saether et al., 2013).

Vzpřímený stoj vyžaduje řízení multimodálních vstupů k vytvoření jemně vyladěného motorického výstupu v závislosti na podmínkách prostředí. Udržení posturální stability zajišťuje interakce řídicích, sensorických a výkonných složek, tedy činnost CNS a periferní nervové soustavy, funkčních proprioreceptorů (Golgiho šlachová tělíka, svalová vřeténka) a mechanických receptorů v kloubech a podkoží, spolu s adekvátní svalovou aktivitou (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Receptory detekují výchylky těla a odesílají tuto informaci do CNS, která na základě zpětnovazebného mechanismu zajistí posturální stabilitu. Tyto vstupy jsou pro udržování posturální stability klíčové (Janura et al., 2012; Saether et al., 2013; Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Posturální stabilita vyžaduje adekvátní načasování a koordinovanou svalovou aktivitu k udržení stability kloubů, segmentů a COM v rámci opěrné báze (Koshino et al., 2020).

2.2.3 Ontogenetický vývoj posturální kontroly

Ontogenetický vývoj posturální kontroly u dětí představuje proces, který zahrnuje postupné získávání schopnosti udržet stabilitu během růstu díky zrání CNS a biomechanickému vývoji muskuloskeletální soustavy. U novorozenců (od narození do 28. dne života) je posturální kontrola primárně pasivní a závisí na primitivních reflexech (například Moroův či Babinského reflex), řízených na úrovni míchy a mozkového kmene (Kobesova & Kolar, 2014). Během prvních měsíců života dochází k postupnému rozvoji aktivní posturální kontroly. Po novorozeneckém období se objevuje podkorová úroveň řízení motoriky CNS, která dozrává především během prvního roku života. Nejdříve se objevuje možnost kontrolovat postavení pánve a trupu, což je předpokladem pro jakýkoli fázický pohyb a následnou lokomoční funkci končetin (Assaiante et al., 2005; Kobesova & Kolar, 2014). Stabilizace hlavy během posturokinetických činností včetně lokomoce představuje komplexní motorickou dovednost vyžadující delší dobu na rozvoj (Assaiante et al., 2005). Na podkorové úrovni jsou orofaciální svaly a aferentní informace automaticky integrovány do posturálně motorických vzorců. Nakonec se stále více aktivuje nejvyšší kortikální úroveň motorické kontroly. Kortikální kontrola je důležitá pro jednotlivé vlastnosti a charakteristiky pohybu. Umožňuje také izolovaný segmentální pohyb a relaxaci (Kobesova & Kolar, 2014). Děti postupně začínají získávat schopnost provádět koordinovanou svalovou aktivitu a cíleně reagovat na podněty z vnějšího prostředí, což jim umožňuje udržovat posturální stabilitu v různých situacích, jako je sed nebo stoj. Samostatný stoj na obou dolních končetinách je jedním z milníků motorického vývoje a objevuje se nejčastěji kolem jednoho roku života jedince (Ghanbarzadeh et al., 2022).

Samostatný stoj je základním předpokladem pro vývoj chůze. V počáteční fázi samostatné chůze se batole učí nalézt kompromis mezi dopředným pohybem těla (AP směr) a potřebou udržet laterální stabilitu těla (ML směr). Zpočátku se jedná spíše o řízený pád. První kroky jedince jsou velmi nejisté, stále dochází k budování a rozšiřování repertoáru motorických strategií, postupně je však jedinec schopen předvídat důsledky pohybu a vybrat nejúčinnější strategii pro zachování posturální stability (Assaiante et al., 2005).

Základní vývojové procesy byly zkoumány detailně a ukázalo se, že fyzické faktory (např. zvýšení hmotnosti) ovlivňují posturální stabilitu v dětství jen okrajově. Ve skutečnosti se na zlepšení balančních schopností u dětí podílí zejména rozvoj senzorycké integrace, opakované využívání různých strategií pro zachování posturální stability v závislosti na činnosti a postupné dozrávání mozkových struktur (Ghanbarzadeh et al., 2022). Ve srovnání s mladými dospělými mají děti méně vyvinuté výše zmíněné mechanismy. Jejich nervový systém a svalová síla se stále vyvíjí, což může vést k nedostatečné posturální stabilitě během vykonávání různých činností

včetně stoje a chůze (Ghanbarzadeh et al., 2022). Během ontogeneze se postupně zdokonaluje propioceptivní vnímání a svalová koordinace, což dětem umožňuje přizpůsobit se různým pohybovým výzvám a zlepšit kontrolu a stabilitu během pohybu. Studie dokazují, že během dětství také dozrává schopnost zpětnovazebné kontroly pohybu (*feedback*), a to dříve než schopnost předvídání pohybu (*feedforward*), která se začíná objevovat až kolem čtvrtého roku dítěte (Ghanbarzadeh et al., 2022; Schmitz et al., 2002).

Děti ve věku čtyř až pěti let používají velké a rychlé balistické pohyby v rámci pohybu COP pro zachování COG v rámci opěrné báze (Sá et al., 2018). Sedmileté děti nemají dostatek motorických zkušeností pro udržení kvalitní posturální stability a vyžadují její další rozvoj, přestože podle předchozích studií hodnotících pohyb COP, je vývoj struktur odpovědných za posturální kontrolu v tomto věku již dokončený (Ghanbarzadeh et al., 2022; Sá et al., 2018). Podle Roncesvalles et al. (2001) děti ve věku deseti let dosáhnou posturální stability podobné dospělým. Od 8 do 10 let jsou zřetelně pozorovány snížení rychlosti a zvýšení přesnosti přesunu COP na základě využití zpětnovazebné korekce pohybu uzavřenými smyčkami (*closed-loop control system*) (Sá et al., 2018). Při udržování posturální stability záleží na charakteru senzomotorické informace. Sá et al. (2018) uvádí, že až do věku 11 let nemají vizuální informace stejný význam pro posturální kontrolu jako v dospělosti, a také vestibulární informace jsou kvalitně integrovány až po dvanáctém roku života. Ghanbarzadeh et al. (2022) na základě hodnocení rozsahu pohybu COP v klidovém stoji a ve stoji na jedné dolní končetině popisují, že schopnost udržet posturální stabilitu do určitého věku roste, největší rozsah pohybu COP byl u dětí do devíti let a nejmenší u mladých dospělých (do 25 let). Rozsah pohybu COP se s rostoucím věkem snižuje. Tato studie potvrzuje, že děti starší dvanácti let již dokázaly zachovat posturální stabilitu stejně kvalitně jako dospělí. Autoři kromě vlivu věku poukazují i na roli pohlaví. Dokazují, že rozsah pohybu COP je větší u mužů než u žen v AP i ML směru. Výsledky studie Shams et al. (2020) rovněž potvrzují, že ženy dokážou posturální stabilitu zachovat lépe než muži.

Fyzioterapeuti při léčbě poruch posturální stability u dětí berou v úvahu ontogenetický vývoj a zaměřují se na podporu správného rozvoje balančních schopností pomocí cvičení a terapeutických intervencí specifických pro různé věkové kategorie. Tím pomáhají dětem získat silný a stabilní základ pro dostatečnou posturální stabilitu, která je klíčová pro jejich celkový fyziologický vývoj (Sá et al., 2018; Schmid et al., 2005).

2.2.4 Faktory ovlivňující posturální stabilitu

Horak (2006) popisuje několik základních faktorů ovlivňujících posturální stabilitu, například charakter senzorycké informace z receptorů a výběr pohybové strategie. V rámci rehabilitace je vhodné znát porušenou složku pro zhodnocení rizikových faktorů a výběr vhodné terapie s konkrétním cílem za daných podmínek. Z praktického hlediska bude jedinec s poruchou v oblasti vestibulárního systému ohrožen pádem při chůzi na nestabilním povrchu, zatímco jedinec, který potřebuje krokovou strategii pro zachování posturální stability bude nestabilní při klidovém či modifikovaném stoji (Horak, 2006).

Schopnost zachování posturální stability je částečně geneticky determinována, závisí však také na vnitřních a vnějších podmínkách a zkušenostech získaných v průběhu života (Dewar et al., 2015; Saether et al., 2013).

2.2.4.1 Charakter a kvalita senzorycké informace

V dobře osvětleném prostředí na pevné podložce hraje největší roli v udržení posturální stability receptory somatosenzoryckého systému (70 %) v porovnání s vestibulárními (20 %) a vizuálními (10 %), a jejich ztráta způsobuje výraznou posturální instabilitu. Při stoji na nestabilním povrchu dochází k nárůstu významu informací z receptorů vestibulárních a zrakových (Horak, 2006; Park et al., 2011).

Jak již bylo výše zmíněno, systém somatosenzorycké zpětné vazby, který zahrnuje proprioceptory ve svalech, šlachách a kloubech, spolu s hmatovými receptory na kůži, poskytuje mozku informace o poloze těla, rozložení hmotnosti a vlastnostech povrchu. Mozek neustále zpracovává a integruje informace z těchto senzoryckých systémů, aby generoval vhodné motorické reakce a udržoval posturální stabilitu (Dylevský, 2021; Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Vestibulární systém, umístěný ve vnitřním uchu, detekuje polohu a pohyby hlavy, což má klíčový význam pro udržení stability a zachování prostorové orientace (Horak, 2006; Maki, 2009). Zrak hraje klíčovou roli v poskytování důležitých informací o okolním prostředí a umožňuje jedinci orientovat se ve svém okolí. Slouží k detekci změn v prostředí a má výrazný vliv na posturální stabilitu, zejména v situacích, kdy jsou omezené proprioceptivní nebo vestibulární vstupy (stoj na nestabilní podložce, poruchy povrchového a hlubokého cití) (Horak, 2006). Maki (2009) popisuje, že informace ze zrakového systému mají obecně delší dobu zpracování než vstupy z receptorů somatosenzoryckého či vestibulárního systému. Ghanbarzadeh et al. (2022) ve své studii potvrdili, že rozsah pohybu COP se ML i AP směrem při testování klidového stoje a stoje na jedné dolní končetině u všech testovaných probandů s vyloučením zrakové kontroly zvětšil. Tato změna byla výraznější u mužů než u žen, a především u dětí do 9 let, což koreluje

s předchozími zjištěními, že vizuální informace v dětském věku hrají velmi důležitou roli při udržování posturální stability (Ghanbarzadeh et al., 2022; Sá et al., 2018).

V menší míře posturální stabilitu ovlivňují i sluchové a interoceptivní podněty (Lee et al., 2022). Park et al. (2011) ve své studii prokázali na základě měření odchylky COP v AP i ML směru, že v prostředí s nadměrným hlukem, především při vysokých frekvencích, může být posturální stabilita ve stoji v porovnání s klidovým prostředím značně snížena.

Lidé vykazují různé strategie využívání smyslových vstupů v závislosti na různých faktorech, jako je věk, patologie nebo podmínky prostředí. Starší dospělí se mohou více spoléhat na vizuální signály vzhledem k poklesu propiocepce spojenému s věkem. Naopak jedinci s vestibulárním postižením mohou více spoléhat na somatosenzorické vstupy. Problémy s posturální stabilitou mohou vzniknout v jakékoliv z těchto oblastí (Dylevský, 2021; Horak, 2006; Janura et al., 2012; Lee et al., 2022; Saether et al., 2013). Při ztrátě informací některé z těchto složek dochází ke zvýšení intenzity informací složek jiných. V procesu rehabilitace jsou často využívány prvky senzorní integrace, které se zaměřují na optimalizaci smyslového zpracování a efektivní využití dostupných informací ke zlepšení posturální stability (Dylevský, 2021; Lee et al., 2022).

2.2.4.2 Výběr pohybové strategie

Pohybové strategie jsou specifické vzorce svalové aktivity, které jsou vyvolány narušením stability. Tyto reakce slouží k zabránění pádu těla a přispívají k obnovení stavu posturální stability. Jsou spouštěny více smyslovými vstupy a jsou vysoce přizpůsobivé funkčním požadavkům. Výběr a modulace strategie závisí na vlastnostech perturbace (načasování, směr, velikost, předvídatelnost), psychickém stavu jedince (afekt, vzrušení, pozornost, očekávání), předchozích zkušenostech, probíhající činnosti (kognitivní nebo motorické) a charakteru prostředí (světelné podmínky, povrch podložky) (Maki, 2009).

Maki (2009) rozlišuje dva typy posturálních strategií: strategie, při kterých není změněna opěrná báze (*body sway strategy*) a strategie, při níž dochází ke změně opěrné báze prostřednictvím úkroku (*step strategy*) nebo opory o horní končetiny. Horak (2006) popisuje tři základní pohybové strategie při pohybu COM – kotníkovou, kyčelní a krokovou strategii. U prvních dvou se přesouvá COG v rámci původní opěrné báze (*body sway strategy*), v rámci třetí strategie dochází k vytvoření nové opěrné báze prostřednictvím úkroku (*step strategy*).

Z biomechanického hlediska je kotníková strategie při vzpřímeném stoji na stabilním povrchu u zdravých osob popsána jako čistá rotace těla kolem hlezenního kloubu s minimálním pohybem ve výše uložených kloubech (Morasso, 2022). Kotníková strategie je využívána

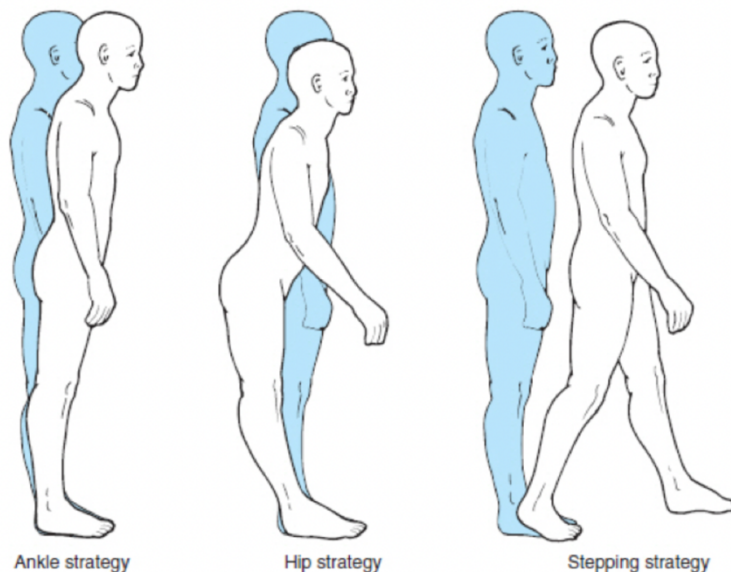
především při pomalých pohybech malého rozsahu či při klidovém stoji na pevném povrchu (Horak, 2006). Udržení stability je zajištěno pohybem v hlezenním kloubu, tedy aktivací svalů nohy a bérce následovaných aktivací proximálních svalů dolních končetin a svalů trupu ve směru distoproximálním (Morasso, 2022). Jedná se především o kontrolu v AP směru. Pro kotníkovou strategii je charakteristický přesun COM pohybem celého těla, jako jednosegmentového obráceného kyvadla, vytvořením momentu sil svalů hlezenního kloubu a bérce (Błażkiewicz et al., 2018; Horak, 2006; Morasso, 2022). Účinnost této strategie se snižuje na nestabilním povrchu nebo při úzké opěrné bázi na základě snížení účinnosti působení momentu sil svalů dolních končetin. V prvním případě je část momentů sil svalů absorbována deformací podložky, v druhém případě malá velikost opěrné báze omezuje rozsah pohybu COP (Morasso, 2022).

Naproti tomu při kyčelní strategii se tělo pohybuje jako dvousegmentové obrácené kyvadlo s protichůdným pohybem v hlezenním a kyčelním kloubu (Błażkiewicz et al., 2018; Horak, 2006). Kyčelní strategie je využívána při komplexnějších pohybech s větší odchylkou či na měkkém povrchu se zapojením většího množství svalových skupin. K udržení stability dochází pomocí pohybu do flexe a extenze (případně abdukce a addukce) kyčelního kloubu. Nejdříve je aktivováno trupové a proximální svalstvo dolních končetin, které jsou proximodistálně následovány dalšími svalovými skupinami (Horak, 2006; Morasso, 2022). Tato strategie je využívána při udržování stability v AP i ML směru. Výsledky studie Błażkiewicz et al. (2018) ukazují, že kotníková strategie je využívána při malých výchylkách v rozmezí do 10°. Při větším posturálním kolísání (nad 15°) dominuje kyčelní strategie.

Při posturálně nejnáročnějších situacích, kdy je nutné změnit opěrnou bázi je využívána kroková strategie, tedy úkrok dopředu, dozadu či do strany (Obrázek 2) (Janura et al., 2012; Janura et al., 2017; Nashner, 2009). Pokud se organismus nedokáže vypořádat s náročnou posturální situací, dochází k pádu (Horak, 2006; Janura et al., 2012; Janura et al., 2017; Nashner, 2009).

Obrázek 2

Pohybové strategie zachování posturální stability (zleva kotníková, kyčelní, kroková) (Haan, 2020)



Pohybové strategie jsou nejčastěji popisovány v souvislosti s udržení statické polohy, ale je nutné si uvědomit, že reakce na změnu opěrné báze jsou využívány také při reakci na změny vnějších podmínek, ke kterým dochází během chůze. Reakce na chůzi mohou vykazovat určité rozdíly, např. bilaterální asymetrie v aktivaci svalů končetin a trupu, fázově závislý útlum sensorických informací a spouštění dalších strategií (např. zvedání švihové dolní končetiny v reakci na perturbaci při došlapu). Kromě toho během chůze dochází k modulaci právě probíhajícího kroku (Maki, 2009).

2.2.4.3 Další faktory ovlivňující posturální stabilitu

Kromě vývoje sensorických systémů ovlivňují posturální stabilitu i další faktory, jako jsou zkušenosti, motivace, koncentrace, únava a míra excitability nervového systému (Ghanbarzadeh et al., 2022). Posturální stabilita je ovlivněna také limbickým systémem, který moduluje svalové napětí na základě psychického naladění jedince (Hall et al., 2023). Mezi další faktory patří také současné vykonávání více úloh najednou (*dual task*, DT). Může se jednat o kombinaci kognitivní a motorické úlohy nebo dvou motorických úloh. Ghanbarzadeh et al. (2022) zkoumali schopnost zachovat posturální stabilitu dětí a dospělých při současném vykonávání jednoduché úlohy (*single task*, ST) a DT úlohy. Cílem této studie bylo zjistit, zda je stabilita dětí podobná stabilitě dospělých při porovnání ST a DT při současném vykonávání motorické a kognitivní úlohy. Autoři dokázali, že rozsah pohybu COP byl u dětí od 7 do 12 let menší při DT než při ST úloze. Oproti tomu u mladých dospělých mužů se odchylka COP výrazně zvětšila při DT úloze v porovnání s ST

úlohou. Ženy měly rozsah pohybu menší při ST i DT úloze v porovnání s muži v obou věkových kategoriích.

Dalším důležitým prvkem jsou anticipační a kompenzační mechanismy, které tělu umožňují připravit se na budoucí pohyby nebo změny v prostředí, respektive rychle a efektivně na tyto změny reagovat a minimalizovat riziko úrazů (Bax et al., 2020; Ghanbarzadeh et al., 2022).

2.2.5 Terapie poruch posturální stability

Příčiny poruch posturální stability jsou multifaktoriální a jedině odhalení konkrétních problematických oblastí může vést k nastavení vhodné terapie (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Terapie musí být cílena na nedostatečnou komponentu s adekvátní intenzitou a postupnou progresí v čase. Měla by obsahovat všechny základní principy rehabilitace, například optimalizaci svalové síly, zvýšení rozsahu pohybu v kloubech a balanční trénink včetně protažení a posílení svalů dolních končetin a trupu (ischiokrurální svaly, m. triceps surae, kyčelní stabilizátory, svaly hlubokého stabilizačního systému) (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). V rámci terapie jsou využívány analytické i syntetické metody, včetně aktivního cvičení se změnami interních i externích podmínek – velikost opěrné báze (stoj o zúžené bázi, tandemový stoj, stoj na jedné dolní končetině), sensorické informace (vyloučení zraku), postavení hlavy či charakter podložky (tvrdost, povrch). Při tréninku reaktivní stability lze využít manuální postrky do stran či pohyblivé plochy (například chodící pás) (Bizovská et al., 2017).

2.3 Anticipační posturální nastavení

U zdravých dětí, stejně tak jako u zdravých dospělých, dochází ke koordinaci mezi posturálním nastavením a pohybem, buď anticipačně před zahájením vědomého pohybu, přičemž posturální svaly pracují současně se svaly vykonávající žádoucí pohyb díky předvídání pohybu s cílem snížení destabilizačních účinků zamýšlené akce, nebo zpětnovazebně po jeho zahájení, přičemž dochází ke kompenzaci vzniklé nestability (Schmitz et al., 2002).

2.3.1 Rozlišení APN, ASA a CPA

V anglické literatuře jsou popisovány tři různé neurofyziologické mechanismy, které organismus používá pro co nejefektivnější udržení posturální stability. Klous et al. (2011) popisují anticipační posturální nastavení (APN) a anticipační úpravu synergických pohybů (*anticipatory synergy adjustment*, ASA) jako dopředné mechanismy posturální kontroly (*feedforward*). Souhrnně lze říct, že APN a ASA jsou anticipační mechanismy vyskytující se

před vědomými pohyby, přičemž APN se zaměřují na zachování stability těla na základě aktivity trupového svalstva a ASA organizují synergické aktivace svalů končetin (Cesari et al., 2022). Cílem APN je připravit a stabilizovat tělo a minimalizovat posturální instabilitu před plánovaným pohybem. Cílem ASA je optimalizovat koordinaci a účinnost pohybu. Například při přípravě na zdvihnutí předmětu CNS předvídá váhu a velikost předmětu a přizpůsobuje svalovou aktivitu tak, aby zajistila hladký a efektivní pohyb. ASA lze u mladých zdravých osob pozorovat přibližně 200-300 ms před započítáním pohybu (Piscitelli, 2017). V praxi se tyto koncepty prolínají a nelze je striktně oddělit. V českých publikacích se ASA samostatně v podstatě nevyskytuje a také v zahraničních studiích jsou APN a ASA zřídka striktně rozlišovány. Oba mechanismy bývají souhrnně označovány jako anticipační aktivita. V rámci této práce, stejně tak jako v některých dalších studiích, bude anticipační aktivita svalů trupu i končetin popisována jako APN (Cesari et al., 2022; Dessery et al., 2011; Farinelli et al., 2020; Girolami et al., 2011; Rajachandrakumar et al., 2017).

V souvislosti se zachováním posturální stability jsou popisovány také kompenzační posturální úpravy (*compensatory postural adjustments*, CPA), což jsou změny posturálního nastavení využívané při ztrátě posturální stability vyvolané vnějšími či vnitřními perturbacemi. Jejich cílem je obnovit stabilitu při neočekávatelných změnách a při ztrátě stability na základě působení vnějších (například při uklouznutí, zakopnutí) či vnitřních (únava, svalová slabost) faktorů. Vznikají tedy kompenzačně až po narušení posturální stability (Cesari et al., 2022).

Každý z těchto mechanismů slouží k odlišnému účelu a hraje svou roli při udržování posturální stability a adaptaci na proměnlivost podmínek. APN a CPA jsou vzájemně propojeny. Zatímco APN je pozorováno pouze v případě předvídatelných perturbací, CPA jsou pozorovány jak v případě předvídatelných (následně po APN), tak v nepředvídatelných perturbacích (Kanekar & Aruin, 2014a). Když se APN neuplatňuje, nahrazuje jeho funkci k obnovení posturální stability CPA. Naproti tomu, pokud se APN zapojuje silně, jsou CPA částečně potlačeny (Cesari et al., 2022; Santos et al., 2010a). Studie Santos et al. (2010a; 2010b) ukázaly, že využití APN výrazně snižuje potřebu využití velkých kompenzačních reakcí a tím přispívá k větší posturální stabilitě. Tento předpoklad byl demonstrován menší odchylkou COP, která doprovázela předvídanou perturbaci (Kanekar & Aruin, 2014a; Kanekar & Aruin, 2014b; Santos et al., 2010a; Santos et al., 2010b).

2.3.2 Charakteristika APN

Jak již bylo zmíněno, jedním z aspektů posturální kontroly je APN, koordinovaná svalová aktivita předcházející vědomým pohybům, která snižuje riziko ztráty stability. Toto nastavení

je organizováno CNS jako proaktivní mechanismus působící proti destabilizačním účinkům nadcházejícího pohybu prostřednictvím koordinované svalové aktivity posturálních svalů a svalů končetin (Cesari et al., 2022; Rajachandrakumar et al., 2017). APN přispívají k minimalizaci počáteční posturální destabilizace při počátku pohybu (respektive těsně před jeho zahájením), ale pomáhají také vyvolat pohyb COM, který je nutný k usnadnění nadcházejícího pohybu (Bax et al., 2020). CNS prostřednictvím APN vytváří kompenzační rámec podpory před samotnou činností tím, že odhaduje posturální instabilitu a působí proti ní dříve, než k ní dojde (Cignetti et al., 2013; Marchese et al., 2020). APN významně přispívá k udržení posturální stability při motorických činnostech, jako je pohyb horních a dolních končetin včetně chůze. Tento biologický mechanismus má mimořádnou hodnotu nejen při udržování vzpřímeného držení těla a posturální stability během lokomoce, ale také při optimalizaci provedení každého vědomého pohybu tím, že zabraňuje destabilizaci, a to jak celého těla, tak jeho jednotlivých segmentů (Dessery et al., 2011; Farinelli et al., 2020; Khanmohammadi et al., 2015).

Girolami et al. (2011) APN definovali jako aktivaci svalů trupu a dolních končetin před nadcházející předvídatelnou perturbací. K těmto úpravám dochází obvykle několik desítek až set milisekund před primárním pohybem. Nejčasnější svalová aktivace spojená s posturální reakcí se obvykle objevuje přibližně 80 až 140 ms před vykonáním vědomého pohybu (Maki, 2009). Výzkumy hodnotící APN u dospělých jedinců během rychlého vzpažení horních končetin dokazují, že za těchto podmínek svalová aktivita dolních končetin a trupu předchází svalové aktivitě horních končetin o 40 až 60 ms (Witherington et al., 2002). Girolami et al. (2011) uvádí, že APN se objevují alespoň 100 ms před předpokládaným pohybem. Studie u dospělých ukázaly, že APN jsou spojeny se směrově specifickými vzorci aktivace nebo inhibice posturálních svalů a také s předvídatelnými změnami COP v AP směru (Maki, 2009; Santos & Aruin, 2008).

Ve studiích zkoumajících chůzi je APN popisováno jako svalová aktivita, ke které dojde těsně před odlepením paty chodidla švihové dolní končetiny. Na tomto pohybu se podílí především svaly dolních končetin a trupu. Při zahájení chůze dochází k přesunu COM dopředu, kterému předchází a který doprovází přesun COP do strany a dozadu (Farinelli et al., 2021). Při chůzi je provedení prvního kroku klíčové, protože vyžaduje přechod z velké opory o dvě končetiny na malou oporu jedné končetiny. V rané fázi iniciace chůze švihová dolní končetina vyvíjí tlak do podložky, čímž dochází ke zrychlení posunu COM dopředu a laterálně nad stojnou dolní končetinu (Rajachandrakumar et al., 2017).

Jak již bylo zmíněno výše, APN představuje změny v úrovni svalové aktivace a poloze COP pozorované před zahájením vědomé akce. Obecně lze říct, že APN vytváří mechanické podmínky pro správnou reakci na předem naplánované pohyby. APN bylo pozorováno také v situacích

posturálního ohrožení, ačkoliv dle některých autorů se v tomto případě jedná spíše o kompenzační mechanismus, tedy CPA (Cesari et al., 2022; Santos et al., 2010a). Cesari et al. (2022) popisují menší a pomalejší ML posun COP při provedení rychlého vědomého pohybu do výponu. Ke stejnému trendu došlo i při flexi v kyčelním kloubu nebo abdukci dolní končetiny. Naproti tomu se ukázalo, že odchylka COP je větší, pokud dojde k nepředvídatelné perturbaci, například při pohybu podložky při výponu, v tomto případě se by se však dalo hovořit spíše o funkci CPA než APN (Cesari et al., 2022; Santos et al., 2010a).

V rámci předchozích studií byly popsány parametry ovlivňující efektivitu APN. Studie naznačují, že menší rozsah pohybu COP, nižší aktivita anticipačních svalů a rychlejší provedení pohybu jsou spojeny s vyšší efektivitou APN (Farinelli et al., 2021; Kanekar & Aruin, 2014b; Kaewmanee et al., 2020; Phanthanourak et al., 2016). Menší odchylka COP naznačuje schopnost udržet COM nad opěrnou bází, tedy stabilnější polohu těla, což umožňuje rychlejší a efektivnější reakci na změny podmínek a snižuje riziko vzniku instability. Zároveň nižší aktivita anticipačních svalů naznačuje, že APN je prováděno s minimální silou potřebnou k udržení stability, což snižuje riziko nadměrného napětí a únavy svalů. Rychlejší provedení pohybu pak umožňuje jedinci rychleji reagovat na změny podmínek a minimalizovat dobu, po kterou je v nestabilní situaci. Tato kombinace faktorů naznačuje efektivní a účinné APN (Farinelli et al., 2021; Kanekar & Aruin, 2014b; Kaewmanee et al., 2020; Phanthanourak et al., 2016).

2.3.3 Vývoj APN

Ontogeneze APN se týká vývojového procesu, v němž se tyto proaktivní svalové aktivace vyvíjí. Největší vývoj lze pozorovat zejména u kojenců. Každá naše činnost závisí v určité míře na adekvátním posturálním zabezpečení a nejvíce zřejmé je to v období kojeneckého věku, kdy držení těla i vědomé pohyby procházejí zásadní vývojovou reorganizací (Kobesova & Kolar, 2014; Witherington et al., 2002). Ontogenetický proces APN úzce souvisí se zráním nervové soustavy, včetně vývoje smyslového zpracování, propiocepce a motorického plánování. Rozvoj těchto schopností přispívá k posílení anticipační kontroly, což umožňuje vytvářet přesnější a účinnější APN s tím, jak dítě roste a získává motorické dovednosti (Schmitz et al., 2002). V raných fázích ontogeneze se kojenci při posturální kontrole spoléhají především na reflexní reakce. V tomto věku je mnohem méně jasné, do jaké míry APN doprovázejí vědomou činnost. Časem si vytváří složitější a dokonalejší systémy zachovávající posturální stabilitu ve statických pozicích i během pohybu (například sed, plazení se po čtyřech a samostatný stoj). Ačkoli je posturální kontrola pro pohybové dovednosti zásadní již od narození, posturální aktivita při pohybu kojenců zahrnuje spíše reaktivní než anticipační úpravy nebo mohou zahrnovat anticipační úpravy

až poté, co dojde k vývojovému ustálení určitých balančních schopností (Schmitz & Assaiante, 2002). S myšlenkou, že děti se při udržování stability během chůze nejprve spoléhají na reaktivní posturální kontrolu a teprve postupně si vytvářejí dopřednou kontrolu, přišel již Bernstein (1967).

V průběhu prvních měsíců života kojenci projevují směrově specifické posturální nastavení jako reakci na posun podložky. Toto nastavení je dosahováno prostřednictvím široké škály svalových vzorů, které vykazují směrovou specifičnost. Perturbace vyvolávající pohyb těla dopředu, jako je natahování, jsou doprovázeny posturální aktivitou ve svalech na dorzální straně těla, zatímco perturbace vyvolávající pohyb těla dozadu jsou doprovázeny aktivitou ve ventrální muskulatuře. Postupem času s dozráváním nervové soustavy dochází k postupnému vzniku vědomé kontroly a rozvoji anticipačních mechanismů (De Graaf-Peters et al., 2007; Hedberg et al., 2004). Kojenci zpočátku vykazují rudimentární formy APN, když začínají zkoumat a iniciovat účelné pohyby. Tyto rané APN se mohou projevovat jako jemné přípravné svalové aktivace předcházející záměrným činnostem, jako je například dosahování za předmětem nebo sezení (De Graaf-Peters et al., 2007; Witherington et al., 2002).

Aby postura účinně doprovázela pohyb, musí kojence i dospělého připravit na destabilizující důsledky tohoto pohybu. Pohyb paže dopředu během natahování obvykle vyvolá posun COM dopředu, který podmiňuje samotný úkon natahování. S postupným motorickým vývojem dítě získává zkušenosti s různými pohyby, zvyšuje se i účinnost APN a plynulost pohybu. Při vývoji postury dochází k přechodu od převážně bimanuálního k převážně unimanuálnímu natahování. Dosahování za předmětem se stává v průběhu vývoje efektivnějším a cílenějším a mezi čtvrtým a pátým měsícem věku obvykle dochází přímo k uchopení předmětu (Van der Fits et al., 1999a; Van der Fits et al., 1999b). V šestém měsíci kojenci začínají preferovat svalové zapojení ve směru kaudokraniálním (De Graaf-Peters et al., 2007; Van Balen et al., 2012). Od osmého měsíce věku jsou kojenci schopni adaptovat aktivitu svalů podle konkrétních podmínek, jako je rychlost úchopu nebo pozice těla (Van der Fits et al., 1999b). Mezi dvanáctým a čtrnáctým měsícem se začíná objevovat samotné APN. Tato anticipatorní posturální aktivita se postupně stává dokonalejší a integrovanější do plánování a provádění účelných pohybů. Přítomnost APN výrazně podporuje rozvoj schopnosti zachovat posturální stabilitu během samostatné chůze (Hadders-Algra, 2010).

Autoři Schmitz et al. (2002) popisují dva typy chování antagonistických svalových skupin během anticipační posturální kontroly v rámci vývoje jedince – nezralou kokontrakci antagonistických svalů a reciproční inhibici antagonistických svalů. Zatímco kokontrakce zahrnuje současnou aktivaci agonistických a antagonistických svalů, reciproční inhibice se zaměřuje na potlačení aktivity antagonistických svalů během aktivace agonistických svalů.

S věkem byl pozorován ústup vzoru kokontrakce společně se selekcí vzoru recipročního podobného dospělým. Reciproční inhibice převládá od osmi let věku. U dětí je však pozorováno zpoždění v nástupu svalové aktivity při reciproční aktivitě ve srovnání s dospělými. Toto zpoždění je důsledek stále dozrávajících spojení mezi bazálními ganglii a suplementární motorickou oblastí, která jsou formována prostřednictvím thalamu (Barlaam et al., 2012; Schmitz et al., 2002).

V předchozích studiích APN u dětí mezi 3 a 14 lety byly využívány různé motorické úkoly, například zvedání a pokládání břemen vsedě (Schmitz et al., 1999, Jover et al., 2006), natahování horních končetin ve stoji (Hay & Redon 1999; Liu et al., 2007) a přednožení dolních končetin, překrok přes překážku a zahájení chůze (Hahn et al., 2005; Phanthanourak et al., 2016; Vallis & McFadyen 2005; Wu et al., 2008). Mnohé z těchto studií na základě elektromyografického vyšetření (EMG) ukázaly, že typicky se vyvíjející děti jsou schopny vytvářet anticipační změny v aktivitě trupového svalstva a přesun COP před pohyby horních a dolních končetin. Studie APN během pohybů horních končetin ve stoji, které se účastnily děti ve věku 4 – 14 let, ukázaly, že i nejmladší děti dokázaly vyvolat ML i AP posuny COP před a během jednostranné flexe ramenního kloubu (Hay & Redon 1999; Liu et al. 2007). Mladší děti (4 – 6 let) však vykazovaly delší reakční čas a méně konzistentní AP posuny COP než starší děti (7 – 14 let) a dospělé osoby testované v dřívějších studiích (Girolami et al., 2010; Hay & Redon, 1999; Liu et al., 2007).

Anticipační aktivita lze pozorovat i u dětí, které ve 4 až 5 letech spolehlivě zvládají kontrolovaný vzpřímený stoj. Při vzpažení horních končetin, provedení výponu, či zahájení chůze vykazují před samotným pohybem anticipační aktivitu, ačkoliv trvání APN je za těchto podmínek často delší než u dospělých (Witherington et al., 2002). Schmitz et al. (1999) pozorovali přítomnost APN u 3 – 4 letých dětí při bimanuálním zvedání břemene. Výsledky porovnali s dospělými a prokázali, že APN dětí nedosahuje kvality APN dospělých. U dětí popsali pomalejší nástup APN, větší rozsahy pohybu COP a větší kokontrakci flexorových a extenzorových svalových skupin loketního kloubu, tedy celkově menší efektivitu pohybu.

APN se vyvíjí současně s motorickým učením. K největšímu rozvoji dochází kolem 8. roku dítěte, avšak tento vývoj probíhá až do 12. – 13. roku dítěte, kdy je APN vyvinuté na srovnatelné úrovni s dospělými (Ghanbarzadeh et al., 2022; Schmitz & Assaiante, 2002; Witherington et al., 2002). Předchozí studie ukázaly, že u dětí před a během pohybu horních končetin dopředu s cílem dosáhnoutí předmětu ve stoji se COP posunuje posteriorně a laterálně. Děti mladší 8 let měly delší reakční čas a větší rozsah pohybu anticipačních AP posunů COP než děti starší 8 let a dospělí jedinci. Schmitz et al. (2002) popisují, že APN osmiletých dětí jsou kvalitnější než APN dětí mladších 8 let, ale stále nedosahují kvality a rychlosti APN dospělých (Girolami et al., 2010; Shiratori et al., 2016).

2.3.4 Řízení APN

Z klasické literatury je dobře známo, že mozeček (cerebellum) řídí koordinaci pohybů a motorické učení, ale je zároveň uznáváno, že se podílí na kognitivním a emočním zpracování díky svému hustému propojení s mozkovou kůrou, bazálními ganglii, mozkovým kmenem a míchou. Fakt, že obsahuje asi 50 % mozkových neuronů poukazuje na to, že se mozeček opravdu může podílet na tolika různých procesech (De Zeeuw & Ten Brinke, 2015; Manto et al, 2012). Jednou z nejdůležitějších funkcí mozečku je zajištění plynulého provedení předpokládaných činností v souvislosti se změnami prostředí. Tato podkorová struktura má zásadní význam nejen pro předvídání příchozích informací, ale také pro správné načasování při provádění daných úkolů (Ambler et al., 2023; Cignetti et al., 2018; Marchese et al., 2020).

Pro poskytnutí správného motorického výstupu je nutné definovat časoprostorové sekvence pohybů segmentů těla. V tomto ohledu je mozeček schopen fungovat jako vnitřní "časovací stroj", který poskytuje přesnou časovou reprezentaci pro motorické i nemotorické úlohy. Široká neuronová síť, v níž mozeček komunikuje s mozkovou kůrou, bazálními ganglii a limbickým systémem, umožňuje nejen kontrolu časování a prediktivní funkce, ale také některé kognitivní a emoční procesy, jako je pozornost, jazyk, paměť a uvažování. V důsledku toho mohou pacienti s mozečkovými lézemi vykazovat nejen nedostatečnou koordinaci pohybů, obtíže s orientací v prostoru a narušenou stabilitu, ale i kognitivně-afektivní změny (Ambler et al., 2023; Marchese et al., 2020). Dozrávání myelinizace v mozečku bylo pozorováno u dětí ve věku 3 – 4 let. Uvádí se, že parietální kůra dozrává během dětství až dospívání, což je proces, který zahrnuje významné změny v šedé a bílé hmotě. Podobně jako tyto vývojové změny v CNS se uvádí, že schopnost vytvářet motorické programy je přítomna ve věku 5 let, významně se zvyšuje ve věku 7 – 8 let a dále se zvyšuje v dospívání a v dospělosti (Cignetti et al., 2018; Kiyota & Fujiwara, 2022; Marchese et al., 2020).

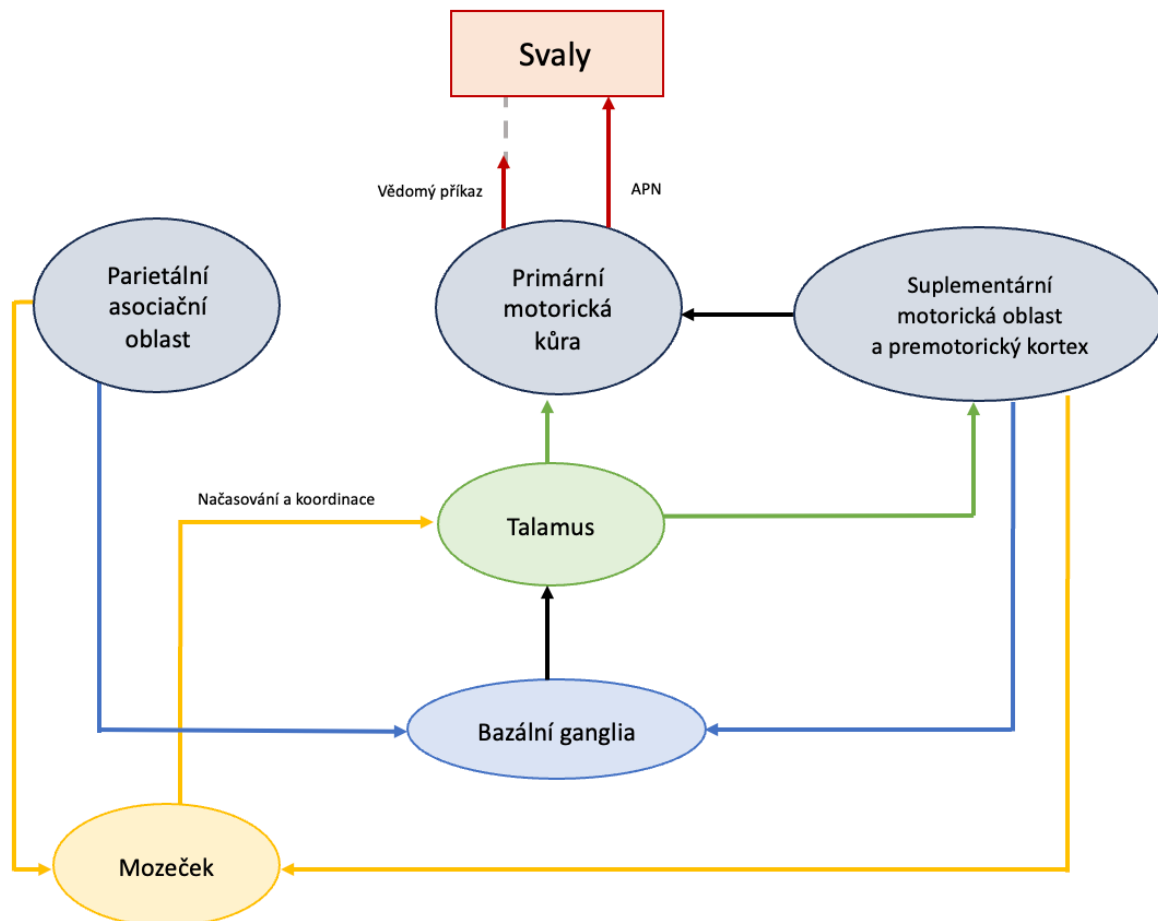
Kromě mozečku hraje významnou roli při plánování pohybu také prefrontální, primární, premotorická a parietální kůra (Caroni & Cavallari, 2009; Marchese et al., 2020). K řízení APN přispívá také suplementární motorická oblast a bazální ganglia (Marchese et al., 2020; Massion et al., 1999).

Cerebellum a bazální ganglia přijímají informace o prostředí a tělesném schématu z asociačního kortexu uloženého v temeni mozku, stejně jako informace o motorickém cíli ze suplementární motorické oblasti a premotorického kortexu. Bazální ganglia určují svalové skupiny, které mají být excitovány nebo inhibovány, zatímco mozeček určuje načasování a koordinaci daných pohybových úkolů. Prostřednictvím talamu se konečný motorický program dostává do primární motorické kůry, která jej směřuje do posturálních a fázických svalů.

Informace APN se dostane k posturálním svalům dříve, než jsou aktivovány svaly fázické (Obrázek 3) (Ambler et al., 2023; Marchese et al., 2020).

Obrázek 3

Úloha mozečku a bazálních ganglií při programování APN upraveno podle Marchese et al. (2020)



2.3.5 Faktory ovlivňující APN

APN ovlivňuje několik faktorů, které mají vliv na jejich načasování, rozsah a účinnost. Pochopení těchto ovlivňujících faktorů pomáhá při navrhování intervencí pro zlepšení motorické kontroly, rehabilitačních strategií pro posturální poruchy a optimalizaci výkonu v různých motorických úkolech s ohledem na schopnost jedince vytvářet účinné APN. Latash (2008) řadí mezi hlavní faktory ovlivňující APN velikost předpokládané perturbace, charakter motorické úlohy a schopnost zachování posturální stability. APN mohou být dále ovlivněny věkem (Kanekar & Aruin, 2014a, Kanekar & Aruin, 2014b; Schmitz & Assaiante, 2002; Witherington et al., 2002), vizuální kontrolou (Krishnan & Aruin, 2011; Mohapatra et al., 2012), polohou těla (Aruin, 2003), strachem z pádu (Adkin et al., 2002) a patologickými procesy v CNS, jako je cévní mozková

příhoda (CMP) (Curuk et al., 2019; Rajachandrakumar et al., 2017), roztroušená skleróza (RS) (Aruin et al., 2015) nebo Parkinsonova choroba (PD) (Seuthe et al., 2024).

2.3.5.1 Velikost a charakter perturbace

Kaewmanee et al. (2020) zkoumali APN při reakci na vnější perturbaci předvídatelné či nepředvídatelné velikosti vyvolané pomocí kyvadla u dvaceti dospělých osob (průměrný věk 27 let). Kyvadlo bylo zavěšeno ze stropu a vyvolávalo perturbaci testovaných jedinců v sagitální rovině. Na kyvadlo bylo zavěšeno závaží o hmotnosti odpovídající 5 % nebo 10 % tělesné hmotnosti testovaného jedince. U testovaných jedinců byla měřena EMG aktivita svalů trupu a dolních končetin a odchylky COP v AP směru. Z výsledků studie vyplývá, že při opakované reakci na podnět o stejné hmotnosti došlo ke zvýšení efektivity APN ve smyslu zrychlení anticipační svalové aktivity. Studie také dokazuje, že velikost aktivity anticipačních svalů roste s velikostí předpokládané perturbace. Při snížení velikosti zátěže byla pozorována snížená aktivita anticipačních svalů. Změny byly pozorovány také v rozsahu pohybu COP. Při menší velikosti předpokládané perturbace byl pozorován menší rozsah pohybu COP v AP směru v porovnání s větší velikostí předpokládané perturbace.

Phanthanourak et al. (2016) provedli studii, ve které hodnotili, jak potenciální perturbace ovlivňuje provedení výponu a APN. Sedmáct mladých dospělých osob (průměrný věk 21 let) v rámci studie provádělo výpon během dvou podmínek – 1) testování jedinci provedli výpon po očekávatelném zvukovém signálu; 2) účastníci provedli výpon po stejném zvukovém signálu nebo došlo k posunu podložky v ML směru. APN byly hodnoceny na základě posunu COP a EMG aktivity m. tibialis anterior a m. soleus. Testování jedinci projevili menší efektivitu APN (větší rozsah pohybu COP a větší aktivitu testovaných svalů) během druhé podmínky. Dalo by se říct, že v tomto případě hrály velkou roli i kompenzační mechanismy. Celkově tyto výsledky poukazují na to, že potenciální perturbace, jako je posun podložky v ML směru ML, mohou negativně ovlivnit APN (ve prospěch zapojení CPA) a zvýšit náročnost udržení posturální stability během provedení výponu.

2.3.5.2 Věk

Jak již bylo popsáno výše v kapitole o motorické ontogenezi, dozrávání nervové soustavy během ontogenetického vývoje výrazně ovlivňuje APN. Když děti rostou a vyvíjejí se, dochází ke zlepšení účinnosti a načasování APN díky lepšímu zpracování sensorických informací a efektivnějším mechanismům posturální kontroly (Schmitz & Assaiante, 2002; Witherington et al., 2002). Změny APN u dětí byly již rozebrány v kapitole o vývoji APN (2.3.3). Během dalšího stárnutí dochází k postupnému zhoršování posturální stability, a to především při přechodu

z dospělosti do seniorského věku (kolem 65 let). Tato změna se projevuje také zpožděním nástupu APN i CPA. Toto opoždění pak vede k větší odchylce COP (Kanekar & Aruin, 2014a; Kanekar & Aruin, 2014b).

Předchozí studie potvrdily charakteristické modifikace APN při zahájení chůze u seniorů, například větší počáteční odchylku COP vzad a sníženou rychlost pohybu COP na začátku švihové fáze chůze v důsledku stárnutí a úbytku sensorických informací (Bzdúšková et al., 2021; Khanmohammadi et al, 2015). Kanekar a Aruin (2014a) na základě výsledků EMG uvádí, že nástup APN u seniorů (průměrný věk 70 let) je opožděn v porovnání s mladšími dospělými (průměrný věk 27 let). Přestože je však funkce APN zpomalena, využití APN významně snižuje potřebu velkých CPA. Kanekar a Aruin (2014b) v další studii pozorovali rozdíly v APN mezi mladšími a staršími jedinci a jejich vliv na posturální kontrolu. Deset zdravých seniorů (průměrný věk 76 let) a třináct zdravých dospělých osob (průměrný věk 27 let) bylo vystaveno předvídatelným vnějším poruchám pomocí nárazu kyvadla zavěšeného ze stropu v sagitální rovině. Autoři studie na základě EMG záznamů došli k závěru, že u seniorů dochází ke zpoždění anticipační svalové aktivity a větší kompenzační svalové aktivitě v porovnání s mladými dospělými. Z měření na silové plošině vyšlo, že senioři také vykazovali větší rozsah pohybu COP. Výsledek této studie dokazuje, že schopnost provést APN zůstává zachována, avšak jejich efektivita se s věkem snižuje. Slobounov et al. (2005) připisuje tyto změny zhoršení a zpomalení procesů probíhajících v CNS (například v suplementární motorické oblasti nebo v motorickém kortexu).

Při hodnocení APN v souvislosti s věkem je důležité vzít v úvahu i rychlost provedení pohybu. Bleuse et al. (2006) hodnotili APN pomocí EMG měření a odchylky COP na silové plošině u deseti dospělých osob (průměrný věk 29 let) a deseti seniorů (průměrný věk 67 let) během jednostranné flexe do 90° v ramenním kloubu v klidovém stoji. Testovaní jedinci pohyb prováděli za různých podmínek – 1) bez startovacího signálu ve třech rychlostech (nízká, střední, vysoká) na základě slovní instrukce tak, aby se jednotlivé pohyby co nejvíce podobaly, 2) co nejrychleji po zaznění zvukového signálu, 3) co nejrychleji bez startovacího signálu s 1 kg závažím. Každé měření obsahovalo 10 opakování. Při pomalých pohybech horních končetin nebyl prokázán signifikantní rozdíl mezi mladšími (do 30 let) a staršími (nad 65 let) jedinci (Bleuse et al., 2006). Při pohybu prováděném maximální rychlostí došlo u starších jedinců k výraznému opoždění anticipační aktivity ve srovnání s mladšími jedinci. Pohyb COP byl také u starších osob opožděn (Bleuse et al., 2006).

2.3.5.3 Zrak

Zrak je jedním z hlavních zdrojů informací o okolním prostředí, a proto vizuální kontrola hraje nezanedbatelnou roli při udržování posturální stability a při APN. Autoři Mohapatra et al. (2012) hodnotili APN na základě pohybu COP a EMG měření trupového svalstva a svalů dolních končetin (m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. tibialis anterior, m. soleus, m. biceps femoris, m. gluteus medius a erector spinae) za proměnlivých vizuálních podmínek simulovaných brýlemi u dospělých osob (průměrný věk 25 let) bez zrakové poruchy. Rozmazané vidění bylo vyvoláno nošením brýlí s pozitivními nebo negativními dioptriemi, což ovlivnilo vnímání dopadu kyvadla, kterým stimulovali perturbaci. Autoři předpokládají, že rozmazané vidění ovlivňuje jak APN, tak CPA. Při nasazení brýlí s pozitivními dioptriemi došlo k rychlejší anticipační reakci ve srovnání s ostatními podmínkami. Ve srovnání s vnímáním kyvadla bez brýlí, brýle s negativními dioptriemi způsobily, že kyvadlo se zdálo být ostré a vzdálenější v okamžiku jeho uvolnění, zatímco brýle s pozitivními dioptriemi způsobily, že kyvadlo se zdálo být rozmazané a bližší v okamžiku jeho uvolnění. Pozitivní čočky vytvářejí dojem, že kyvadlo dopadne na tělo dříve než v podmínkách bez brýlí. To může vést k tomu, že CNS zvolí strategii dřívější anticipační aktivace posturálních svalů, aby zabránila destabilizaci těla. Oproti tomu negativní dioptrie způsobují, že objekt je vnímán jako vzdálenější, čímž se oddaluje anticipační aktivita potřebná ke zvládnutí nadcházející perturbace.

Mohapatra a Aruin (2013) hodnotili rychlost odpovědi svalů trupu a dolních končetin a pohyb COP při reakci na vnější perturbaci za různých vizuálních podmínek, včetně úplné zrakové kontroly a kompletního vyloučení zrakové kontroly v tmavé místnosti. Autoři studie také měnili vizuální prostředí pomocí stroboskopu s vysokou nebo nízkou frekvencí blikání. Vysoká frekvence blikání vedla k lepšímu vnímání pohybu kyvadla vyvolávajícího perturbaci, což se projevilo rychlejší reakcí posturálního svalstva (m. erector spinae) a menším rozsahem pohybu COP, zatímco nízká frekvence blikání způsobovala chyby v detekci pohybu kyvadla a sníženou schopnost generovat kvalitní APN. Podmínky tohoto experimentu odrážejí situaci při přechodu jedince z osvětleného prostředí do stínu a naopak.

Zraková kontrola přímo souvisí také s předvídatelností vnější perturbace a nástupem APN či CPA. Mohapatra a Aruin (2013) na základě výsledků své studie upozorňují na fakt, že s úplným vyloučením zrakové kontroly dochází při reakci na vnější perturbaci k oslabení funkce APN a jejich funkci přebírají CPA, protože k zapojení trupového svalstva při kompletním vyloučením zrakové kontroly došlo až po vyvolání vnější perturbace (Santos et al., 2010a; Mohapatra & Aruin, 2015). Vztah mezi APN a CPA v souvislosti se zrakovou kontrolou zkoumali také Kanekar a Aruin (2014a). Autoři ve své studii hodnotili svalovou aktivitu pomocí EMG během perturbace vyvolané kyvadlem u zdravých seniorů. Porovnávali rozdíl v nástupu APN a CPA během

předvídatelné (se zrakovou kontrolou) a nepředvídatelné (s vyloučením zrakové kontroly) vnější perturbace. Autoři popisují, že s vyloučením zrakové kontroly došlo k opožděné aktivaci trupových svalů a svalů dolních končetin. Dále uvádí, že s vyloučením zrakové kontroly došlo k minimálnímu anticipačnímu posunu COP (omezení APN) ve srovnání s měřením za zrakové kontroly. Zároveň byla také pozorována větší kompenzační odchylka COP (převaha CPA).

Esposti et al. (2017) uvádí, že vizuální kontrola má vliv na modulaci APN během cíleného vědomého pohybu. Zraková kontrola umožňuje dřívější anticipační reakci a přesnější realizaci pohybu.

2.3.5.4 Typ motorického úkolu

APN ovlivňuje také složitost a náročnost pohybového úkolu. Složitější pohyby vyžadující větší přesnost mají tendenci vyvolávat složitější a propracovanější APN (Rajachandrakumar et al., 2017). Mnoho studií se zabývá hodnocením chůze v souvislosti s APN. Iniciale chůze je pro zachování posturální stability velmi náročným úkolem zahrnujícím správné načasování v rámci přípravy a provedení pohybu při přechodu z bipedálního do unipedálního postavení. Bezprostředně před vykročením dochází k přesunu COM dopředu směrem k budoucí stojné dolní končetině a přesunu COP dozadu směrem k budoucí švihové dolní končetině za účelem minimalizace případných instabilit ve fázi, kdy je v kontaktu s podložkou pouze jedna dolní končetina (Honeine et al., 2016; Kimijanová et al., 2021). Kimijanová et al. (2021) naznačují, že pohyb COP v AP směru predikuje motorickou aktivitu, zatímco pohyb COP podél ML osy predikuje posturální stabilitu (Honeine et al., 2016; Kimijanová et al., 2021). Možnými faktory atypických vzorců APN před zahájením chůze může být například porucha motoriky dolních končetin. Dalšími faktory, které by mohli mít vliv na strategii zahájení chůze je taktéž svalová síla dolních končetin, spasticita nebo zhoršená funkce CNS projevující se zhoršenou kontrolou stability, kognitivními poruchami, jako je přítomnost poruch vnímání (například neglect syndrom) nebo rychlost zpracování, a psychologické faktory, jako je strach z pádu (Rajachandrakumar et al., 2017; Uemura et al., 2012).

Farinelli et al. (2021) zkoumali zapojení svalů dolních končetin a trupu současně s přesunem COP během iniciace chůze u 15 zdravých dospělých osob. Účastníci studie byli vyzváni k zahájení chůze přirozenou rychlostí po deseti sekundovém klidovém stoji. Ve studii bylo zjištěno, že samotnému přesunu COP na straně švihové dolní končetiny předchází aktivita břišních svalů (m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis), zatímco svaly zad (m. erector spinae) jsou naopak inhibovány. Posun COP je umožněn oboustrannou inhibicí m. soleus a aktivací m. triceps surae. Na straně kontralaterální dochází k aktivitě břišních i zádočných svalů. Aktivita na dolních končetinách zůstala stejná jako na straně švihové dolní končetiny. APN

před zahájením chůze pomáhá zachovat laterální stabilitu, slouží tedy především k minimalizaci laterální instability, která vzniká při zvednutí švihové dolní končetiny od země (Dessery et al., 2011; Farinelli et al., 2021; Khanmohammadi et al., 2015). Farinelli et al. (2021) také porovnávali rozdíl v APN při zahájení chůze dominantní a nedominantní dolní končetinou. Při iniciaci chůze preferovanou dolní končetinou vykazovaly testované osoby stejný vzorec APN jako při zahájení chůze nepreferovanou dolní končetinou, avšak při iniciaci chůze preferovanou dolní končetinou byla efektivita APN vyšší na základě rychlejšího nástupu a snížené aktivity trupového svalstva v porovnání s nepreferovanou dolní končetinou. Autoři studie toto tvrzení vysvětlují faktem, že APN jsou založeny na předchozích procesech motorického učení a z hlediska zahájení chůze je iniciace preferovanou dolní končetinou více trénovanou motorickou dovedností. Výsledky této studie ukázaly existenci strukturovaného vzoru anticipatorních aktivit spojených se změnou polohy COP zhruba 400 ms před iniciací chůze.

Mnohé již výše popsané studie se zabývají hodnocením APN při pohybu horních končetin (Bleuse et al., 2006; Liu et al., 2007; Tomita et al., 2010; Witherington et al., 2002). Chen et al. (2015) provedli studii, která ukázala, že při vytvoření tělesné asymetrie způsobené držním závaží v jedné horní končetině dochází k asymetrické modulaci APN. Svalová aktivita na straně, kde bylo drženo závaží, byla spuštěna v recipročním vzoru, zatímco na straně druhé byl pozorován kokontrakční vzor APN. Tato asymetrická reakce zajišťuje vyšší stabilitu na straně kokontrakce a větší flexibilitu na straně reciproce (Chen et al., 2015; Slijper et al., 2002).

2.3.5.5 Posturální podmínky

Některé studie hodnotí souvislosti APN s pocitem strachu z pádu či za posturálně náročnějších podmínek. Adkin et al. (2002) ve své studii hodnotili dvanáct dospělých osob během výponu za proměnlivých podmínek. Testovaní jedinci výpon prováděli ve středu nízké podložky, na okraji nízké podložky, ve středu vysoké podložky a na okraji vysoké podložky. Výsledky studie prokázaly menší efektivitu APN, tedy pomalejší nástup anticipační svalové aktivity a posunu COP při provedení na vysoké podložce v porovnání s provedením na podložce nízké. K podobným závěrům došli autoři Yiou et al. (2011). Ve své studii testovali deset zdravých dospělých jedinců během přednožení na nízké a vysoké podložce. Chen et al. (2018) hodnotili APN u devíti mladých dospělých jedinců během vzpažení horních končetin ve stojící na stabilní a nestabilní podložce. Při posturálně náročnější situaci na nestabilní podložce autoři na základě EMG měření potvrdili větší anticipační aktivitu trupového svalstva.

2.3.5.6 Přítomnost patologických procesů

Schopnost vytvářet APN je také ovlivněna při přítomnosti neurologických onemocnění. Výzkumy ukazují, že narušení nebo změny v APN mohou vést k narušení posturální stability a zvýšenému riziku vzniku pádu nebo zranění. Pacienti po CMP vykazují specifický vzor generování APN, kde svaly postižené strany reagují na perturbaci s opožděním, zatímco na zdravé straně dochází k anticipační aktivitě před perturbací. Tento asymetrický vzor může vést k nestabilitě a zvýšenému riziku pádu (Curuk et al., 2019; Curuk et al., 2020). Atypické vzorce anticipační aktivity před zahájením chůze se mohou vyskytnout u osob s hemiparézou (Rajachandrakumar et al., 2017). Rajachandrakumar et al. (2017) ve své studii posuzovali prevalenci, korelaci a důsledky atypických vzorců APN před zahájením chůze u populace se subakutní CMP. Hodnotili ML posun COP oproti výchozímu stavu. Čtyřicet samostatně chodících jedinců se subakutní CMP se postavilo na dvě silové plošiny a zahájilo chůzi zvolenou rychlostí. Byl vypočítán ML posun COP a použit k posouzení APN (posun COP v ML směru > 10 mm oproti výchozímu stavu). U jedinců s CMP byla zjištěna vysoká prevalence atypických APN při zahájení chůze (absence včasného ML posunu COP nebo naopak nadměrné odchylky COP). Tato zjištění poskytují vhled do posturální kontroly při zahájení chůze u jedinců s CMP a mohou informovat o intervencích pro zlepšení mobility populace. Pochopení a zlepšení APN hraje zásadní roli při rehabilitaci a terapeutických intervencích. Optimalizací těchto anticipačních mechanismů mohou jedinci zlepšit svou posturální kontrolu a snížit pravděpodobnost vzniku úrazů souvisejících s nestabilitou při každodenních činnostech (Rajachandrakumar et al., 2017).

Také u pacientů s RS jsou také pozorovány změny v generování APN na základě poruch vedení informací v CNS. Dochází k opožděnému nástupu APN a snížené svalové aktivity ve srovnání se zdravými jedinci. Zpožděná anticipační svalová aktivita vede k menší variabilitě pohybu COP, což je kompenzováno větším využitím zpětnovazebné korekce CPA (Arui et al., 2015; Krishnan et al., 2012a; Krishnan et al., 2012b).

Výskyt atypických vzorců APN byl zdokumentován i u jiných neurologicky postižených pacientů, například u jedinců s PD. U osob s PD bylo zdokumentováno vícenásobné APN při zahájení chůze a při vykročení v reakci na neočekávatelnou posturální perturbaci. Autoři se domnívají, že vícenásobné APN představuje deficity související s plánováním motorických úkonů nebo obtížemi při jejich provádění (Jacobs et al., 2009; Jacobs & Horak, 2007; Rajachandrakumar et al., 2017). K podobným závěrům dospěli i De Azevedo et al. (2016). Autoři zkoumali schopnost generovat APN během laterálně vyvolané perturbace pacientů s PD v porovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců. Pacienti s PD vykazovali snížení anticipační i kompenzační svalové aktivity po vyvolané perturbaci, což opět zvyšuje riziko vzniku pádu. Tyto

změny jsou spojeny s patologickými procesy oblastí bazálních ganglií CNS zodpovědných za plánování a zahájení pohybu (De Azevedo et al., 2016; Jacobs et al., 2009).

Tomita et al. (2010) ve své studii hodnotili anticipační změny na EMG a pohyb COP u osob se spastickou diplegií ve věku 12 – 22 let během bilaterální flexe horních končetin v ramenním kloubu ve stoji. Výsledky studie dokázaly, že rozsah pohybu COP byl u těchto osob větší a svalová aktivita m. erector spinae během APN byla snížena v porovnání s kontrolní skupinou typicky se vyvíjejících jedinců. Tato studie dokazuje, že funkce APN je u jedinců se spastickou diplegií zhoršená.

2.4 Využití APN v rehabilitaci

APN hraje klíčovou roli v rehabilitaci, protože pomáhají při obnově funkčních pohybů, zlepšují posturální kontrolu a celkovou motorickou výkonnost u osob s různými neurologickými, muskuloskeletálními nebo rovnovážnými potížemi. Metody rehabilitace a tréninku se mohou lišit v závislosti na konkrétním onemocnění. Pokud jde o zlepšení anticipačních či kompenzačních strategií, které mohou být ovlivněny stárnutím nebo neurologickými diagnózami, je vhodné začlenit metody zaměřené na trénink stability a balanční cvičení (Aruin et al., 2015; Kanekar & Aruin, 2014a). V rámci rehabilitace lze trénink se zaměřením na APN využít k reedukaci pohybových vzorů se zaměřením na aktivaci vhodných svalů ve správný čas, čímž selepší koordinace a stabilita potřebná pro funkční pohyby. Rehabilitační programy často zahrnují cvičební jednotky zaměřené na APN pro zlepšení stability a pro prevenci vzniku pádů, zejména u osob, které se zotavují po CMP, PD nebo jiných neurologických stavech ovlivňujících posturální stabilitu. Trénink APN může být využit i u pacientů s poraněním míchy nebo traumatickým poraněním mozku, u nichž je posturální kontrola také narušena. Zároveň s APN dochází ke zlepšení posturální stability jako takové (Jacobs & Horak, 2007; Jacobs et al., 2009; Rajachandrakumar et al., 2017). Cílem těchto cvičení je reedukovat nervový systém a pohybový systém předvídat a připravovat se na pohyby, čímž se zlepšuje koordinace a efektivita motorických činností. Tréninkem svalů podílejících se na APN dochází ke zlepšení posturální stability a snížení rizika vzniku pádu. Fyzioterapeuti mohou jednotlivce postupně vyzývat k plnění úkolů zahrnujících APN, a zároveň zvyšovat jejich obtížnost pro maximalizaci efektivity tréninku (Jacobs & Horak, 2007; Jacobs et al., 2009; Rajachandrakumar et al., 2017).

U jedinců s CMP byla zjištěna vysoká prevalence atypické anticipační kontroly před zahájením chůze. Časové rozdíly byly identifikovány s četnými předvídatelnými posturálními úpravami, což ukazuje na změněnou iniciaci chůze. Tato zjištění poskytují vhled do posturální kontroly během zahájení chůze u jedinců se subakutní CMP a mohou poskytnout

informace o intervencích ke zlepšení chůze u této populace (Rajachandrakumar et al., 2017). Nedostatek APN při zahájení chůze byl nalezen také u pacientů s PD a může indikovat nedostatečnou sílu nebo selektivní motorickou kontrolu, což může představovat oblasti, na které je třeba se zaměřit při navrhování rehabilitačních programů pro tyto jedince (Jacobs et al., 2009). Vhodné metody pro zlepšení posturální stability u jedinců s PD zahrnují propioceptivní stimulaci a zvýšení svalové síly (De Azevedo et al., 2016). Kolektiv autorů Mille et al. (2009) dále u pacientů s PD potvrzují pozitivní vliv asistované robotické terapie chůze.

Trénink APN může probíhat v rámci rehabilitace s využitím známých metod, jako je například senzomotorická stimulace. Terapie může být zaměřená na cvičení na nestabilním povrchu s cílem stimulovat nervový systém a posílit koordinaci a stabilitu těla. Rovněž se využívá cvičení s balančními deskami, které umožňují trénovat stabilitu těla v různých polohách, a cvičení zaměřené na předpovídání pohybu, kde se prostřednictvím různých podnětů trénuje reakce těla na změnu polohy (Bhardwaj et al., 2022; Hwang et al., 2013).

Z dalších komplexních metod má výrazný vliv i dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS). Lee et al. (2018) ve své studii porovnávali posturální stabilitu u 28 dospělých pacientů po CMP a vliv různých druhů terapie na zlepšení trupové stability a zrychlení nástupu APN. Ve své studii potvrdili, že trénink s využitím prvků DNS vede k výraznějšímu zlepšení anticipační svalové aktivity v porovnání s klasickým tréninkem trupového svalstva. Díky zlepšení koordinované aktivity posturálních svalů zapojením podvědomých motorických programů, jejichž aktivace vede ke zrychlení motorické odpovědi dochází i k rychlejší anticipační svalové aktivitě. Podle Pereira et al. (2014) je vhodné zahrnout do terapie pacientů po CMP nejen balanční trénink a DNS, ale také nácvik běžných denních aktivit s modifikacemi jednotlivých činností, včetně změn rychlosti a poloh. Mezi další využívané metody rehabilitace APN patří také trénink s biofeedbackem, virtuální realitou a cvičení s různými pomůckami, jako jsou rovnovážné podložky, labilní plochy a míče. Každá z těchto metod má své specifické výhody a nevýhody, a je vhodné je přizpůsobit individuálním potřebám pacientů (Bhardwaj et al., 2022; Hwang et al., 2013; Lee, et al., 2018).

Arghavani et al. (2020) srovnávali efekt perturbačního tréninku zaměřeného na APN a tradičního balančního tréninku u seniorů s historií pádů (alespoň jeden pád v posledních šesti měsících). Oba druhy tréninku po třech hodinách probíhaly osm týdnů. Perturbační trénink měl šest částí, při čemž každá obsahovala různé varianty cvičení. Balanční trénink měl tři části, zahrnoval balanční trénink ve stoje, při chůzi a silový trénink. U jedinců podstupujících perturbační trénink byl pozorován dřívější nástup svalové aktivity, zvýšení sebedůvěry v rovnovážných situacích a zlepšení celkové kvality života.

Některé studie se zaměřují na vliv různých rehabilitačních metod na APN u lidí trpících bolestí dolní části zad. Tsao a Hodges (2007) zaznamenali rychlejší anticipační aktivaci svalů při předpažování i zapažování horních končetin po jedné cvičební jednotce věnované izolované aktivaci m. transversus abdominis. Studie dalších autorů však u takových pacientů neprokázaly vliv stabilizačního cvičení bederní páteře na APN po 6 ani 8 týdnech (Boucher et al., 2018; Lomond et al., 2015).

3 CÍLE

Hlavním cílem této diplomové práce je ověřit vliv různých faktorů na provedení APN při vykonávání vybraných motorických úloh.

3.1 Dílčí cíle

- 1) Ověřit vliv typu motorické úlohy na provedení APN u dospělých jedinců
- 2) Ověřit vliv rychlosti provedení motorické úlohy na provedení APN u dospělých jedinců
- 3) Ověřit vliv typu startovního signálu pro zahájení motorické úlohy na provedení APN u dospělých jedinců
- 4) Ověřit vliv věku na provedení APN

3.2 Výzkumné hypotézy

H01: Typ motorického úkolu nemá statisticky významný vliv na provedení APN dospělých jedinců.

H02: Rychlé provedení motorického úkolu má za následek

- a. nižší rychlost pohybu COP během APN,
- b. nižší rozsah pohybu COP během APN,
- c. delší trvání APN při srovnání s provedením úlohy preferovaným tempem.

H03: Typ startovacího signálu nemá statisticky významný vliv na provedení APN dospělých jedinců.

H04: Věk nemá statisticky významný vliv na provedení APN.

Kritérium pro zamítnutí hypotéz H01, H03 a H04 bude nalezení statisticky významného efektu v nadpoloviční většině zkoumaných charakteristik.

4 METODIKA

4.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor tvořilo 29 dětí ve věku 8 až 13 let (14 chlapců, 15 dívek), u kterých se podle testu motoriky pro děti (MABC-2) neprojevila přítomnost vývojové koordinační poruchy, a které netrpí neurologickým, muskuloskeletálním ani jiným akutním onemocněním. Děti byly podle věku rozděleny do dvou skupin na mladší (8 – 10 let; n = 14) a starší (12 – 13 let; n = 15) děti. Třetí skupinu tvořilo 30 mladých dospělých ve věku 18 až 25 let (12 mužů, 18 žen) bez předchozích zranění pohybového aparátu v posledních 6 měsících, interních, neurologických či dalších onemocnění. Charakteristika výzkumného souboru je uvedena v Tabulce 1.

Tabulka 1

Charakteristika výzkumného souboru

Skupina	Průměrný věk (roky)	Průměrná výška (cm)	Průměrná hmotnost (kg)	Průměrná délka dominantní dolní končetiny (cm)	Průměrná šířka pánve (cm)
Mladší děti	9,0 ± 0,7	138,1 ± 7,0	33,3 ± 8,4	72,1 ± 4,1	18,5 ± 1,9
Starší děti	12,6 ± 0,5	159,3 ± 9,1	48,6 ± 11,0	83,7 ± 6,4	21,7 ± 1,5
Děti celkově	10,8 ± 1,9	149,0 ± 13,4	41,2 ± 12,4	78,1 ± 7,9	20,2 ± 2,3
Dospělí	21,8 ± 1,2	172,0 ± 8,2	70,2 ± 13,1	90,3 ± 5,5	24,5 ± 1,7

4.2 Metody sběru dat

Měření probíhalo během čtyř vybraných motorických úloh z počáteční výchozí polohy bipedálního stoje na dvou silových plošinách AMTI OR6-5 (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA, 200 Hz) v laboratoři rovnováhy Katedry přírodních věd v kinantropologii FTK UP v Olomouci. Mezi vybrané motorické úlohy patřilo přednožení, iniciace chůze, překrok přes překážku a výstup na schod. Všechny úlohy byly zahájeny dominantní dolní končetinou a probíhaly naboso. Dominantní dolní končetina byla určena většinou preferencí při kopu do míče, výstupu na schod a iniciaci chůze po postrku vpřed. Výška překážky byla nastavena na 1/3 funkční délky dominantní dolní končetiny testovaného jedince (od spina iliaca

anterior superior po malleolus medialis). Překážka i schod byly umístěny ve vzdálenosti 10 % tělesné výšky testovaného jedince od palců dolních končetin testovaného jedince.

Mladí dospělí jedinci vykonávali všechny motorické úlohy ve dvou rychlostech – vlastním tempem a co nejrychlejším tempem v náhodně losovaném pořadí. Výchozí pozice byla stanovena jako bipedální stoj na šířku pánve jedince určenou pelvimetrem s horními končetinami v bok. Výchozí poloha byla vyznačena jedním bodem v místě středu palce každé dolní končetiny a druhým bodem v místě středu paty každé dolní končetiny, aby byla dodržena pro všechny pokusy. Testování předcházela familiarizační část, během které byl testovaný jedinec seznámen s konkrétními motorickými úlohami a byla následována několika zkušebními pokusy, během kterých měl testovaný jedinec možnost seznámit se s průběhem měření. Měření probíhalo ve třech blocích, každý blok po třech opakováních. Každý blok byl proložen dostatečně dlouhou přestávkou. Jednotlivé bloky se mezi sebou lišily typem startovacího signálu. V prvním bloku jedinec motorické úlohy začínal vykonávat na základě svého rozhodnutí, tedy bez startovacího signálu. Ve druhém a třetím bloku startovací signál znamenal co nejrychlejší zahájení pohybu. V druhém bloku testovaný jedinec prováděl danou motorickou úlohu po předem známém neměnném časovém intervalu (očekávatelný startovací signál), který byl s testovaným jedincem předem nacvičený. Ve třetím bloku byl časový interval proměnný a náhodný v intervale 1 – 6 sekund (neočekávatelný startovací signál). V každém bloku testovaný jedinec vykonával 8 motorických úloh. Při neúspěšném pokusu (špatné provedení motorické úlohy, zvýšená nestabilita a zapojení horních končetin při přednožení, předčasné zahájení) byl pokus opakován. Po dokončení třetího bloku proběhla kontrola všech naměřených dat.

Pro dětskou věkovou kategorii byl testovací protokol zkrácen a zjednodušen dle jejich schopností. Děti vykonávaly pouze třetí blok, tedy zahájení úlohy za proměnlivého časového intervalu v rozmezí 1 – 6 sekund a pouze ve variantě co nejrychlejšího provedení pohybu. Z testovacích pokusů vyšlo najevo, že děti nebyly schopny dobře rozlišit provedení pohybu svým tempem od provedení úlohy co nejrychlejším tempem.

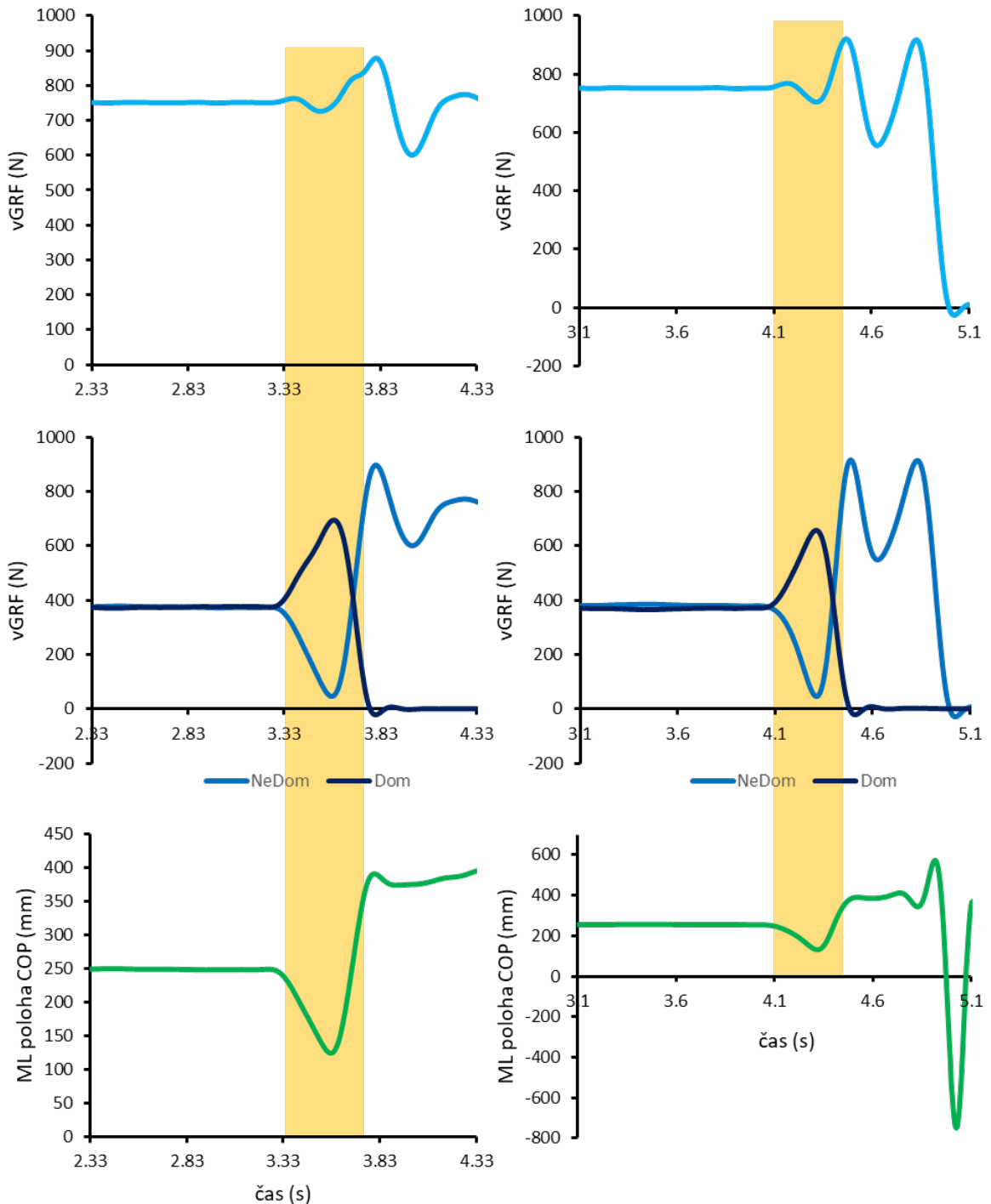
Projekt diplomové práce byl dne 30. 11. 2023 schválen Etickou komisí FTK UP v Olomouci pod jednacím číslem 109/2023 (Příloha 2).

4.3 Statistické zpracování dat

Ze záznamů silových plošin byly pro každou plošinu zvlášť exportovány průběhy složek reakční síly podložky ve všech směrech a průběhy pohybu COP ve směru ML a AP. Z těchto získaných dat byla poté vypočtena celková poloha COP a reakční síla podložky (Obrázek 4).

Obrázek 4

Ilustrační příklad dat dospělého jedince při přednožení rychlým tempem s neočekávatelným startovacím signálem (levý sloupec) a výstup na schod za stejných podmínek (pravý sloupec). Horní grafy zobrazují průběh vertikální složky celkové reakční síly podložky (vGRF), střední grafy zobrazují průběhy pro jednotlivé dolní končetiny (Dom – dominantní, NeDom – nedominantní). Spodní graf ukazuje změnu polohy COP v ML směru. Interval vyznačený žlutou barvou reprezentuje průběh APN



Další zpracování bylo provedeno na základě studie Uemura et al. (2012) s níže uvedenými úpravami pomocí algoritmů napsaných v softwarovém prostředí MatLab (MathWorks Inc., MA, USA). Všechny signály byly filtrovány Butterworthovým filtrem 4. řádu s dolní propustí s hraniční frekvencí 6 Hz. Nástup APN byl definován na základě ML posunu COP před zahájením pohybu dominantní dolní končetiny. Prvním krokem bylo určení střední polohy ML COP z intervalu prvních 1500 ms každého záznamu. Tento interval byl použit u dospělých subjektů pro druhý a třetí blok a u dětí pro celé testování. V prvním bloku dospělých byl však, vzhledem k tomu, že testované osoby si samy určovaly okamžik zahájení pohybu a často nestály na silových plošinách po odpovídající dobu před vlastním zahájením pohybu, použit časový interval prvních 500 ms záznamu. Nástup APN byl poté definován jako první poloha ML COP přesahující 4 směrodatné odchyly od průměrné hodnoty stanovené v předchozím kroku analýzy. Konec APN byl také okamžik ukončení kontaktu chodidla dominantní dolní končetiny s podložkou, definovaný jako pokles velikosti vertikální složky reakční síly podložky zaznamenané plošinou pod dominantní dolní končetinou pod hladinu 30 N.

U takto stanovené fáze APN byly vypočteny základní charakteristiky – trvání tohoto časového intervalu, průměrná a maximální rychlost pohybu COP a rozsah pohybu COP v obou směrech. Pro splnění posledního dílčího cíle byly vypočteny charakteristiky pohybu COP normalizované na % výšky každého jedince; pro analýzu odpovídající ostatním dílčím cílům (týkajících se skupiny dospělých jedinců) byly použity absolutní hodnoty těchto charakteristik.

Statistické zpracování dat bylo provedeno pomocí softwaru SPSS Statistics (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Shapiro-Wilkův test nepotvrdil normální rozložení dat, proto byla dále použita neparametrická statistická metoda – analýza lineárního smíšeného modelu (*linear mixed model*). Vhodnost modelu s ohledem na velikost vzorku pro každou proměnnou byla testována na základě Akaikeho informačního kritéria s korekcí Hurvicha a Tsaie (AICC). Statistická analýza pro řešení prvních tří dílčích cílů zahrnovala nastavení modelu s pevně stanovenými (*fixed*) opakovacími (*repeated*) faktory následovně – typ úkolu (přednožení, iniciace chůze, překrok přes překážku, výstup na schod), rychlost provedení úkolu (rychlé tempo, preferované tempo), typ startovního signálu (samovolný, očekávatelný, neočekávatelný) s kovariační strukturou nastavenou na "*First-order Ante-dependence*". Náhodným (*random*) faktorem s kovarianční strukturou typu "*Variance components*" bylo ID testovaných jedinců. Pro řešení posledního dílčího cíle byl model upraven následujícím způsobem. Fixním opakovaným faktorem byl typ úlohy (přednožení, iniciace chůze, překrok přes překážku, výstup na schod), fixním faktorem byla skupina (mladší děti, starší děti, dospělí). V tomto případě byla použita "diagonální" kovarianční struktura. Náhodný faktor byl totožný s předchozím případem. Ve všech případech byla

provedena párová srovnání na základě Bonferroniho post-hoc testu. Všechny testy byly provedeny na hladině statistické významnosti $\alpha = 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k výzkumné hypotéze H01

Typ motorické úlohy má statisticky významný vliv na provedení APN pro hodnoty maximální rychlosti v ML ($p = 0,001$) i AP ($p = 0,002$) směru, průměrné rychlosti v AP směru ($p = 0,072$) a rozsahu COP v AP směru ($p < 0,001$) (Tabulky 2 a 3).

Tabulka 2

Efekt typu motorického úkolu na rychlost pohybu COP v průběhu APN u skupiny mladých dospělých jedinců

Charakteristika	Směr	Motorický úkol	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Hodnota p
Maximální rychlost ($m \cdot s^{-1}$)	ML	Přednožení	1.51	0.98	1.97	0,001
		Iniciace chůze	1.50	1.18	1.88	
		Překrok přes překážku	1.67	1.34	2.14	
		Výstup na schod	1.68	1.32	2.05	
Průměrná rychlost ($m \cdot s^{-1}$)	AP	Přednožení	0.68	0.36	0.99	0,002
		Iniciace chůze	0.64	0.47	0.79	
		Překrok přes překážku	0.82	0.66	1.14	
		Výstup na schod	0.84	0.61	1.07	
Průměrná rychlost ($m \cdot s^{-1}$)	ML	Přednožení	0.50	0.36	0.68	0,072
		Iniciace chůze	0.47	0.37	0.61	
		Překrok přes překážku	0.56	0.41	0.72	
		Výstup na schod	0.53	0.39	0.66	
Průměrná rychlost ($m \cdot s^{-1}$)	AP	Přednožení	0.16	0.10	0.25	< 0,001
		Iniciace chůze	0.23	0.15	0.30	
		Překrok přes překážku	0.27	0.16	0.36	
		Výstup na schod	0.26	0.16	0.35	

Poznámka. AP – anteroposteriorní, ML – mediolaterální, p = statistická signifikance

Tabulka 3

Efekt typu motorického úkolu na rozsah pohybu COP v průběhu APN a trvání APN u skupiny mladých dospělých jedinců

Charakteristika	Směr	Motorický úkol	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Hodnota <i>p</i>
Rozsah (cm)	ML	Přednožení	20.6	17.6	22.8	0,151
		Iniciace chůze	18.7	17.0	20.6	
		Překrok přes překážku	20.4	17.4	23.3	
		Výstup na schod	19.7	17.3	21.9	
	AP	Přednožení	4.8	3.4	6.3	< 0,001
		Iniciace chůze	6.2	4.5	7.8	
		Překrok přes překážku	6.2	5.0	7.8	
		Výstup na schod	5.9	4.7	7.4	
Trvání (s)		Přednožení	0.71	0.47	1.01	0,405
		Iniciace chůze	0.64	0.47	0.95	
		Překrok přes překážku	0.66	0.44	0.91	
		Výstup na schod	0.64	0.44	0.95	

Poznámka. AP – anteroposteriorní, ML – mediolaterální, *p* = statistická signifikance

Výsledky párového porovnání ukázaly statisticky významně nižší hodnotu maximální rychlosti v ML směru při přednožení v porovnání s překročením přes překážku ($p = 0,020$) a výstupem na schod ($p = 0,005$). Podobně byla zjištěná nižší maximální ($p = 0,002$) i průměrná ($p < 0,001$) rychlost v AP směru při přednožení oproti překročení přes překážku. Dále se ukázalo, že průměrná rychlost v AP směru byla statisticky významně nižší při přednožení v porovnání s výstupem na schod ($p < 0,001$). Podobný trend se statisticky významně nižší hodnotou při přednožení oproti překročení přes překážku ($p < 0,001$), při iniciaci chůze ($p = 0,006$) a výstupu na schod ($p = 0,001$) byl pozorovaný i pro rozsah pohybu COP v AP směru. Na základě těchto výsledků byla hypotéza H01 zamítnuta.

5.2 Výsledky k výzkumné hypotéze H02

Vyšší rychlost provedení pohybu má za následek vyšší maximální i průměrnou rychlost pohybu COP v obou směrech ($p < 0,001$ ve všech případech) i vyšší rozsah pohybu COP během APN při srovnání s provedením úlohy preferovaným tempem v ML směru ($p = 0,003$) i AP směru ($p < 0,001$). Rychlost pohybu má také statisticky významný vliv na trvání APN ($p < 0,001$) s kratší

dobou trvání APN při provedení úkolu rychlým tempem (Tabulka 4). Na základě těchto výsledků byla hypotéza H02 zamítnuta.

Tabulka 4

Efekt rychlosti provádění motorického úkolu na charakteristiky pohybu COP v průběhu APN a trvání APN u skupiny mladých dospělých jedinců

Charakteristika	Směr	Tempo	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Hodnota p
Maximální rychlost ($m \cdot s^{-1}$)	ML	Rychle	1.83	1.51	2.18	< 0,001
		Preferovaně	1.33	1.05	1.73	
	AP	Rychle	0.87	0.67	1.14	< 0,001
		Preferovaně	0.61	0.41	0.82	
Průměrná rychlost ($m \cdot s^{-1}$)	ML	Rychle	0.59	0.45	0.75	< 0,001
		Preferovaně	0.45	0.32	0.59	
	AP	Rychle	0.28	0.20	0.37	< 0,001
		Preferovaně	0.17	0.10	0.26	
Rozsah (cm)	ML	Rychle	20.4	17.9	22.6	0,003
		Preferovaně	19.3	16.8	21.3	
	AP	Rychle	6.7	5.3	8.4	< 0,001
		Preferovaně	4.9	3.9	6.3	
Trvání (s)		Rychle	0.587	0.408	0.892	< 0,001
		Preferovaně	0.704	0.508	1.010	

Poznámka. AP – anteroposteriorní, ML – mediolaterální, p = statistická signifikance

5.3 Výsledky k výzkumné hypotéze H03

Očekávatelnost startovacího signálu má signifikantně významný vliv na všechny zkoumané charakteristiky pohybu COP ($p < 0,05$) s výjimkou maximální rychlosti pohybu COP v AP směru. U trvání APN byl také nalezen statisticky významný efekt typu startovacího signálu ($p = 0,002$) (Tabulka 5).

Tabulka 5

Efekt typu startovacího signálu na charakteristiky pohybu COP v průběhu APN a trvání APN u skupiny mladých dospělých jedinců

Charakteristika	Směr	Start	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Hodnota p
Maximální rychlost ($m \cdot s^{-1}$)	ML	Samovolný	1.38	1.02	1.79	0,023
		Očekávaný	1.71	1.32	2.06	
		Neočekávaný	1.71	1.35	2.09	
	AP	Samovolný	0.64	0.42	0.86	0,065
		Očekávaný	0.79	0.56	1.01	
		Neočekávaný	0.81	0.61	1.13	
Průměrná rychlost ($m \cdot s^{-1}$)	ML	Samovolný	0.43	0.31	0.61	0,009
		Očekávaný	0.53	0.42	0.70	
		Neočekávaný	0.56	0.44	0.70	
	AP	Samovolný	0.18	0.10	0.26	0,014
		Očekávaný	0.23	0.16	0.32	
		Neočekávaný	0.27	0.17	0.34	
Rozsah (cm)	ML	Samovolný	17.4	15.3	20.7	< 0,001
		Očekávaný	20.3	18.2	22.4	
		Neočekávaný	20.6	18.7	22.7	
	AP	Samovolný	4.7	3.6	6.3	0,001
		Očekávaný	6.2	4.9	7.5	
		Neočekávaný	6.3	5.0	8.0	
Trvání (s)		Samovolný	0.613	0.467	0.803	0,002
		Očekávaný	0.665	0.462	1.073	
		Neočekávaný	0.692	0.437	1.080	

Poznámka. AP – anteroposteriorní, ML – mediolaterální, p = statistická signifikance

Výsledky párového porovnání ukázaly statisticky významně nižší hodnotu maximální rychlosti v ML směru při samovolném startu v porovnání s neočekávatelným startovacím signálem ($p = 0,030$) a očekávatelným startovacím signálem ($p = 0,047$). Podobně byla zjištěná nižší průměrná rychlost v ML směru při samovolném startu oproti neočekávatelnému startovacímu signálu ($p = 0,011$) a očekávatelnému startovacímu signálu ($p = 0,025$). Dále se ukázalo, že průměrná rychlost v AP směru byla statisticky významně nižší při samovolném startu v porovnání s neočekávatelným startovacím signálem ($p = 0,010$). Statisticky významně nižší hodnota při samovolném startu oproti neočekávatelnému startovacímu signálu ($p < 0,001$) i při očekávatelném startovacím signálu ($p < 0,001$) byla pozorovaná i pro rozsah pohybu COP v ML směru. Podobný trend s nižšími hodnotami pro samovolný start v porovnání s neočekávatelným ($p = 0,001$) a očekávatelným ($p = 0,016$) startovacím signálem byl nalezen

i pro rozsah pohybu COP v AP směru. Trvání APN bylo statisticky významně nižší při samovolném startu v porovnání s neočekávatelným ($p = 0,004$) a očekávatelným ($p = 0,010$) startovacím signálem. Na základě těchto výsledků byla hypotéza H03 zamítnuta.

5.4 Výsledky k výzkumné hypotéze H04

Z výsledků měření vybraných parametrů a jejich porovnání mezi mladší věkovou kategorií dětí, starší věkovou kategorií dětí a dospělými jedinci vyplývá, že věk má statisticky významný vliv na provedení APN pouze pro hodnoty rozsahu pohybu COP v ML směru ($p = 0,002$) (Tabulka 6). Z párového porovnání vyplynulo, že u dospělých jedinců byl pozorován statisticky významně vyšší rozsah pohybu COP v ML směru oproti skupině mladších dětí ($p = 0,002$). Na základě těchto výsledků nelze hypotézu H04 zamítnout.

Tabulka 6

Porovnání hodnocených parametrů COP a trvání APN mezi skupinou mladších dětí, starších dětí a mladých dospělých

Charakteristika	Směr	Start	Medián	Dolní kvartil	Horní kvartil	Hodnota p
Maximální rychlost (%.s ⁻¹)	ML	Mladší	902.9	644.9	1261.1	0,750
		Starší	924.0	712.6	1034.9	
		Dospělí	1122.8	956.2	1317.3	
	AP	Mladší	367.8	248.6	503.1	0,532
		Starší	415.5	307.4	540.4	
		Dospělí	555.9	433.3	705.7	
Průměrná rychlost (%.s ⁻¹)	ML	Mladší	355.4	218.0	443.4	0,853
		Starší	356.7	245.1	466.6	
		Dospělí	353.1	289.7	447.8	
	AP	Mladší	122.7	78.3	210.2	0,480
		Starší	151.4	88.1	186.9	
		Dospělí	177.0	133.5	233.9	
Rozsah (%)	ML	Mladší	84.4	60.9	102.9	0,002
		Starší	100.2	81.1	118.6	
		Dospělí	122.7	111.7	132.6	
	AP	Mladší	26.5	19.8	39.7	0,760
		Starší	33.1	28.3	41.3	
		Dospělí	43.8	34.4	51.8	
Trvání (s)		Mladší	0.528	0.265	1.202	0,717
		Starší	0.521	0.321	1.084	
		Dospělí	0.693	0.416	1.088	

Poznámka. AP – anteroposteriorní, ML – mediolaterální, p = statistická signifikance

6 DISKUSE

APN hraje významnou roli při udržování posturální stability. Porucha anticipačních mechanismů může vést k instabilitě a zvýšenému riziku pádu (Horak, 2006). Anticipační mechanismy jsou řízeny CNS na základě očekávané velikosti a typu perturbace. Jsou ovlivněny individuálními zkušenostmi a procesem učení (Witherington et al., 2002). Každý pohyb představuje určitou formu posturální perturbace a vyvolává potřebu anticipačního přizpůsobení (Cesari et al., 2022; Rajachandrakumar et al., 2017). Cílem této práce bylo ověřit vliv vybraných faktorů na APN. Mezi vybrané faktory patřil typ motorické úlohy (přednožení, iniciace chůze, překrok přes překážku a výstup na schod), rychlost provedení pohybu, očekávatelnost startovacího signálu a věk.

Výsledky této studie ukázaly, že typ motorického úkolu, rychlost provedení pohybu a očekávatelnost perturbace mají signifikantně významný vliv na provedení APN. Z výsledků také vyšlo, že existuje signifikantní rozdíl mezi APN mladší věkové skupiny dětí (8 – 10 let) a dospělých. Přestože určité výsledky nebyly statisticky signifikantní, naznačují, že se zvyšujícím se věkem se zvyšuje stabilita v ML směru. Rozdíl byl patrný při porovnání dětí ve věku 8 – 10 let a kategorie mladých dospělých (18 – 25 let). Děti staršího věku (12 – 13 let) mají anticipační mechanismy vyvinuté na úrovni srovnatelné s mladými dospělými.

6.1 Efekt typu motorického úkolu

APN bývá často hodnoceno v souvislosti s pohybem horních končetin (Hay & Redon 1999; Liu et al., 2007; Witherington et al., 2002), při výponu (Cesari et al., 2022; Phanthanourak et al., 2016) či chůzi (Farinelli et al., 2021; Rajachandrakumar et al., 2017). Některé ze studií využívají jako zdroj vnější perturbace ze stropu zavěšené kyvadlo (Kaewmanee et al., 2020; Kanekar & Aruin, 2014a). V souladu s předchozími výzkumy bylo v této práci zjištěno, že složitější motorické úlohy vyžadují rychlejší a efektivnější APN pro udržení posturální stability (Farinelli et al., 2021; Kaewmanee et al., 2020; Phanthanourak et al., 2016). Stejně tvrzení podporuje i Rajachandrakumar et al. (2017). Kaewmanee et al. (2020) využili kyvadlo různé hmotnosti jako zdroj perturbace. Z výsledků jejich studie vyplývá, že velikost aktivity anticipačních svalů roste s velikostí předpokládané perturbace. Změny byly pozorovány také v rozsahu pohybu COP. Při menší velikosti předpokládané perturbace byl pozorován menší rozsah pohybu COP v AP směru v porovnání s větší velikostí předpokládané perturbace. Dalo by se říct, že větší hmotnost kyvadla představuje větší velikost perturbace, tedy složitější motorickou úlohu z hlediska anticipačních a kompenzačních mechanismů. Také Aruin a Latash

(1995) a Latash (2008) naznačují, že CNS generují APN s ohledem na velikost pohybu. Menší pohyby vyvolávají menší anticipační aktivitu (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011).

Porovnání motorické náročnosti přednožení, překonání překážky a výstupu na schody z biomechanického hlediska poskytuje pohled na různé aspekty pohybu, včetně rychlosti a rozsahu pohybu COP a posturální stability jako takové. V porovnání s iniciací chůze, překročením přes překážku a výstupem na schod má přednožení specifickou posturální náročnost, protože se jedná o statickou pozici, kde je vyžadováno udržení dlouhodobé stability na jedné dolní končetině (Torres-Oviedo & Ting, 2010; Van Dieën et al., 2015). Inicie chůze, překrok přes překážku a výstup na schod jsou dynamické pohyby, které vyžadují změnu polohy těla, a tím pádem i větší rozsah pohybu COP v AP směru (Di Giulio et al., 2020; Chen et al., 2008; Leppänen et al., 2016; Palluel et al., 2008). Z výše uvedených poznatků lze vyvodit, že náročnost úlohy souvisí s charakterem APN. Z výsledku této diplomové práce vyplývá, že při překračování přes překážku a výstupu na schod byla zaznamenána vyšší maximální rychlost pohybu COP v obou směrech ve srovnání s motoricky jednoduššími úlohami jako je například přednožení či chůze. Z výsledků této práce dále vyplývá, že rozsah pohybu COP v AP směru je menší u přednožení v porovnání s ostatními motorickými úlohami, což je v souladu s tvrzením autorů Kaewmanee et al. (2020), že menší velikost nadcházející perturbace vyvolává menší rozsah pohybu COP v AP směru. Tato zjištění podporují teorii, že vyšší náročnost motorického úkolu z hlediska dynamického provedení pohybu vyžaduje vyšší úroveň anticipace. To je v souladu se závěry autorů předchozích studií, kteří naznačují, že složitější pohyby vyžadující větší přesnost mají tendenci vyvolávat složitější APN (Arui & Latash, 1995; Latash, 2008; Rajachandrakumar et al., 2017).

Mnoho studií zkoumá vztah mezi APN a chůzí. Inicie chůze představuje pro udržení posturální stability náročný úkol, který zahrnuje správné načasování a provedení pohybu při přechodu z bipedálního na unipedální postavení (Honeine et al., 2016; Kimijanová et al., 2021). Stejnou či vyšší posturální náročnost vyžaduje překrok přes překážku či výstup na schod, kde je kromě provedení kroku vpřed nutno překonat výšku překážky či schodu. Většina předešlých studií zkoumajících APN při různých motorických úlohách se zabývá porovnáním mladších a starších dospělých (Bleuse et al., 2006; Hahn et al., 2005; Kanekar & Arui, 2014a; Kanekar & Arui, 2014b). Hahn et al. (2005) měřili APN u zdravých mladých dospělých, zdravých seniorů a seniorů s historií pádu během překroku přes překážku. Ve výsledcích jejich studie vyšla u zdravých dospělých maximální rychlost pohybu COP v ML směru průměrně 1,4 m/s a rozsah pohybu COP průměrně 3,9 cm v ML směru. Autoři studie při měření využili schod odpovídající 2,5 % tělesné výšky testovaných jedinců, což odpovídalo přibližně 5 cm. Testování jedinci motorickou úlohu vykonávali vlastním tempem. V naší studii byla překážka nastavena do výšky

1/3 délky preferované dolní končetiny (přibližně 30 cm). Rozdílná výška překážky a rychlost provedení motorické úlohy mohla ovlivnit získané výsledky. Honeine et al. (2016) hodnotili trvání APN před iniciací chůze u dospělých osob ve věku 21 – 41 let na základě EMG. Využili rozdílnou šířku stopy jako výchozí pozici (15 cm, 30 cm, 45 cm). Výsledky jejich studie prokázaly delší dobu trvání APN v porovnání s našimi výsledky. V naší studii byla výchozí pozice pro všechny motorické úlohy stoj na šířku pánve jedince (průměrně 24,5 cm). Rozdílný je i věk jedinců participujících v naší studii. Všechny tyto faktory mohly přispět k rozdílu ve výsledcích. Roli mohla hrát také rychlostí provedení pohybu. Více o vlivu rychlosti provedení motorického úkolu na APN bude popsáno v následujícím textu.

6.2 Efekt rychlosti provedení motorického úkolu

Výsledky této práce ukazují, že vyšší rychlost provedení pohybu má za následek vyšší maximální a průměrnou rychlost pohybu COP v obou směrech pohybu, což naznačuje, že rychlejší provedení pohybu vyžaduje dynamičtější anticipační aktivitu. Pokud jedinec začne ztrácet stabilitu a musí rychle reagovat na změny v posturální situaci, rychlost pohybu COP se zvýší v obou směrech (Masani et al., 2014). Při provedení úlohy vlastním tempem můžeme očekávat několik rozdílů, co se týče rychlosti a rozsahu pohybu COP během APN. V porovnání s rychlým provedením pohybu, které vyžaduje rychlou reakci a adaptaci na změny podmínek, může být rychlost pohybu COP při provedení úlohy vlastním tempem stabilnější a méně proměnlivá (Bouisset et al., 2000; Mochizuki et al., 2004).

Rychlost provedení motorické úlohy ovlivňuje také rozsah pohybu COP. Shiratori a Aruin (2007) uvádí, že rychlejší pohyb je spojen s větší amplitudou pohybu COP, protože rychlejší pohyby vyžadují větší odchylku pohybu COP pro udržení posturální stability. Při provedení úlohy vlastním tempem je rozsah pohybu COP menší a více kontrolovaný, protože jedinec má více času na přizpůsobení se a koordinaci pohybu (Shiratori & Aruin, 2007). K podobným výsledkům došli Rajachandrakumar et al. (2017) v souvislosti s iniciací chůze. Při pomalém provedení motorické úlohy byl ML posun COP výrazně menší než při provedení pohybu rychlým tempem. Ke stejným závěrům došli autoři Seuthe et al. (2024), kteří zjistili signifikantní korelaci mezi rychlostí chůze a ML posunu COP u pacientů s PD během DT (iniciace chůze v kombinaci s kognitivní úlohou). Tyto poznatky jsou v souladu s výsledky naší studie. Při rychlejším provedení motorických úloh byl rozsah pohybu COP větší v ML i AP směru v porovnání s provedením vlastním tempem.

Pokud jedinec dokáže efektivně udržet posturální stabilitu, rozsah pohybu COP bude relativně malý (Carpenter et al., 2010; Murnaghan et al., 2011). Vyšší rychlost pohybu COP naznačuje rychlou reakci na změny ve stabilní situaci, zatímco větší rozsah pohybu COP ukazuje

na zhoršenou posturální stabilitu (Pineda et al., 2020; Shiratori & Aruin, 2007). Baldrige a King (2020) popisují, že využití hodnocení rychlosti pohybu COP se zdá být vhodnějším nástrojem než hodnocení rozsahu pohybu COP při sledování posturální stability na silové plošině. Autoři naznačují, že změny rychlosti pohybu COP jsou citlivější na proměnlivé podmínky než změny rozsahu pohybu COP při měření předložení na rovné a šikmé plošině.

Rychlost provedení motorické úlohy může ovlivnit také trvání APN, to znamená dobu aktivace anticipačního mechanismu. Z výsledků naší studie vyplývá, že vyšší rychlost provedení pohybu vede ke kratšímu trvání anticipační přípravy. To je v souladu s předpokladem, že rychlost pohybu ovlivňuje trvání APN. Rychlé provedení motorických úloh vyžaduje kratší trvání APN, protože je zapotřebí rychlejší reakci na změny podmínek v porovnání s provedením úlohy vlastním tempem. Organismus se může adaptovat na různé rychlosti provedení motorické úlohy prostřednictvím změn v reakčních mechanismech a stabilizačních strategiích (Ito et al, 2003). Při provedení úlohy vlastním tempem má jedinec více času na reakci a adaptaci na pohybové požadavky úlohy, což může vést k prolongované aktivaci anticipačních mechanismů (Shiratori & Aruin, 2007). Některé další výzkumy naznačují, že vyšší rychlost pohybu vyžaduje větší anticipační aktivitu svalů (Yoshida et al., 2008). Výše zmíněné studie používají k hodnocení trvání APN výsledky EMG měření.

Celkově lze očekávat, že provedení úlohy vlastním tempem bude charakterizováno pomalejší rychlostí, menším rozsahem pohybu COP a delším trváním APN ve srovnání s rychlým provedením pohybu.

6.3 Efekt typu startovacího signálu

V kontextu motorických úloh je očekávatelný signál takový, který je předem signalizován nebo očekáván testovaným jedincem. Definovat očekávatelnost je však poměrně problematické. V některých studiích je očekávatelnost perturbace dávana do souvislosti se zrakovou kontrolou (Esposti et al., 2017; Kanekar & Aruin, 2014a; Mohapatra & Aruin, 2013; Mohapatra et al., 2012). Kanekar a Aruin (2014a) stimulovali perturbaci s využitím kyvadla. Jako očekávatelnou perturbaci popsali situaci se zrakovou kontrolou, zatímco neočekávatelná situace nastala vyloučením zrakové kontroly. Došli k výsledkům, že během druhé situace došlo k opožděné aktivaci trupových svalů a svalů dolních končetin a minimálnímu anticipačnímu posunu COP v porovnání s očekávatelnou perturbací. Výsledky naznačují, že v případě neočekávatelné perturbace přebírají roli spíše kompenzační mechanismy, nelze tedy mluvit pouze o zapojení APN. V jiných studiích je vliv očekávatelnosti perturbace na APN dáván do souvislosti s velikostí perturbace (Kaewmanee et al., 2020; Xie & Wang, 2019). V těchto

případech však vliv očekávatelnosti není tak podstatný, dalo by se hovořit spíše o vlivu typu motorického úkolu v závislosti na velikosti perturbace.

V naší studii byla neočekávatelnost stimulována neznámou dobou startovacího signálu. Na základě výsledků bylo prokázáno, že neočekávatelný startovací signál má za následek větší rozsah pohybu COP, což naznačuje, že neočekávatelnost začátku pohybu vyžaduje větší aktivaci anticipačních mechanismů. Tento výsledek je v souladu s autory Santos et al. (2010a; 2010b). Člověk se za podmínek, při kterých pohyb vykonává samovolně nebo očekává začátek perturbace, dokáže na destabilizační pohyb lépe a efektivněji připravit než za situace, ve které perturbace přijde neočekávaně. Při neočekávatelném startovacím signálu se kromě APN musí více zapojit i kompenzační posturální mechanismy (Cesari et al., 2022; Mohapatra & Aruin, 2015; Santos et al., 2010a). Předchozí studie naznačují, že očekávatelnost signálu může mít významný vliv na APN. Když jedinec očekává startovací signál v určitý čas, může se lépe připravit na následný pohyb a anticipovat potenciální změny v posturálním nastavení. Naopak, neočekávaný signál vede k vyvolání rychlejší a intenzivnější reakce, aby byla zachována stabilita (Cesari et al., 2022; Farinelli et al., 2021). Tato dynamika mezi očekávatelností a neočekávaností startovacího signálu poskytuje prostor pro další výzkum v oblasti APN.

Z výsledků naší studie vyplývá, že hodnoty rychlosti pohybu COP i rozsahu pohybu COP v obou směrech se ukázaly být nižší při samovolném zahájení aktivity a očekávatelném signálu, v porovnání s měřením při neočekávatelném signálu. Z toho lze poukázat na fakt, že pokud má člověk více času na přípravu na destabilizační pohyb, je tato anticipační aktivita efektivnější. S anticipačními mechanismy se můžeme setkávat ve všedních situacích běžného života, například při přecházení silnice na přechodu pro chodce. Člověk při čekání na přechodu pro chodce dokáže předpokládat, kdy se rozsvítí zelená podle pozorování probíhajícího provozu (automobily, dlouhodobé čekání). Dokáže tedy podvědomě vytvořit a načasovat anticipační svalovou aktivitu ve chvíli, kdy očekává, že se objeví zelený signál. Naše svaly jsou tedy anticipačně předem aktivovány, abychom byli připraveni na pohyb vpřed, jakmile se semafor rozsvítí zeleně. Tyto adaptace přispívají k efektivnějšímu zachování posturální stability během následného pohybu vpřed a snížení náročnosti pohybu (Cesari et al., 2022; Farinelli et al., 2021). Stejně tak se anticipační mechanismy uplatňují i při zvedání těžkých předmětů, při kterém anticipační aktivita stabilizačního svalstva předchází vědomému pohybu končetin (Jover et al., 2010; Kaewmanee et al., 2022; Schmitz et al., 1999). Anticipační mechanismy se mohou uplatňovat i při neočekávatelných situacích, při kterých tělo reaguje rychle a automaticky pro zachování stability. APN jsou však méně efektivní z hlediska většího rozsah pohybu COP a větší aktivity zapojených svalů. Při neočekávaných situacích velkou část role APN přebírají kompenzační mechanismy (Cesari et al., 2022; Santos et al., 2010a).

6.4 Efekt věku

Studie naznačují, že děti mají nižší schopnost anticipace a horší posturální kontrolu, než mladí dospělí. To může být způsobeno nedostatečnou zkušeností s různými pohybovými úlohami a nedostatečnou zralostí sensorických a motorických systémů (Sá et al., 2018; Witherington et al., 2002). Ze získaných výsledků naší studie lze konstatovat, že efekt věku lze pozorovat jen u ML rozsahu pohybu COP, a to pouze při porovnání mladší věkové kategorie dětí (od 8 do 10 let) a dospělých. K závěrům, že APN dětí do 8 let neodpovídá kvalitě APN dospělých došli také Palluel et al. (2008). Tito autoři ve své studii využili odlišnou variantu přednožení, tedy stoj na jedné dolní končetině s elevovanou dolní končetinou extendovanou v kolenním kloubu. Stejně tak jako vyplývá z výsledků předchozích studií, Palluel et al. (2008) konstatují, že kolem dvanáctého roku života dítěte jsou již APN srovnatelné s APN dospělých osob. Tyto výsledky jsou v souladu s předchozími poznatky o vývoji CNS z hlediska posturální stability (Ghanbarzadeh et al., 2022; Schmitz & Assaiante, 2002; Witherington et al., 2002). Jak uvádí Rajachandrakumar et al. (2017), při chůzi je pro udržení stability pohyb COP v ML směru rozhodující, zatímco pohyb COP v AP směru je důležitější pro postup vpřed. Také Kimijanová et al. (2021) popisují, že pohyb COP v AP směru je spojen s motorickou aktivitou jako takovou, zatímco pohyb COP podél ML osy je spjat spíše s posturální stabilitou.

Některé předchozí studie hodnotily APN u dětí mladších 8 let. Většina z nich popisuje zpoždění anticipační svalové aktivity u dětí v porovnání s dospělými (Girolami et al., 2010; Shiratori et al., 2016; Schmitz et al., 2002; Witherington et al., 2002). Witherington et al. (2002) naznačují, že u 4 – 5 letých dětí lze před samotným pohybem pozorovat anticipační aktivitu, ačkoliv nástup APN je často opožděnější v porovnání s dospělými. V naší studii byly zapojeny děti ve věku 8 – 13 let, u kterých nebyl prokázán signifikantně významný rozdíl v době trvání APN v porovnání s dospělými. Lze předpokládat, že u dětí mladších 8 let je CNS méně zralá, je tedy možné, že by byl rozdíl v době trvání APN signifikantně významný při testování dětí mladších 8 let. Girolami et al. (2010) hodnotili APN dětí ve věku 7 – 16 let během pohybu horních končetin. Popisují rozdíly v nástupu APN mezi dětmi ve věku 7 – 9 let a 12 – 16 let. V mladší skupině byl zaznamenán pomalejší nástup APN v porovnání se skupinou starší. V naší studii byly motorické úlohy zaměřeny na pohyb dolních končetin. Pohyb horních končetin v souvislosti s APN nebyl předmětem této diplomové práce. Výše uvedené studie také hodnotily trvání APN na základě měření svalové aktivity. Tyto zmíněné faktory mohly ovlivnit rozdíl mezi výsledky naší studie v porovnání s předchozími studiemi. Na rozdíl od předchozích studií, ve výsledcích naší práce není signifikantně významný rozdíl mezi dětmi ve věku 8 – 10 let, 12 – 13 let a dospělými jedinci. Dá se předpokládat, že signifikantní rozdíly by byly nalezeny při testování dětí mladších 8 let,

u kterých jsou struktury CNS méně vyvinuty a stále dozrávají (Schmitz & Assaiante, 2002; Witherington et al., 2002).

6.5 Přínos pro praxi

Schopnost CNS tvořit APN má zásadní vliv na posturální stabilitu před nadcházejícími perturbacemi. Anticipační mechanismus hraje klíčovou roli v běžném životě, protože pomáhá udržovat posturální stabilitu při každodenních činnostech (například při chůzi nebo při zvedání těžkých předmětů). Napomáhá efektivnějšímu provedení volního pohybu a slouží jako prevence pádu a úrazů (Jover et al., 2010; Kaewmanee et al., 2022; Rajachandrakumar et al., 2017; Seuthe et al., 2024).

Naše testování umožnilo analýzu parametrů APN. Z naměřených dat lze detailně popsat časové a prostorové charakteristiky APN. Pomocí iniciace pohybu COP je možné stanovit dobu trvání APN. Dále je možné analyzovat rozsah a rychlost pohybu COP v různých směrech. Získané výsledky umožňují charakterizovat změny v APN za proměnlivých podmínek. Výhodou tohoto testování je snadná příprava a krátká doba testování.

Znalost mechanismů APN může pomoci fyzioterapeutům lépe diagnostikovat problémy s posturální stabilitou a vytvářet terapeutické jednotky, zaměřené na aktivaci posturálních svalů v rámci rehabilitace po zranění či při posturální instabilitě u osob s patologickými procesy v CNS. Tyto vědomosti mají své opodstatnění i u zdravých jedinců, u kterých mohou sloužit jako preventivní opatření ke snížení rizika pádu a poranění. Důležitá je také edukace pacientů, protože informovaní pacienti mají lepší předpoklad ke spolupráci během jednotlivých terapeutických intervencí i k domácí autoterapii.

6.6 Limity práce

Výsledky studie této práce mohou být omezeny menším vzorkem a jednodušším experimentálním designem. Pro zlepšení kvality výzkumu by bylo možné zapojit větší počet testovaných osob a zahrnout další sledované parametry k lepšímu porozumění složitým mechanismům, které ovlivňují APN. Do této práce by také mohla být zařazena skupina dětí mladších než 8 let z hlediska vývoje CNS a plánovacích procesů. Pro ucelenější popis APN by bylo také vhodné využít více metod k hodnocení pohybu, měření na silové plošině by bylo vhodné doplnit především o hodnocení svalové aktivity. Dalším limitujícím faktorem této studie je genderová nevyváženost skupin, především v kategorii mladých dospělých jedinců, kde převažuje počet žen.

7 ZÁVĚRY

Cílem této diplomové práce bylo posoudit vliv vybraných faktorů na provedení anticipačního posturálního nastavení při různých motorických úlohách na základě dat ze silové plošiny. Mezi vybrané faktory patřil typ motorické úlohy (přednožení, iniciace chůze, překrok přes překážku, výstup na schod), rychlost provedení motorické úlohy, očekávatelnost startovacího signálu a věk.

Na základě výsledků této práce lze vyvodit následující závěry:

- Typ motorického úkolu a typ startovacího signálu mají statisticky významný vliv na provedení APN dospělých jedinců.
- Vyšší rychlost provedení motorické úlohy má za následek vyšší rychlost pohybu COP během APN, stejně tak jako vyšší rozsah pohybu COP během APN a delší trvání APN při srovnání s provedením úlohy preferovaným tempem u dospělých jedinců.
- Efekt věku na APN je statisticky významný pouze pro hodnoty rozsahu pohybu COP v ML směru při porovnání dětí ve věku 8 až 10 let a mladých dospělých.

8 SOUHRN

Hlavním cílem této diplomové práce bylo ověřit vliv různých faktorů na provedení anticipačního posturálního nastavení (APN) při vykonávání vybraných motorických úloh.

V teoretické části jsou shrnuty poznatky týkající se posturální kontroly a jejího řízení. Dále je zpracován ontogenetický vývoj, faktory a možnosti terapie posturální stability. V dalších kapitolách je zpracována problematika APN jako významného mechanismu ovlivňujícího posturální stabilitu, včetně vývoje, řízení a faktorů ovlivňujících APN. Poslední část teoretických poznatků je věnována využití APN v rehabilitaci a možnostech využití znalostí APN v klinické praxi.

Praktická část diplomové práce popisuje průběh výzkumu a jeho výsledky. Do výzkumu bylo zapojeno 29 dětí ve věkovém rozmezí 8 – 13 let a 30 mladých dospělých jedinců ve věku 18 – 25 let. Výzkum byl proveden na silových plošinách v laboratoři rovnováhy Katedry přírodních věd v kinantropologii FTK UP v Olomouci. Mezi vybrané motorické úlohy patřilo přednožení, iniciace chůze, překrok přes překážku a výstup na schod.

Z výsledků této studie vyplývá, že typ motorické úlohy ovlivňuje provedení APN. Motoricky jednodušší úkoly vyžadují méně intenzivní aktivaci APN v porovnání s úlohami, které jsou posturálně či koordinačně náročnější. Z výsledků také vyplývá, že schopnost vytvořit APN je přítomná již v dětském věku, avšak efektivita anticipačních mechanismů během vývoje jedince roste. U dětí ve věku 8 – 10 let je sensorický a nervový systém stále ve vývoji. To může vést k menší přesnosti a koordinaci sensorických informací, které jsou potřebné pro efektivní APN ve srovnání s mladými dospělými. Věk má na APN při porovnání dětských a dospělých věkových kategorií pouze omezený vliv. APN více ovlivňují faktory jako je očekávatelnost perturbace či rychlost provedení motorické úlohy.

9 SUMMARY

The main aim of this thesis was to investigate the influence of different factors on the performance of anticipatory postural adjustments (APA) in selected motor tasks.

The theoretical part summarizes the findings related to postural control and its management. The ontogenetic development, factors and treatment options for postural stability are also discussed. In the following chapters, the issue of APA as an important mechanism influencing postural stability is discussed, including the development, control and factors affecting APA. The last part of the theoretical background describes the use of APA in rehabilitation and the possibilities of applying APA knowledge in clinical practice.

The practical part of the thesis describes the course of the research and its results. In the research, there were included 29 children aged 8 to 13 years and 30 young adults aged 18 to 25 years. The research was carried out using two force platforms in the balance laboratory of the Department of Natural Sciences in Kinanthropology of the Faculty of Physical Culture of Palacky University. The selected motor tasks included single-leg stance, gait initiation, obstacle crossing and stair climbing.

The results of this study suggest that the type of motor task influences the performance of APA. Easier motor tasks require less intensive activation of the APA compared to tasks that are more posturally or coordination demanding. The results also suggest that the ability to form an APA is present in childhood, but the effectiveness of anticipatory mechanisms increases during an individual's development. In children aged 8 to 10 years, the sensory and nervous systems are still developing. This may lead to less accuracy and coordination of sensory information that is required for effective APA compared to young adults. Age has only a limited effect on APN when comparing child and adult ages. APA is more influenced by factors such as the expectancy of perturbation or the speed of execution of the motor task.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adkin, A. L., Frank, J. S., Carpenter, M. G., & Peysar, G. W. (2002). Fear of falling modifies anticipatory postural control. *Experimental brain research*, 143(2), 160–170. <https://doi.org/10.1007/s00221-001-0974-8>
- Ambler, Z., Potužník, P., & Polívka, J. (2023). *Základy neurologie* (Osmé, aktualizované a doplněné vydání). Galén.
- Arghavani, H., Zolaktaf, V., & Lenjannejadian, S. (2020). 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*, 32(9), 1757–1765. <https://doi.org/10.1007/s40520-019-01358-5>
- Aruin A. S. (2003). The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustments. *Motor control*, 7(3), 264–277. <https://doi.org/10.1123/mcj.7.3.264>
- Aruin A. S. (2016). Enhancing anticipatory postural adjustments: A novel approach to balance rehabilitation. *Journal of novel physiotherapies*, 6(2), 144. <https://doi.org/10.4172/2165-7025.1000e144>
- Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental brain research*, 106(2), 291–300. <https://doi.org/10.1007/BF00241125>
- Aruin, A. S., Kanekar, N., & Lee, Y. J. (2015). Anticipatory and compensatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis in response to external perturbations. *Neuroscience letters*, 591, 182–186. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2015.02.050>
- Assaiante, C., Mallau, S., Viel, S., Jover, M., & Schmitz, C. (2005). Development of postural control in healthy children: A functional approach. *Neural plasticity*, 12(2-3), 109–272. <https://doi.org/10.1155/NP.2005.109>
- Assaiante, C., Woollacott, M., & Amblard, B. (2000). Development of postural adjustment during gait initiation: kinematic and EMG analysis. *Journal of motor behavior*, 32(3), 211–226. <https://doi.org/10.1080/00222890009601373>
- Baldrige, J. C. & King, A. C. (2020). Center of pressure position and velocity control during single leg standing on sloped surfaces. *International journal of exercise science: Conference Proceedings*, 2(12).
- Barlaam, F., Fortin, C., Vaugoyeau, M., Schmitz, C., & Assaiante, C. (2012). Development of action representation during adolescence as assessed from anticipatory control in a bimanual load-lifting task. *Neuroscience*, 221, 56–68. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2012.06.062>

- Bax, A. M., Johnson, K. J., Watson, A. M., Adkin, A. L., Carpenter, M. G., & Tokuno, C. D. (2020). The effects of perturbation type and direction on threat-related changes in anticipatory postural control. *Human movement science, 73*, 102674. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102674>
- Bernstein, N.A. (1967) *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Press.
- Bhardwaj, S., Negi, V., & Vashista, V. (2022). Vibratory cue training elicits anticipatory postural responses to an external perturbation. *Experimental brain research, 240*(4), 1105–1116. <https://doi.org/10.1007/s00221-022-06313-x>
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Błażkiewicz, M., Wiszomirska, I., Kaczmarczyk, K., & Wit, A. (2018). Types of falls and strategies for maintaining stability on an unstable surface. *Medycyna pracy, 69*(3), 245–252. <https://doi.org/10.13075/mp.5893.00639>
- Bleuse, S., Cassim, F., Blatt, J. L., Labyt, E., Derambure, P., Guieu, J. D., & Defebvre, L. (2006). Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait & posture, 24*(2), 203–210. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.09.001>
- Boucher, J. A., Preuss, R., Henry, S. M., Nugent, M., & Larivière, C. (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, 41*, 66–76. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.04.006>
- Bouisset, S., & Do, M. C. (2008). Posture, dynamic stability and voluntary movement. *Clinical neurophysiology, 38*(6), 345–362. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.10.001>
- Bouisset, S., Richardson, J., & 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, 132*(1), 79–86. <https://doi.org/10.1007/s002219900228>
- Caronni, A., & Cavallari, P. (2009). Anticipatory postural adjustments stabilise the whole upper-limb prior to a gentle index finger tap. *Experimental brain research, 194*(1), 59–66. <https://doi.org/10.1007/s00221-008-1668-2>
- Carpenter, M. G., Murnaghan, C. D., & Inglis, J. T. (2010). Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. *Neuroscience, 171*(1), 196–204. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2010.08.030>

- Cavallari, P., Bolzoni, F., Bruttini, C., & Esposti, R. (2016). The organization and control of intra-limb anticipatory postural adjustments and their role in movement performance. *Frontiers in human neuroscience*, *10*, 525. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00525>
- Cesari, P., Piscitelli, F., Pascucci, F., & Bertucco, M. (2022). Postural threat influences the Coupling Between Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to an external perturbation. *Neuroscience*, *490*, 25–35. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2022.03.005>
- Cignetti, F., Chabeauti, P. Y., Sveistrup, H., Vaugoyeau, M., & Assaiante, C. (2013). Updating process of internal models of action as assessed from motor and postural strategies in children. *Neuroscience*, *233*, 127–138. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2012.12.040>
- Cignetti, F., Vaugoyeau, M., Decker, L. M., Grosbras, M. H., Girard, N., Chaix, Y., Péran, P., & Assaiante, C. (2018). Brain network connectivity associated with anticipatory postural control in children and adults. *Cortex: A journal devoted to the study of the nervous system and behavior*, *108*, 210–221. <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2018.08.013>
- Curuk, E., Lee, Y., & Aruin, A. S. (2019). Individuals with stroke use asymmetrical anticipatory postural adjustments when counteracting external perturbations. *Motor control*, *23*(4), 461–471. <https://doi.org/10.1123/mc.2018-0083>
- Curuk, E., Lee, Y., & Aruin, A. S. (2020). Individuals with stroke improve anticipatory postural adjustments after a single session of targeted exercises. *Human movement science*, *69*, 102559. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.102559>
- De Azevedo, A. K., Claudino, R., Conceição, J. S., Swarowsky, 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*, *11*(5), 0155012. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155012>
- De Graaf-Peters, V. B., Bakker, H., van Eykern, L. A., Otten, B., & Hadders-Algra, M. (2007). Postural adjustments and reaching in 4- and 6-month-old infants: an EMG and kinematical study. *Experimental brain research*, *181*(4), 647–656. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0964-6>
- De Zeeuw, C. I., & Ten Brinke, M. M. (2015). Motor learning and the cerebellum. *Cold Spring Harbor perspectives in biology*, *7*(9). <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a021683>
- Dessery, Y., Barbier, F., Gillet, C., & Corbeil, P. (2011). Does lower limb preference influence gait initiation?. *Gait & posture*, *33*(4), 550–555. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.01.008>

- Dewar, R., Love, S., & Johnston, L. M. (2015). Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: A systematic review. *Developmental medicine and child neurology*, 57(6), 504–520. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12660>
- Di Giulio, I., Reeves, N. D., Roys, M., Buckley, J. G., Jones, D. A., Gavin, J. P., Baltzopoulos, V., & Maganaris, C. N. (2020). Stair gait in older adults worsens with smaller step treads and when transitioning between level and stair walking. *Frontiers in sports and active living*, 2, 63. <https://doi.org/10.3389/fspor.2020.00063>
- Dylevský, I. (2021). *Klinická kineziologie a patokineziologie*, 2. díl. Grada Publishing.
- Esposti, R., Bruttini, C., Bolzoni, F., & Cavallari, P. (2017). Anticipatory postural adjustments associated with reaching movements are programmed according to the availability of visual information. *Experimental brain research*, 235(5), 1349–1360. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-4898-3>
- Farinelli, V., Bolzoni, F., Marchese, S. M., Esposti, R., & Cavallari, P. (2021). A novel viewpoint on the anticipatory postural adjustments during gait initiation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.709780>
- Farinelli, V., Palmisano, C., Marchese, S. M., Strano, C. M. M., D'Arrigo, S., Pantaleoni, C., Ardisson, A., Nardocci, N., Esposti, R., & Cavallari, P. (2020). Postural control in children with cerebellar ataxia. *Applied Sciences*, 10(5), 1606. <https://doi.org/10.3390/app10051606>
- Ghanbarzadeh, A., Azadian, E., Majlesi, M., Jafarnejadgero, A. A., & Akrami, M. (2022). Effects of task demands on postural control in children of different Ages: A cross-sectional study. *Applied Sciences*, 12(1). <https://doi.org/10.3390/app12010113>
- Girolami, G. L., Shiratori, T., & Aruin, A. S. (2010). Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. *Experimental brain research*, 205(2), 153–165. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2347-7>
- Girolami, G. L., Shiratori, T., & Aruin, A. S. (2011). Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. *Journal of electromyography and kinesiology*, 21(6), 988–997. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.08.013>
- Haan, J. (2020). Strengthen your balance. *Hulst Jepsen Physical Therapy*.
- Hadders-Algra M. (2010). Variation and variability: Key words in human motor development. *Physical therapy*, 90(12), 1823–1837. <https://doi.org/10.2522/ptj.20100006>
- Hadders-Algra, M., & Carlberg, E. B. (2008). *Postural control: A key issue in developmental disorders*. Mac Keith Press.

- Hahn, M. E., Farley, A. M., Lin, V., & Chou, L. S. (2005). Neural network estimation of balance control during locomotion. *Journal of biomechanics*, *38*(4), 717–724. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.012>
- Hall, K. J., Van Ooteghem, K., & McIlroy, W. E. (2023). Emotional state as a modulator of autonomic and somatic nervous system activity in postural control: a review. *Frontiers in neurology*, *14*, 1188799. <https://doi.org/10.3389/fneur.2023.1188799>
- Hay, L., & Redon, C. (1999). Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. *Experimental brain research*, *125*(2), 153–162. <https://doi.org/10.1007/s002210050670>
- Hedberg, A., Carlberg, E. B., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2005). Development of postural adjustments in sitting position during the first half year of life. *Developmental medicine and child neurology*, *47*(5), 312–320. <https://doi.org/10.1017/s0012162205000605>
- Hedberg, A., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2004). Postural adjustments due to external perturbations during sitting in 1-month-old infants: evidence for the innate origin of direction specificity. *Experimental brain research*, *157*(1), 10–17. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1811-z>
- Henry, M., & Baudry, S. (2019). Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of neurophysiology*, *122*(2), 525–538. <https://doi.org/10.1152/jn.00067.2019>
- Honeine, J. L., Schieppati, M., Crisafulli, O., & Do, M. C. (2016). The neuro-mechanical processes that underlie goal-directed medio-lateral APA during gait Initiation. *Frontiers in human neuroscience*, *10*, 445. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00445>
- 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*, *35*(2). <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Hwang, J. A., Bae, S. H., Do Kim, G., & Kim, K. Y. (2013). The effects of sensorimotor training on anticipatory postural adjustment of the trunk in chronic low back pain patients. *Journal of physical therapy science*, *25*(9), 1189–1192. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1189>
- Chen, B., Lee, Y. J., & Aruin, A. S. (2015). Anticipatory and compensatory postural adjustments in conditions of body asymmetry induced by holding an object. *Experimental brain research*, *233*(11), 3087–3096. <https://doi.org/10.1007/s00221-015-4377-7>
- Chen, B., Lee, Y. J., & Aruin, A. S. (2018). Standing on a sliding board affects generation of anticipatory and compensatory postural adjustments. *Journal of electromyography and kinesiology*, *38*, 168–174. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.12.008>

- Chen, H. L., Lu, T. W., Wang, T. M., & Huang, S. C. (2008). Biomechanical strategies for successful obstacle crossing with the trailing limb in older adults with medial compartment knee osteoarthritis. *Journal of biomechanics*, *41*(4), 753–761. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.11.017>
- Choudhury, S., Charman, T., Bird, V., & Blakemore, S. J. (2007). Development of action representation during adolescence. *Neuropsychologia*, *45*(2), 255–262. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2006.07.010>
- Ito, T., Azuma, T., & Yamashita, N. (2003). Anticipatory control in the initiation of a single step under biomechanical constraints in humans. *Neuroscience letters*, *352*(3), 207–210. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2003.09.002>
- Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). External postural perturbations induce multiple anticipatory postural adjustments when subjects cannot pre-select their stepping foot. *Experimental brain research*, *179*(1), 29–42. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0763-5>
- Jacobs, J. V., Nutt, J. G., Carlson-Kuhta, P., Stephens, M., & Horak, F. B. (2009). Knee trembling during freezing of gait represents multiple anticipatory postural adjustments. *Experimental neurology*, *215*(2), 334–341. <https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2008.10.019>
- Janura, M., Bizovská, L., Svoboda, Z., & Klein, T. (2023). *Posturální stabilita*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janura, M., Bizovska, L., Svoboda, Z., Cerny, M., & Zemkova, E. (2017). Assessment of postural stability in stable and unstable conditions. *Acta of bioengineering and biomechanics*, *19*(4), 89–94.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Johnson, C., Hallemans, A., Goetschalckx, M., Meyns, P., Rameckers, E., Klingels, K., & Verbecque, E. (2023). Psychometric properties of functional postural control tests in children: A systematic review. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, *66*(4), 101729. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2022.101729>
- Jover, M., Schmitz, C., Bosdure, E., Chabrol, B., & Assaiante, C. (2006). Anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task in children with Duchenne muscular dystrophy. *Neuroscience letters*, *403*(3), 271–275. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2006.04.054>
- Jover, M., Schmitz, C., Centelles, L., Chabrol, B., & Assaiante, C. (2010). Anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task in children with developmental coordination

- disorder. *Developmental medicine and child neurology*, 52(9), 850–855.
<https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03611.x>
- Kaewmanee, T., Liang, H., & Aruin, A. S. (2020). Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. *Experimental brain research*, 238(10), 2207–2219. <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05883-y>
- Kaewmanee, T., Liang, H., & Aruin, A. S. (2022). The effect of predictability of the perturbation magnitude on anticipatory and compensatory postural adjustments during a bimanual load-lifting task. *Journal of motor behavior*, 54(5), 567–576.
<https://doi.org/10.1080/00222895.2021.2024491>
- Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2014a). Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. *Age*, 36(3), 9621. <https://doi.org/10.1007/s11357-014-9621-8>
- Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2014b). The effect of aging on anticipatory postural control. *Experimental brain research*, 232(4), 1127–1136.
<https://doi.org/10.1007/s00221-014-3822-3>
- Kapandji, A. I. (2019). *The physiology of the joints* (7th edition). Handspring Publishing.
- Khanmohammadi, R., Talebian, S., Hadian, M. R., Olyaei, G., & Bagheri, H. (2015). Preparatory postural adjustments during gait initiation in healthy younger and older adults: Neurophysiological and biomechanical aspects. *Brain research*, 1629, 240–249.
<https://doi.org/10.1016/j.brainres.2015.09.039>
- Kimijanová, J., Bzdúšková, D., Hirjaková, Z., & Hlavačka, F. (2021). Age-related changes of the anticipatory postural adjustments during gait initiation preceded by vibration of lower leg muscles. *Frontiers in human neuroscience*, 15.
<https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.771446>
- Klous, M., Mikulic, P., & Latash, M. L. (2011). Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. *Journal of neurophysiology*, 105(5), 2275–2288. <https://doi.org/10.1152/jn.00665.2010>
- Kobesova, A., & Kolar, P. (2014). Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. *Journal of bodywork and movement therapies*, 18(1), 23–33. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.04.002>
- Koshino, Y., Samukawa, M., Chida, S., Okada, S., Tanaka, H., Watanabe, K., Chijimatsu, M., Yamanaka, M., & Tohyama, H. (2020). Postural stability and muscle activation onset during double- to single-leg stance transition in flat-footed individuals. *Journal of sports science & medicine*, 19(4), 662–669.

- Krishnan, V., & Aruin, A. S. (2011). Postural control in response to a perturbation: Role of vision and additional support. *Experimental brain research*, 212(3), 385–397. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2738-4>
- Krishnan, V., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2012a). Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. *Neuroscience letters*, 506(2), 256–260. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2011.11.018>
- Krishnan, V., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2012b). Feedforward postural control in individuals with multiple sclerosis during load release. *Gait & posture*, 36(2), 225–230. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.022>
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement* (2nd ed). Human Kinetics.
- Latash, M. L. (2018). Muscle coactivation: definitions, mechanisms, and functions. *Journal of neurophysiology*, 120(1), 88–104. <https://doi.org/10.1152/jn.00084.2018>
- Lee, H., Han, S., & Hopkins, J. T. (2022). Altered visual reliance induced by stroboscopic glasses during postural control. *International journal of environmental research and public health*, 19(4), 2076. <https://doi.org/10.3390/ijerph19042076>
- Lee, N. G., You, J. S. H., Yi, C. H., Jeon, H. S., Choi, B. S., Lee, D. R., Park, J. M., Lee, T. H., Ryu, I. T., & Yoon, H. S. (2018). Best core stabilization for anticipatory postural adjustment and falls in hemiparetic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 99(11), 2168–2174. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.01.027>
- Leppänen, M., Pasanen, K., Kujala, U. M., Vasankari, T., Kannus, P., & Äyrämö, S. (2016). Biomechanical analysis of single-leg standing: comparison between anterior cruciate ligament-injured and non-injured individuals. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(1), 108-115.
- Liu, W. Y., Zaino, C. A., & McCoy, S. W. (2007). Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. *Pediatric physical therapy*, 19(3), 188–195. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31812574a9>
- Lomond, K. V., Jacobs, J. V., Hitt, J. R., DeSarno, M. J., Bunn, J. Y., & 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: Official journal of the North American Spine Society*, 15(4), 596–606. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.10.020>
- Magalhães, G. V., Razuk, M., Vieira, L. A., & Rinaldi, N. M. (2022). Postural control performance of active and inactive older adults assessed through postural tasks with different levels of difficulty. *Motriz: Revista de Educacao Fisica*, 28. <https://doi.org/10.1590/S1980-657420220015421>

- Maki, B.E. (2009). Postural Strategies. In: M. D. Binder, N. Hirokawa, & U. Windhorst (Eds.) *Encyclopedia of Neuroscience* (pp. 3222–3227). Springer.
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, *46*(2), 239-248.
- Mancini, M., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Chiari, L., & Horak, F. B. (2009). Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: an accelerometer-based approach. *European journal of neurology*, *16*(9), 1028–1034. <https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2009.02641.x>
- Manto, M., Bower, J. M., Conforto, A. B., Delgado-García, J. M., Da Guarda, S. N., Gerwig, M., Habas, C., Hagura, N., Ivry, R. B., Mariën, P., Molinari, M., Naito, E., Nowak, D. A., Oulad Ben Taib, N., Pelisson, D., Tesche, C. D., Tilikete, C., & Timmann, D. (2012). Consensus paper: Roles of the cerebellum in motor control – the diversity of ideas on cerebellar involvement in movement. *Cerebellum*, *11*(2), 457–487. <https://doi.org/10.1007/s12311-011-0331-9>
- Marchese, S. M, Farinelli, V., Bolzoni, F., Esposti, R., & Cavallari, P. (2020). Overview of the cerebellar function in anticipatory postural adjustments and of the compensatory mechanisms developing in neural dysfunctions. *Applied Sciences*, *10*(15). <https://doi.org/10.3390/app10155088>
- Masani, K., Vette, A. H., Abe, M. O., & Nakazawa, K. (2014). Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. *Gait & posture*, *39*(3), 946–952. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.008>
- Massion, J., Ioffe, M., Schmitz, C., Viallet, F., & Gantcheva, R. (1999). Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: Normal and pathological aspects. *Experimental brain research*, *128*(1-2), 229–235. <https://doi.org/10.1007/s002210050842>
- Mille, M. L., Hilliard, M. J., Martinez, K. M., Simuni, T., Zhang, Y., & 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*, *33*(2), 88–95. <https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e3181a3360d>
- Mohapatra, S., & Aruin, A. S. (2013). Static and dynamic visual cues in feed-forward postural control. *Experimental brain research*, *224*(1), 25–34. <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3286-2>

- Mohapatra, S., Krishnan, V., & Aruin, A. S. (2012). The effect of decreased visual acuity on control of posture. *Clinical neurophysiology*, *123*(1), 173–182. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.06.008>
- Mochizuki, G., Ivanova, T. D., & Garland, S. J. (2004). Postural muscle activity during bilateral and unilateral arm movements at different speeds. *Experimental brain research*, *155*(3), 352–361. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1732-x>
- Morasso P. (2022). Integrating ankle and hip strategies for the stabilization of upright standing: An intermittent control model. *Frontiers in computational neuroscience*, *16*. <https://doi.org/10.3389/fncom.2022.956932>
- Murnaghan, C. D., Horslen, B. C., Inglis, J. T., & Carpenter, M. G. (2011). Exploratory behavior during stance persists with visual feedback. *Neuroscience*, *195*, 54–59. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.08.020>
- Nashner, L. M. (2009). Balance and Posture Control. In L. R. Squire (Ed.) *Encyclopedia of Neuroscience* (pp. 21-29). Academic Press.
- Palluel, E., Ceyte, H., Olivier, I., & Nougier, V. (2008). Anticipatory postural adjustments associated with a forward leg raising in children: effects of age, segmental acceleration and sensory context. *Clinical neurophysiology*, *119*(11), 2546–2554. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.08.001>
- Park, S. H., Lee, K., Lockhart, T., & Kim, S. (2011). Effects of sound on postural stability during quiet standing. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *8* (67). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-67>
- Patchay, S., & Gahéry, Y. (2003). Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy adults. *Gait & posture*, *18*(1), 85–94. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00167-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00167-4)
- Pereira, S., Silva, C. C., Ferreira, S., Silva, C., Oliveira, N., Santos, R., Vilas-Boas, J. P., & Correia, M. V. (2014). Anticipatory postural adjustments during sitting reach movement in post-stroke subjects. *Journal of electromyography and kinesiology*, *24*(1), 165–171. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.10.001>
- Phanthanourak, A. L., Cleworth, T. W., Adkin, A. L., Carpenter, M. G., & Tokuno, C. D. (2016). The threat of a support surface translation affects anticipatory postural control. *Gait & posture*, *50*, 145–150. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.031>
- Pilz, F., Vill, K., Rawer, R., Bonfert, M., Tacke, M., Heussinger, N., Müller-Felber, W., & Blaschek, A. (2022). Mechanography in children: Pediatric references in postural control. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, *22*(4), 431–454.

- Pineda, R. C., Krampe, R. T., Vanlandewijck, Y., & Van Biesen, D. (2020). Reliability of center of pressure excursion as a measure of postural control in bipedal stance of individuals with intellectual disability: A pilot study. *PLoS one*, *15*(10). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0240702>
- Piscitelli, D., Falaki, A., Solnik, S., & Latash, M. L. (2017). Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. *Experimental brain research*, *235*(3), 713–730. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4835-x>
- Rajachandrakumar, R., Fraser, J. E., Schinkel-Ivy, A., Inness, E. L., Biasin, L., Brunton, K., McIlroy, W. E., & Mansfield, A. (2017). Atypical anticipatory postural adjustments during gait initiation among individuals with sub-acute stroke. *Gait & posture*, *52*(1), 325–331. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.12.020>
- Roncesvalles, M. N., Woollacott, M. H., & Jensen, J. L. (2001). Development of lower extremity kinetics for balance control in infants and young children. *Journal of motor behavior*, *33*(2), 180–192. <https://doi.org/10.1080/00222890109603149>
- Russo, Y., & Vannozzi, G. (2021). Anticipatory postural adjustments in forward and backward single stepping: Task variability and effects of footwear. *Journal of biomechanics*, *122*. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110442>
- Sá, C. D. S. C., Boffino, C. C., Ramos, R. T., & Tanaka, C. (2018). Development of postural control and maturation of sensory systems in children of different ages a cross-sectional study. *Brazilian journal of physical therapy*, *22*(1), 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.10.006>
- Saether, R., Helbostad, J. L., Riphagen, I. I., & Vik, T. (2013). Clinical tools to assess balance in children and adults with cerebral palsy: a systematic review. *Developmental medicine and child neurology*, *55*(11), 988–999. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12162>
- Saito, H., Yamanaka, M., Kasahara, S., & Fukushima, J. (2014). Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Human movement science*, *37*, 69–86. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.07.001>
- Santos, M. J., & Aruin, A. S. (2008). Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Experimental brain research*, *184*(4), 547–559. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1123-9>
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010a). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal*

- of *electromyography and kinesiology*, 20(3), 388–397.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.006>
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010b). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *Journal of electromyography and kinesiology*, 20(3), 398–405.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.01.002>
- Seuthe, J., Heinzl, A., Hulzinga, F., Ginis, P., Zeuner, K. E., Deuschl, G., D'Cruz, N., Nieuwboer, A., & Schlenstedt, C. (2024). Towards a better understanding of anticipatory postural adjustments in people with Parkinson's disease. *PloS one*, 19(3), e0300465.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0300465>
- Shams, A., Vameghi, R., Shamsipour Dehkordi, P., Allafan, N., & Bayati, M. (2020). The development of postural control among children: Repeatability and normative data for computerized dynamic posturography system. *Gait & posture*, 78, 40–47.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.03.002>
- Shiratori, T., & Aruin, A. (2007). Modulation of anticipatory postural adjustments associated with unloading perturbation: effect of characteristics of a motor action. *Experimental brain research*, 178(2), 206–215. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0725-y>
- Shiratori, T., Girolami, G. L., & Aruin, A. S. (2016). Anticipatory postural adjustments associated with a loading perturbation in children with hemiplegic and diplegic cerebral palsy. *Experimental brain research*, 234(10), 2967–2978.
<https://doi.org/10.1007/s00221-016-4699-0>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2017). *Motor control: translating research into clinical practice* (Fifth edition). Wolters Kluwer.
- Schmid, M., Conforto, S., Lopez, L., Renzi, P., & D'Alessio, T. (2005). The development of postural strategies in children: a factorial design study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2, 29. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-29>
- Schmitz, C., & Assaiante, C. (2002). Developmental sequence in the acquisition of anticipation during a new co-ordination in a bimanual load-lifting task in children. *Neuroscience letters*, 330(3), 215–218. [https://doi.org/10.1016/s0304-3940\(02\)00590-6](https://doi.org/10.1016/s0304-3940(02)00590-6)
- Schmitz, C., Martin, N., & Assaiante, C. (1999). Development of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task in children. *Experimental brain research*, 126(2), 200–204. <https://doi.org/10.1007/s002210050729>
- Schmitz, C., Martin, N., & Assaiante, C. (2002). Building anticipatory postural adjustment during childhood: a kinematic and electromyographic analysis of unloading in children from 4

- to 8 years of age. *Experimental brain research*, 142(3), 354–364.
<https://doi.org/10.1007/s00221-001-0910-y>
- Slijper, H., Latash, M. L., Rao, N., & Aruin, A. S. (2002). Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clinical neurophysiology*, 113(5), 642–655. [https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(02\)00041-x](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(02)00041-x)
- Tomita, H., Fukaya, Y., Honma, S., Ueda, T., Yamamoto, Y., & Shionoya, K. (2010). Anticipatory postural muscle activity associated with bilateral arm flexion while standing in individuals with spastic diplegic cerebral palsy: A pilot study. *Neuroscience letters*, 479(2), 166–170.
<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.05.059>
- Tsao, H., & Hodges, P. W. (2007). Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Experimental brain research*, 181(4), 537–546.
<https://doi.org/10.1007/s00221-007-0950-z>
- Uemura, K., Yamada, M., Nagai, K., Tanaka, B., Mori, S., & 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*, 35(2), 282–286.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.100>
- Vallis, L. A., & McFadyen, B. J. (2005). Children use different anticipatory control strategies than adults to circumvent an obstacle in the travel path. *Experimental brain research*, 167(1), 119–127. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0054-6>
- Van Balen, L. C., Dijkstra, L. J., & Hadders-Algra, M. (2012). Development of postural adjustments during reaching in typically developing infants from 4 to 18 months. *Experimental brain research*, 220(2), 109–119. <https://doi.org/10.1007/s00221-012-3121-9>
- Van der Fits, I. B., Klip, A. W., van Eykern, L. A., & Hadders-Algra, M. (1999a). Postural adjustments during spontaneous and goal-directed arm movements in the first half year of life. *Behavioural brain research*, 106(1-2), 75–90. [https://doi.org/10.1016/s0166-4328\(99\)00093-5](https://doi.org/10.1016/s0166-4328(99)00093-5)
- Van der Fits, I. B., Otten, E., Klip, A. W., Van Eykern, L. A., & Hadders-Algra, M. (1999b). The development of postural adjustments during reaching in 6- to 18-month-old infants. Evidence for two transitions. *Experimental brain research*, 126(4), 517–528.
<https://doi.org/10.1007/s002210050760>
- Van Dieën, J. H., Van Leeuwen, M., & Faber, G. S. (2015). Learning to balance on one leg: motor strategy and sensory weighting. *Journal of neurophysiology*, 114(5), 2967–2982.
<https://doi.org/10.1152/jn.00434.2015>
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II. část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4.

- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed). John Wiley.
- Witherington, D. C., Von Hofsten, C., Rosander, K., Robinette, A., Woollacott, M. H., & Bertenthal, B. I. (2002). The Development of Anticipatory Postural Adjustments in Infancy, *Infancy*, 3(4).
- Wu, J., Ulrich, D. A., Looper, J., Tiernan, C. W., & Angulo-Barroso, R. M. (2008). Strategy adoption and locomotor adjustment in obstacle clearance of newly walking toddlers with Down syndrome after different treadmill interventions. *Experimental brain research*, 186(2), 261–272. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1230-7>
- Xie, L., & Wang, J. (2019). Anticipatory and compensatory postural adjustments in response to loading perturbation of unknown magnitude. *Experimental brain research*, 237(1), 173–180. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5397-x>
- Yiou, E., Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P., & Honeine, J. L. (2017). Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World journal of orthopedics*, 8(11), 815–828. <https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i11.815>
- Yiou, E., Deroche, T., Do, M. C., & Woodman, T. (2011). Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion. *European journal of applied physiology*, 111(4), 611–620. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1680-7>
- Yoshida, S., Nakazawa, K., Shimizu, E., & Shimoyama, I. (2008). Anticipatory postural adjustments modify the movement-related potentials of upper extremity voluntary movement. *Gait & posture*, 27(1), 97–102. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.02.006>

11 PŘÍLOHY

11.1 Příloha 1. Seznam zkratek

AICC	Akaikeho informační kritérium s korekcí Hurvicha a Tsaie
AP	Anteroposteriorní
APA	Anticipatory postural adjustments
APN	Anticipační posturální nastavení
ASA	Anticipační úprava synergických pohybů (anticipatory synergy adjustment)
CMP	Cévní mozková příhoda
CNS	Centrální nervová soustava
COG	Centre of gravity
COM	Těžiště (centre of mass)
COP	Působiště reakční síly (centre of pressure)
CPA	Kompenzační posturální úpravy (compensatory postural adjustment)
Dom	Dominantní
DT	Dual task úloha
EMG	Elektromyografie
FTK	Fakulta tělesné kultury
m.	musculus
MABC-2	Test motoriky pro děti (Movement Assessment Battery for Children – 2 nd edition)
ML	Mediolaterální
NeDom	Nedominantní
PD	Parkinsonova choroba
RS	Roztroušená skleróza
ST	Single task úloha
UP	Univerzita Palackého
vGRF	Vertikální složka celkové reakční síly podložky

11.2 Příloha 2. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Genius loci

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne **21. 11. 2023** byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: Bc. Kateřina Junková

s názvem **Hodnocení anticipačního posturálního nastavení dětí a dospělých ve spojitosti s vybranými motorickými úlohami**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **109/2023**
dne: **30. 11. 2023**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

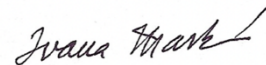
Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

11.3 Příloha 3. Potvrzení o překladu abstraktu a souhrnu

Potvrzení o anglickém překladu

Potvrzuji, že jsem Bc. Kateřině Junkové nar. 20. 04. 1998, bytem Říčky 47, Orlické Podhůří, 56201 zhotovila odborný překlad abstraktu a souhrnu diplomové práce “Hodnocení anticipačního posturálního nastavení dětí a dospělých ve spojitosti s vybranými motorickými úlohami”.



PhDr. Ivana Marková
Mozartova 29
Olomouc 779 00

V Olomouci dne 26. 4. 2024