

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie



Autor: Bc. Petr Jukeš

Kognitivní aspekty dýchání a lokomoce

Diplomová práce

Vedoucí práce: Doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D

Olomouc 2017

Anotace

Název práce v ČJ: Kognitivní aspekty dýchání a lokomoce

Název práce v AJ: Cognitive aspects of breathing and locomotion

Datum zadání: 31. 01. 2016

Datum odevzdání: 15. 05. 2017

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Petr Jukeš

Vedoucí práce: Doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Smyslem předkládané práce je kriticky přezkoumat platnost prastaré empirie, deklarující reciprocitu mezi kognicí, dýcháním a lokomocí. Za účelem objektivizace vzájemných vztahů bylo sestaveno 6 etap charakteru dual-task, které následovaly současný trend přiblížit testované situace reálným podmínkám (prostá chůze, chůze doprovázená hudbou ve smyslu RAS/non-RAS, chůze během kognitivně laděného rozhovoru ve smyslu odčítání čísla 7 od náhodně zvoleného trojciferného čísla/zpětného výčtu abecedy od náhodně zvoleného písmene, chůze za vědomé modifikace respirace ve smyslu prodloužení výdechu). S využitím motorizovaného pásu se zabudovanými tlakovými senzory byly hodnoceny kvantitativní změny chůze, definované baterií 14 parametrů. Experiment byl orientován na mladé, zdravé dospělé, přičemž naměřen byl vzorek čítající 50 jedinců o shodném zastoupení obou pohlaví. Ačkoli byl v průběhu jednotlivých etap odhalen statisticky významný vývoj některých proměnných, jeho nevelký rozsah zároveň koreloval s vysokou kapacitou systému zdravého člověka. Navzdory skutečnosti, že odlišná míra interference na interneuronové síti odpovídá rozdílnému charakteru konkurenčních úkolů, konvenční pohled na chůzi coby samočinný lokomoční mechanismus, který se nachází pod minimálním vlivem kognitivních procesů či respirace, lze ve světle závěrů aktuální výzkumné činnosti jednotně označit za obsolentní.

Abstrakt v AJ:

The purpose of the presented thesis is to critically examine the validity of ancient knowledge that declares a reciprocity among cognition, breathing and locomotion. Six stages of dual-task character were put together to prove the general validity of mutual relations that followed contemporary trend of bringing test situations closer to real conditions (simple walk, walk accompanied by music in RAS/non-RAS sense, walk during cognitively focused conversation in character of subtraction of number 7 from randomly chosen three-digit number/backward reciting of alphabet from randomly chosen letter, walk during conscientious modification of respiration with prolonged exhalation. Changes in gait performance defined by 14 parameters were evaluated using a treadmill with built-in pressure sensors. The experiment included 50 young, fit adults, males and females equally. Although a statistically significant evolution of some parameters was discovered, its minor range simultaneously correlated with high system capacity of a healthy individual. Despite the fact that a different degree of interference on interneuron network corresponds with different character of concurrent tasks, according to conclusions of actual research activity, a conventional perspective of gait as an automatic locomotive mechanism can be cohesively regarded as obsolete.

Klíčová slova v ČJ: chůze, chodící pás, kognice, duální úkol, dýchání, hudba, odečítání, mladí dospělí

Klíčová slova v AJ: gait, treadmill, cognition, dual-task, breathing, music, subtraction, young adults

Rozsah: 107 stran

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením Doc. MUDr. Aloise Kroboty, Ph.D a využil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 15. 05. 2017

Podpis

Na tomto místě bych rád poděkoval Doc. MUDr. Aloisovi Krobotovi, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady, jimiž položil základní kameny pro vznik této práce, jakožto i vstřícnost a inspiraci v průběhu studia. Poděkování patří také Doc. MUDr. Pavlovi Stejskalovi, CSc., MUDr. Jiřímu Poděbradskému, PhDr. Radaně Poděbradské, Ph.D., Mgr. et Mgr. Petře Bastlové, Ph.D., Mgr. Radku Mlíkovi Ph.D. a Bc. Claře Lewitové, jež významně ovlivnili mé vědění, nejen z pohledu kineziologie a léčebné rehabilitace. Děkuji rovněž Bc. Veronice Šípové, která se aktivně podílela na realizaci výzkumné části i všem účastníkům experimentu a především mé rodině a blízkým, za dlouhodobou podporu během studia.

Obsah

Úvod	8
1 Teoretická východiska	10
1. 1 Klíčové aspekty motorické kontroly.....	10
1. 1. 1 Náhled do historie.....	10
1. 1. 2 Variabilita pohybu a problém motorické redundance	11
1. 1. 3 Architektura mozku – konektom a interneuronové sítě.....	13
1. 1. 4 Teorie motorické kontroly	14
1. 1. 5 Vzájemnost neuroplasticity, motorického učení a pohybové paměti	18
1. 1. 6 Senzoricko-percepčně-motorická integrace	20
1. 1. 7 Feed-back a feed-forward model	21
1. 2 Reciprocita posturální stabilizace, lokomoce, dýchání a kognice	22
1. 2. 1 Lokomoce a chůze „krok za krokem“	22
1. 2. 1. 1 Posturální stabilizace systému ve vertikále	23
1. 2. 1. 2 Fáze a timing krokového cyklu	24
1. 2. 1. 3 Řízení chůze z pohledu konceptu CPG	25
1. 2. 1. 4 Chůze a threadmill.....	27
1. 2. 1. 5 Analýza chůze.....	30
1. 2. 2 Dýchání a „superfunkce“ bránice	30
1. 2. 2. 1 Mechanika dýchání ve vztahu k posturální stabilizaci	30
1. 2. 2. 2 Strukturální předpoklady	31
1. 2. 2. 3 Funkční propojení.....	33
1. 2. 3 Okno do poznání kognice	36
1. 2. 3. 1 Význam exekutivních funkcí, pozornosti a pracovní paměti	37
1. 2. 3. 2 Chůze a kognitivní funkce ve světle režimu dual-task	39
1. 2. 3. 3 Muzikofilie	40
2 Cíle a hypotézy	42
3 Metodika výzkumu	44

3. 1 Charakteristika testovaného souboru.....	44
3. 2 Organizace a průběh měření	44
3. 3 Statistické zpracování dat	47
4 Výsledky.....	48
4. 1 Testování hypotéz H_01/H_{A1} až H_014/ H_{A14}	48
4. 2 Souhrn významných výsledků.....	61
5 Diskuse	63
5. 1 Diskuse k etapě G2/G3	64
5. 1 Diskuse k etapě G4/G5	67
5. 2 Diskuse k etapě G6	72
5. 3 Další výzkumná činnost v této oblasti.....	74
5. 4 Limity, pozitiva a možnosti rozvoje předkládané práce.....	76
5. 5 Úskalí studia biologického pohybu	79
Závěr.....	81
Referenční seznam.....	82
Seznam zkratk.....	99
Seznam tabulek.....	101
Seznam obrázků.....	102
Seznam grafů	103
Seznam příloh	104
Přílohy	105

Úvod

Lidská úspěšnost na „šachovnici“ evoluce je dána jedinečným pohybovým a myšlenkovým nadáním. Smysluplný pohyb je neodmyslitelnou součástí života, přičemž klid je nezbytné vnímat coby relativní linii, kolem které oscilují stálé dynamické děje. Ve smyslu lidského bytí jsou bezpochyby ústředními zevními pohybovými projevy dýchání a lokomoce. Tyto ve vzájemně těsných souvislostech provází člověka po celou dobu existence, čímž je také dán jejich stěžejní význam z pohledu funkčního potenciálu a zdraví jedince, o kterém vypovídá široké spektrum odborných textů, výzkumné činnosti a léčebných technik jim zasvěcených.

Pohyb, obdobně jako myšlenka, je projekcí kognice. Nevšední dokonalost motoricko-kognitivní koordinace, lze spatřit v každé všední situaci, kdy blízké či zdánlivě nesouvisející činnosti probíhají ve vzájemné harmonii. Z pohledu kineziologie představují potom atleti, tanečníci, zpěváci, malíři, hudebníci a zejména guru dávných východních učen (Yoga, Tai Chi, Chi Gung) mistry pohybového vyjádření kognice. Pro svou nepoddajnost, která odpovídá morfologické i funkční spletnosti tohoto stále tajemného světa, byla tematika motoricko-kognitivní interakce donedávna buď zcela opomíjena či přinejmenším zanedbávána. Je to však právě studium této odvrácené, slovy Lurija „romantické“ polokoule lidského mozku, jenž může strnulému kurzu západní medicíny navrátit celostní přístup ke člověku, vést k porozumění vlastnímu „já“ a odhalení věčného tajemství duše. Objevování reciprocity mezi motorikou a kognicí, jakožto provázaných součástí celku jest nově vznikající, z pohledu další výzkumné činnosti nanejvýš atraktivní oblastí, vzbuzující mnoho nezodpovězených otázek. Inovativní metody technologií biomechanické analýzy zároveň vytvářejí adekvátní podmínky pro realizaci tomuto účelu věnovanému experimentu, splňujícímu principy vědy či medicíny založené na důkazech.

Podstatou teoretického kompéria je shrnout aktuální poznatky neurofyziologie, orientované na kaskádu aspektů motorické kontroly a vzájemnost posturální stabilizace, lokomoce, dýchání a kognice. Třebaže genialita staronových pojmů a teorií, sehrávajících klíčovou roli ve vývoji chápání pohybu proniká na jeviště klinické praxe pozvolna až v době současné, jedná se pouze o rozvoj doposud plně nedoceneného vědění velkých myslitelů minulosti.

Kvintesencí části experimentální je, skrze hodnocení kvantitativních změn stereotypu chůze, nepřímo objektivizovat motoricko-kognitivní neurální střet během specifických,

běžnému životu blízkých situací a tímto kriticky přezkoumat prastarou empirii tří, vzájemně se podpírajících pilířů kognice, dýchání a lokomoce.

Z celkového počtu 273 zdrojů bylo s využitím databází EBSCO, PubMed, Scopus, ScienceDirect a ResearchGate nalezeno 220 relevantních článků, z toho 57 studií blízkých plánovanému výzkumu. Vybrané budou zahrnuty jako podklad teoretického souhrnu, případně zakomponovány coby součást závěrečné diskuse. Jako klíčová slova byla zvolena „cognition, dual-task, multi-task, gait, locomotion, treadmill, breathing, respiration, music, acoustic stimulation, subtraction, counting backward, young adults“.

Vyhledávání a zpracování zdrojů prostupovalo celým obdobím vzniku práce, tedy od června 2016 do dubna 2017, z čehož na realizaci experimentu připadal časový úsek září až prosinec 2016.

1 Teoretická východiska

1. 1 Klíčové aspekty motorické kontroly

1. 1. 1 Náhled do historie

Vznik pohybu a vzájemné vztahy mezi motorikou člověka a její kontrolou fascinují vědce a filosofy napříč historií lidstva.

Pythagoras definuje pohyb coby vývoj metafyzických čísel. V téže době Heracleitos („ten, který věří v pohyb“) prosazuje myšlenku, že pozorovat lze pouze trajektorii těles, nikoli tělesa samotná. Platón označuje pohyb za unikátní schopnost umožňující přesun duše. Aristoteles pohlíží na pohyb jakožto kvantitativní či kvalitativní změnu těles. Náhled na pohyb pak zvlášť významně ovlivnil Galén, který si byl vědom, že volní pohyb tělesných segmentů vzniká coby produkt spolupráce párových svalů (Latash, 2008b, pp. 19–20).

Ztělesnění renesance, Leonarda da Vinci, jehož příspěvek v oblasti umění, vědy a filosofie je nezměrný, lze nazvat prvním vědcem západního světa, který se cíleně zabývá anatomii, zejména pak funkční anatomii svalů lidí i zvířat. R. Descartes uvádí, že duše umístěná v epifýze zodpovídá za procesy, jež bychom nyní označili jako kognitivní, zatímco tělo podléhá její vůli a přírodním zákonům. G. A. Borelli („otec biomechaniky“) dále provádí mnoho studií se zaměřením na svaly a jejich činnost ve statických i dynamických podmínkách, v nichž spojuje tehdejší znalosti fyziky a fyziologie (Latash, 2008b, pp. 21–22).

Třebaže v čele s I. Newtonem se problematikou komunikace duše a těla zabývá spousta významných fyziků, existenci elektrických proudů v neurální tkáních objevuje až L. Galvani. Jeho výzkum posléze rozšiřuje zakladatel elektromyografie (EMG) E. DuBois-Reymond (Latash, 2008b, p. 22).

Nadcházející období lze po stránce kineziologie trefně nazvat „stoletím žáby a fotografií“. E. F. W. Pflüger se zabývá významem míchy a popisuje komplexnost spinálních reflexů u decerebrovaných zvířat. I. M. Sechenov doplňuje, že elektrické procesy vedou nejen k excitaci, ale také k inhibici. V návaznosti na objev fotografie, dokládají ve své knize „*The Mechanics of Human Walking Aparatus*“ význam pozorování a analýzy pohybu bratři Weberovi, na které dále navazují E. J. Marey, Ch. W. Braune, O. Fischer a H. L. F. von Helmholtz. R. S. Woodworth odkazuje na variabilitu motorického provedení, zdůrazňuje význam percepce a nepřímo poukazuje na kombinaci kontrolních modelů feed-back a feed-forward (Latash, 2008b, pp. 23–25).

Pod lavinou dalších jmen patří bezpochyby k nejvýznamnějším I. P. Pavlov („král fyziologie“) a Ch. Scherington („otec neurofyziologie“). Pavlov razí teorii funkčního nervového systému a setu vrozených reflexů, který se na základě zkušeností dále vyvíjí. Scherington zavádí termín synapsí a hypotézu interneuronových sítí. Předkládá myšlenku aktivní inhibice v rámci CNS a svalové reflexy uvádí nikoli ve světle neměnných zabudovaných odpovědí, ale spíše na podkladě sensorických informací laditelných mechanismů. Studium lokomoce přivádí v téže době T. G. Browna k názoru, že komplexní rytmický pohyb je produkován na míšní úrovni prostřednictvím centrálních generátorů, bez nutnosti sensorického vstupu. Zaujetí samotnou hnací silou pohybu, přináší A. W. Hill, W. O. Fenn a W. P. Lombard nové poznatky o vlastnostech svalového vlákna. Pojmy Hillova rovnice, Fennův efekt a Lombardův paradox pouze zčásti zastřešují jejich rozsáhlý výzkum (Latash, 2008b, pp. 25–29).

Mezi početné, stále ohromující inovace, jež do oblasti motorické kontroly vnáší N. A. Bernstein patří zejména vývoj kimocyklografie. V návaznosti na bezpočet výzkumů zaměřených na kinematickou analýzu, se aktivně zabývá otázkou variability pohybu a motorické redundance, přičemž také otevírá bránu do světa synergií. Jeho obsáhlá kniha „*On the Construction of Movement*“ naneštěstí dosud nebyla přeložena do angličtiny. Na Bernsteinovu práci v současné době navazuje M. L. Latash, zakladatel „*International Society of Motor Control*“ (Latash, 2008b, pp. 29–35).

1. 1. 2 Variabilita pohybu a problém motorické redundance

Elementárním rysem biologického systému je schopnost adaptability, tedy účelného utváření individuálních odchylek. Ve vztahu k biotickým a zejména abiotickým podmínkám jsou pak zachovávány odchylky prospěšné a ničeny neúčinné. Důsledkem je vznik nahodilých kvantitativních změn ve struktuře a funkci, které byť sebemenší, významně mění postavení organismu v přírodě. Tento proces se nazývá přírodním výběrem (Vančata, 2003, s. 22). Jinými slovy je biodiverzita, čili variabilita druhů, pouze vyjádřením různého stupně odlišností druhu stejného (Darwin, 2007, s. 18). Živé organismy jsou mimo utváření rozličných odchylek uzpůsobeny k tzv. chování s pamětí. Vyjma okamžitých reakcí si tedy zároveň zálohují i signální vstupy z minulosti (Zrzavý, Loužek, 2009, s. 168).

Opustíme-li evoluční vyjádření variability, je tato vlastnost rovněž přirozenou součástí adaptabilního pohybu. Každá motorická dovednost a kvalita jejího provedení není ničím jiným, než odrazem variabilního poměru a optimálního či neoptimálního vyvážení mezi mobilitou a stabilitou. Variabilita má rovněž přímý vztah k fenoménu motorického učení

(1. 1. 5b), kdy proměnlivý způsob realizace při zachování kvality, reflektuje nejvyšší úroveň preciznosti a efektivity pohybu (Stergiou, Harbourne, Cavanaugh, 2006, pp. 120–121).

Hypotetická možnost variabilního provedení pohybu k dosažení téhož cíle se označuje jako motorická redundance (Park et al., 2010, p. 119). Tato vlastnost odpovídá stupňům volnosti (DOF) participujících segmentů. Schopnost prakticky realizovat úkol různými způsoby je pak označována termínem motorická ekvivalence (Latash, 2008a, p. 200).

Pro uskutečnění přirozeného volního pohybu má systém k dispozici několik málo až mnoho řešení, jež odpovídají konkrétnímu zapojení neuro-motorických map. Požadavky definované vstupem, tedy nutně nedefinují jednoznačné vzory pro výstup (Latash, Gorniak, Zatsiorsky, 2008, p. 1). Zaměříme-li pozornost pro příklad na jemnou motoriku akra horní končetiny (HK), jež z pohledu pohybového nadání dosahuje pomyslného vrcholu konstrukčních zázraků přírody, zjistíme, že počet prstů, kloubů, svalů, motorických jednotek (MJ), jakožto i kapacita neuronů a interneuronových spojů, dalece přesahují absolutní počet prvků nezbytných pro řešení úkolů, jimž je člověk v průběhu života vystaven. Nadbytečnost prvků na jednotlivých etážích řízení bývá nazývána jako problém motorické redundance (Latash, Scholz, Schöner, 2007, pp. 2–5).

Bernstein, původce víceúrovňové hierarchie a systémové teorie motorické kontroly (1. 1. 4b), navrhuje snížení DOF spojením dílčích prvků do skupin. V této souvislosti vůbec poprvé dochází k použití termínu synergie (Klous, Danna Dos Santos, Latash, 2010, p. 467; Muratori et al., 2013, p. 95; Van Der Steen, Bongers, 2011, p. 411). Dodnes působivými zůstávají Bernsteinovy studie kinematické analýzy pohybu profesionálního kováře či pianisty, z jejichž závěrů vyplývá, že navzdory rozdílné trajektorii participujících segmentů v průběhu opakovaných úderů/úhozů, dopadají kladivo/prsty vždy na též místo (Kay, Turvey, Meijer, 2003, p. 38; Latash, 2008b, pp. 32–33).

Dle Latashe jsou synergie, určující kovarianci mezi jednotlivými prvky, klíčem k adaptabilitě a variabilitě, vymezující pohybové možnosti systému. Nelze je chápat jako prostředek eliminace redundantních DOF, jako spíše nástroj stabilního provedení motorického úkolu. Na základě principu abundance není tedy žádoucí DOF coby základní stavební kameny synergií redukovat (Danna-dos-Santos et al., 2007, p. 534; Latash, 2010, p. 3; Van Der Steen, Bongers, 2011, p. 412).

Navzdory mnoha teoriím, které vznikají v souvislosti s motorickou kontrolou (1. 1. 4), stále neuspokojivě objasněným zůstává mechanismus, jakým centrální nervový systém (CNS) vybírá jediné řešení z nepřeborného množství ekvivalentních variant (Latash, Gorniak, Zatsiorsky, 2008, p. 1).

1. 1. 3 Architektura mozku – konektom a interneuronové sítě

Lidský CNS sestává ze stovek miliard neuronů, které propojeny v rámci relativně malého počtu funkčních sítí, jsou kvintesencí veškerého chování organismu. Živelnou krásu tohoto systému se věda pokouší zachytit již po staletí (Toga et al., 2012 pp. 1–6). Výsledkem rozsáhlého studia je názvoslovný zmatek, pro lajka zcela neovládnutelný, pro odborníka zasvěceného do oblasti neuroanatomie zvládnutelný s obtížemi (Koukolík, 2012, ss. 13–20).

Přestože do značné míry fiktivní, poskytuje aspoň základní orientaci v mozkové kůře Brodmannova architektonická mapa z roku 1909, která ji na základě rozdílnosti typů nervových buněk a jejich uspořádání člení na 52 oblastí. Ačkoli jsou k dispozici schémata mnohem přesnější a podrobnější, zůstává patrně právě pro svou přehlednost a jednoduchost toto původní zpracování stále hojně využívané. Hranice korových polí jsou ve skutečnosti daleko méně určité, interindividuálně rozdílné, na úrovni jedince pak ve smyslu hemisfér odlišné latero-laterálně a na podkladě fenoménu neuroplasticity (1. 1. 5a) též do jisté míry dynamicky proměnlivé. Kůra lidského mozku je tedy zrovna tak, ne-li více jedinečná a charakteristická jako otisky prstů (Koukolík, 2012, ss. 13–20).

Navzdory intenzivnímu úsilí, vloženému do objasnění struktury a funkce nervových systémů, nebyla kompletní mapa konektivity neurálních sítí pro jakýkoli živočišný druh (s výjimkou červa, *Caenorhabditis elegans*) doposud sestavena (Lichtman, Livet, Sanes, 2008, pp. 417–422). Vezmeme-li v úvahu extrémní složitost strukturálního uspořádání, najmě funkčního zapojení lidského mozku, navzdory primárnímu zaměření zůstávají mapy člověka řídké prozkoumané a inkompletní (Toga et al., 2012 pp. 1–6).

Pro ucelený popis interneuronových sítí tvořících lidský mozek, zavádí Sporns pojem konektom. Toto označení vychází ze skutečnosti, že axon každého neuronu v jedné oblasti, se po určitém kurzu či trajektorii vztahuje k oblasti jiné (Sporns, Tononi, Kötter, 2005, p. 1).

Z anatomického hlediska reprezentuje konektom soubor všech začátků a ukončení axonů, jejich trajektorií i vzájemných vztahů. Jinými slovy je vyjádřením kompletního prostorové propojení nervových drah mozku. Výsledné funkční sítě využívající tyto anatomické substráty, mohou však zahrnovat mnohonásobná překrývání a přepojení v rámci integrace informací mezi odlišnými částmi mozku. Na tomto principu vzniká nezměrný počet lokálních i široce distribuovaných obvodů mimořádné složitosti (Toga et al., 2012 pp. 1–6).

Lidská konektomie zkoumá strukturální organizaci neuronových cest i jejich funkční vlastnosti v rámci interneuronových sítí, za účelem vymezení celostní architektury mozku (Toga et al., 2012 pp. 1–6). S využitím DTI traktografie (diffusion tensor imaging, DTI), výpočetní metody zobrazující dráhy i integritu tkáně, byla mozková kůra rozdělena na 78

oblastí. Každá představuje vrchol sítě, přičemž dva vrcholy jsou považovány za propojené, překračuje-li pravděpodobnost jejich vzájemných spojů určenou statistickou mez (Gong et al. 2009, pp. 524–525). V dohledné době je myšlenka komplexního konektomu byt' jediného lidského mozku pouhou abstrakcí (Toga et al., 2012 pp. 1–6). Studium architektiky a funkčního propojení mozku nicméně přináší nové zásadní informace, klíčové pro další rozvoj chápání procesů kognitivních (1. 2. 3) (Koukolík, 2012, ss. 13–20). Z poněkud filosofického hlediska se korová síť mozku podobá sítím malého světa, což je obecný název pro komplexní sítě biologické, ekonomické i sociální (Strogatz, 2001, p. 8).

1. 1. 4 Teorie motorické kontroly

Teorie motorické kontroly představují sadu abstraktních, vzájemně provázaných hypotéz řízení pohybu, jež vykrystalizovaly v průběhu studia motorické kontroly. Příčinu jisté názorové nejednotnosti, jež přetrvává i v dobách vědy založené na důkazech vystihuje svým výrokiem J. H. Poincare. „*Věda je vystavená z faktů, stejně jako dům je vystaven z kamení. Pouhé nahromadění faktů však není o nic více vědou, než hromada kamení domem. Stejně kameny lze pak použít pro výstavbu rozdílných domů, obdobně jako totožná fakta mohou být interpretovaná za vzniku odlišných hypotéz*“ (Miller, Spoolman, 2012, p. 32). Uvedené teorie lze tedy pokládat za pravdivé, přičemž jejich platnost je spíše otázkou konkrétní situace či úhlu pohledu (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 8–9).

a) Reflexní teorie

Ve své knize „*The Integrative Action of the Nervous System*“, uvádí Sherrington reflex coby základní stavební blok každé události biologického systému. Komplexní chování organismu potom popisuje jako kombinovanou akci vzájemně zřetězených reflexů (Sherrington, 1947, pp. 116–122). Třebaže je tato, ve své době revoluční teorie již překonaná, stále významně ovlivňuje smýšlení odborné společnosti.

b) Teorie hierarchie

Odlišný charakter reflexů v rámci odlišných částí mozku zmiňuje již R. Magnus (Magnus, 1926, pp. 1–31). Vývoj víceúrovňové hierarchie motorické kontroly je pak společným dílem mnoha autorů. Od dob původních výzkumů Bernsteina a J. H. Jacksona (Foerster, 1936, pp. 677–678; Latash et al., 2008, p. 4), prošla tato teorie určitým vývojem. Koncept striktní hierarchie, kde vyšší etáže se vždy podílí na kontrole a současně jsou nadřazeny etážím nižším, byl pozměněn. Současné pojetí zohledňuje fakt, že úrovně se vzájemně ovlivňují, přičemž jakákoliv změna se šíří prostřednictvím systému a ovlivňuje finální výstup (Cohen 1992, s. 112–124). Řízení pohybu odpovídá tedy spíše modelu heterarchické kontroly

rozložené do více rovnocenných etází, kdy však v závislosti na úkolu není participace všech vždy nezbytně nutná. Pojem reflex je chápán pouze jako jeden z mnoha procesů významných pro vznik a řízení pohybu (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 11–12).

c) **Teorie motorického programování a koncept CPG**

Na teorii motorického programování, obdobně jako na termín motorický program lze pohlížet vícero způsoby. Jako základní kamínek mozaiky každého pohybu, postupuje v závislosti na stupni uspořádanosti a pevnosti tohoto uspořádání pojem motorický program coby univerzální slovní spojení mnoha terminologicky oddělitelnými, z pohledu motorické kontroly však navzájem provázanými procesy.

Ve své elementární formě definuje tento termín specifická nervová spojení, jejichž účelem je generovat specifickou aktivaci motorického systému. Globální pohybový vzor je potom výsledkem integrace a interference vzájemně kombinovatelných programů (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 9–11). Motorické programování je rovněž úzce provázáno s fenomény neuroplasticita a motorické učení (1. 1. 5a) 1. 1. 5b). Vznik a uložení programu je doménou vyšších etází, tedy primární motorické (MI), premotorické (PM) a suplementární motorické oblasti (SMA) motorického kortexu. Spuštění ustálených programů charakteru stereotypních akcí, se za účelem efektivity přesouvá na nižší úrovně kontroly. V případě nutnosti, o níž informují sensorické vstupy, dochází k okamžité reaktibilitě systému. Není-li situace s využitím pevných programů zvládnutelná, nastupuje účast kortikálních oblastí motorické kontroly, zpravidla za participace funkcí kognitivních (Véle, 2006, ss. 75–79).

Některé z nedávných výzkumů motorické kontroly se od fyziologie reaktivity ubírají směrem k fyziologii akcí. V ohnisku jejich zájmu se ocitají právě stereotypní pohybové programy. Nezávislost takových programů, tedy silných neuronových sítí na sensorickém vstupu, je podkladem konceptu centrálních generátorů pohybu (central pattern generators, CPG) (Van Sant, 1987, pp. 1–15). Mezi prvními, kdo se problematikou CPG nepřímo zabývá, jsou Sherrington a Bwown (MacKay Lyons, 2002, pp. 69–83). Jejich odlišná pojetí, kdy Sherrington vysvětluje produkci rytmických pohybů skrze aktivaci reflexních řetězců, kde sensorický vstup sehrává klíčovou roli, zatímco Brown uvádí centrální spuštění programů z neuronových sítí, jež nevyžadují vstup z periferie, byla příčinou dlouhodobých sporů (Brown, 1911, pp. 308–319; Ijspeert, 2008, pp. 642–653). Brown také navrhuje dnes již překonaný half-centre model založený na principu reciproční inhibice (Li, 2011, pp. 879–889). V jedné z navazujících studií se Wilson zaměřuje na údery hmyzích křídel, kdy navzdory přerušení periferních aferentních drah, jsou rytmické pohybové vzory nezbytné pro let zachovány. Předvídatelným důsledkem absence sensorických vstupů je nižší

a neměnná frekvence úderů (Wilson, 1961, pp. 471–490). Tato fakta jsou pak dále rozšířena v rámci výzkumu lokomoce obratlovců. Grillnerův experiment dokazuje, že neuronová síť spinální míchy je schopna produkovat rytmický lokomoční pohyb bez přítomnosti sensorického vstupu a dokonce bez účasti řídicích center mozku (Grillner, 1981, pp. 1179–1236). Stejně jako v předchozí studii, je však i zde přítomnost intaktních aferentní drah nezbytná pro modifikaci kadence. V návaznosti na kompletní transversální přerušení spino-cerebrálních drah, lze tedy spustit základní lokomoční program a v případě neporušených sensorických, zvláště proprioceptivních vstupů modulovat jeho rychlostní charakter (Forssberg, Grillner, Rossignol, 1975, pp. 103–107). Tato skutečnost, podložená sérií dalších výzkumů, poukazuje na možnost obousměrné lokomoční aktivace systému, tedy na podkladě sensorických vstupů i centrálních stimulů, což je také výchozím principem mnoha terapeutických konceptů. Novější experimenty rozšiřují platnost původních studií, opírajících se o základní předpoklad, dle kterého jsou CPG mezidruhově totožné, pouze topologicky rozdílné s ohledem na jedinečné pohybové požadavky (chůze, plavání, let), na člověka, přičemž dále odhalují, že vyjma lokomoce podléhají kontrole CPG také dýchání a žvýkání (Selverston, 2010, pp. 2329–2345).

Odlišným směrem orientované práce využívají pojem motorický program při popisu vyšší úrovně motorické kontroly a to ve smyslu pohybových akcí realizovaných na podkladě stimulů abstraktního rázu (psaní, malování, hra na hudební nástroj). Jejich realizace předpokládá existenci hierarchicky uspořádaných, tzv. abstraktních motorických programů, generujících pohyb na podkladě neměnných předpisů. Stále stejné předpisy mohou pak být v případě nutnosti rozeslány k odlišným efektorům (Keele, Posner, 1968, pp. 155–158). Známou je Bernsteinova studie demonstrující tuto hypotézu na sérii podpisů, které v rámci daného jedince, nezávisle na využití končetině nabývají zanedlouho téměř shodné kvality (Latash, 2008b, pp. 86–87). V praxi lze zmíněný mechanismus pozorovat u oboustranných amputací horních končetin (HKK), kde končetiny dolní (DKK) ač limitovány anatomickými dispozicemi, jsou schopny do jisté míry kompenzovat ztrátu jemné motoriky.

d) Systémová teorie a koncept svalových synergií

Zatímco předchozí pojetí se zaměřuje primárně na aspekty neurální, Bernstein pohlíží na motorickou kontrolu ve zcela nových rozměrech. Tělo chápe jako mechanický systém vystavený souhře externích a interních sil. S měnící se variací těchto sil může pak tentýž centrální příkaz vést k odlišnému pohybu či naopak odlišné příkazy mohou vyústit v tentýž pohyb. „*Kontrola pohybu je procesem zvládnání redundantních DOF*“, vystaveným na principech hierarchie, v rámci které významnou roli sehrávají tzv. svalové synergie, neboli

svalové skupiny spolupracují jako jednotný celek. V rámci klasického literárního příměru „*svaly zastupují písmena, synergie reprezentují slova, pohybová vyjádření představují věty, zatímco celý pohybový repertoár je knihou mnoha vět*“. Dle Bernsteinova názoru nevelké množství synergií, jimiž organismus disponuje, umožňuje provedení všech pohybových variací (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 12–14).

Povahou synergií se dále podrobně zabývá Latash, který v rámci dalšího výzkumu, zavádí termíny respirační, jazykové a sensorické synergie, jež nasvědčují skutečnosti, že tvorba synergií není pouze záležitostí motorické kontroly, jako spíše univerzálním principem (Latash, 2008b, pp. 344–359).

e) Ekologická teorie a význam percepce

Účelem ekologické teorie, jejímž původcem je J. Gibson, je objasnit mechanismus, jakým organismus coby sensoricko-motorický systém detekuje, třídí a následně užívá informace ze svého prostředí (Goldstein, 1981, pp. 191–195). Programování každé akce je specifické, odvíjející se na základě specifického cíle v rámci specifického prostředí, kde stěžejní význam zastává vnímání neboli percepce (Lee, Young, 1986, pp. 291). Schopnost percepce se objevuje na počátku života, je předpokladem každé pohybové akce a motorického učení (Von Hofsten, Lindhagen, 1979, pp. 158–173). Klíčovými pojmy jsou v této souvislosti sensoricko-motorická integrace a sensorická suprese (1. 1. 6).

f) Hypotéza nekontrolovaného potrubí a rovnovážného bodu

Tyto relativně nové, vzájemně související hypotézy, jimiž se ve svých pracích zevrubně zabývá Latash, doplňují ve světle nedávných výzkumů teorie výše uvedené.

Hypotéza nekontrolovaného potrubí (uncontrolled manifold hypothesis) vychází z předpokladu, že probíhá-li pohybová akce opakovaně za neměnných podmínek, jí přiřazený motorický program se automaticky spouští na podkladě proprioceptivní zpětné vazby, bez účasti kortikálních oblastí. V součinnosti s kontrolou autopilota, je však zachován i tzv. subprostor (potrubí), jenž zaznamenává změny podmínek či odchylky v provedení pohybu. Dojde-li k takové události, otěže zpravidla opět přebírají hierarchicky vyšší centra, která v rámci reakce vytváří nový motorický plán (Latash et al., 2010, pp. 5–7; Latash, 2012b, p. 3). Existenci servomechanismu dokládá experiment, zachycující klopýtnutí vždy právě na úrovni jediného, výškou odlišného schodu, během chůze po schodišti (Peterson, 2012).

Podkladem hypotézy rovnovážného bodu (Equilibrium-point hypothesis) je přímý vztah mezi mírou variability a kvalitou motorické kontroly. Pro známou situaci si v návaznosti na předešlé zkušenosti uchovává systém sadu plánů, které slouží coby šablona pro její motorické vyhodnocení. V případě potřeby mohou zbylá řešení kompenzovat primární

program. Zachování variability je tedy nezbytné pro zachování adaptability systému v situacích, kdy shodný požadavek probíhá za odlišné souhry externích a interních podmínek. Tuto hypotézu lze konkrétně demonstrovat na příkladu svalové únavy, v průběhu které jsou MJ vykazující sníženou výkonnost automaticky nahrazeny jinými, za vzniku řetězových reakcí (Latash et al., 2010, pp. 2–5; Latash, 2012b, pp. 3–4).

1. 1. 5 Vzájemnost neuroplasticity, motorického učení a pohybové paměti

a) Neuroplasticita

Již Komenský ve svém díle „*Labyrint světa a ráj srdce*“ osvětluje, že na každou otázku lze pohlížet na několika úrovních v závislosti na síle vševidoucích brýlí pozorovatele (Komenský, 2014, ss. 17–18). Obdobně nervový systém je zkoumán z hlediska genetického, molekulárního, neuronového, po stránce neuronových mikroobvodů či rozsáhlých sítí, jednotlivých oblastí mozku i samotného chování systému (Koukolík, 2012, ss. 21–27). Plasticita je pojem vyjadřující schopnost adaptovat se a měnit v prostoru i čase. Neuroplasticitu lze pak definovat jako neustálý strukturální i funkční vývoj nervového systému na všech úrovních, jenž je korelátem reakcí, učení a paměti organismu. (Kolář, 2009, ss. 304–305; Koukolík, 2012, ss. 13–20).

Buněčným podkladem neuroplasticity je dlouhodobá potenciace (long-term potentiation, LTP) a dlouhodobý útlum (long-term depression, LTD), tedy události které buď zvyšují, nebo naopak tlumí vznik akčních potenciálů. Původcem LTP i LTD je genová exprese, na níž přímo navazuje tvorba proteinů, které jsou základem strukturální i funkční plasticity synapsí interneuronových spojů (Malenka, a další, 2004, p. 5; McClung, a další, 2008, pp. 3–4). Živé synapse je nutno chápat jako dynamické pohybující se jednotky, jejichž vyšší či nižší účinnost, vznik či zánik je podmíněn zkušeností (Holtmaat, a další, 2009, pp. 647–658). Výsledkem neuroplasticity mohou být změny příznivé i nepříznivé, dle fyziologického či patologického charakteru vyvolávajícího stimulu. V závislosti na uvažovaném časovém horizontu, ale také okolnostech je rozlišována neuroplasticita evoluční, reaktivní, adaptační a reparační (Kolář, 2009, ss. 304–305).

Schopnost neuroplasticity v průběhu života klesá, což bývá poněkud zjednodušeně spojováno s postupným úbytkem neuronů. Na počátku života dochází však dle genetických programů a interakcí s prostředím k přirozené samoorganizaci, kdy část zprvu výrazně nadbytečné populace neuronů prudce zaniká prostřednictvím apoptózy. Zmíněný proces je předpokladem adekvátního vyladění systému a lze jej chápat naopak jako vyjádření intenzivní neuroplasticity, nikoli její úpadek. Sprouting neuronových výběžků je pak ne zcela

přesně označován coby přímý protiklad apoptózy. Tento jev souvisí nicméně spíše se vznikem a zesílením vazeb mezi stávajícími neurony, nežli s buněčnou genezí. Ačkoli je kapacita neuroplasticity jistě podmíněná počtem neuronů, faktorem neméně významným je tedy rovněž schopnost novotvorby interneuronových spojů (Kolář, 2009, ss. 304–305).

b) Motorické učení

Dle klasického pojetí lze motorické učení definovat coby osvojování či modifikaci určitého pohybu, kdy v souvislosti s opakovanou zkušeností dochází ke změnám ve spektru motorických schopností a dovedností (Schmidt, Lee, 2011, p. 327). Rozšířená koncepce popisuje motorické učení jako nalézání řešení v rámci interakce mezi jedincem, úkolem a prostředím. Tento proces je založen na neoddělitelnosti percepčních, kognitivních a motorických systémů, kdy tvorba nových pohybových strategií, jde ruku v ruce s rozvojem myšlení i vnímání (Newell, 1991, pp. 213–237).

Ačkoli člověk disponuje vrozeným, evolučně predeterminovaným a druhově specifickým pohybovým chováním, v rámci motorického učení se formuje jeho specifický repertoár (Wolpert, Ghahramani, Flanagan, 2001, p. 487). Obdobně jako lze stejný soubor tónů, využít pro tvorbu jedinečných symfonií.

Motorické učení bývá na základě stupně dosažené kontroly rozdělováno do několika fází (Tab. 1) (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 30–33). Účelem odejmutí DOF na počátku procesu je dle Bernsteina oprostít systém od vysokých nároků kontroly. Toto tvrzení však dále kriticky rozpracovává Latash, který uvádí, že nároky na fixaci segmentu mohou být po stránce řízení paradoxně mnohem náročnější (Latash, 2008b, pp. 179–180).

Tab. 1 Fáze motorického učení (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 30–33)

Fáze	Název	Účel	Kognice	Neurální aktivita	Pohyb/DOF
I.	Generalizace (freezing)	Seznámení, pochopení	Vysoká	Nestabilní povaha neurálních spojů, difuzní aktivita motorického kortexu	Nadměrné množství synergií, hrubý pohyb, výrazná redukce DOF
II.	Diferenciace	Přesný záměr	Střední	Stabilizace neurálních spojů, ohraničená aktivita motorického kortexu	Upevnění hrubé dovednosti, selektivnější a jemnější pohyb, částečná redukce DOF
III.	Automatizace (releasing)	Plná kontrola, výkon, efektivita	Nízká	Ustálené interneuronové sítě, aktivace spadá pod nižší etáže řízení	Variabilita pohybu, možnost provedení dual-task, uvolnění dostupných DOF
IV.	Tvořivá asociace (exploiting)	Anticipace	Vysoká	Bryskní interakce či úprava motorických programů	Plastičnost v rámci složitých pohybů, plné využití DOF

c) Pohybová paměť

Zásadní roli v průběhu motorického učení sehraávají paměťové procesy. Ač prakticky nelze z časového pojetí krátkodobou (short-term memory, STM) a dlouhodobou paměť (long-term memory, LTM) separovat, pojmově se motorické učení odkazuje spíše na LTM. LTM zahrnuje implicitní neboli nevědomé či explicitní tedy vědomé procesy (Dragounová, Perič, Dovalil, 2013, ss. 13–14).

Implicitní forma LTM je méně závislá na vyšších kognitivních funkcích a rezistentní vůči nepříznivým vlivům (Maxwell, Masters, Eves, 2000, pp. 111–120). Podmiňování je založeno na opakovaném stimulu (non-sociativní) či interakci několika stimulů (sociativní), kdy nalezení adekvátního pohybového řešení probíhá metodou pokus-omyl (Králíček, 2011, ss. 172–173; Lund, 2012, ss. 33–34; Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 23–26).

Explicitní forma LTM je úzce závislá na vyšší úrovni kognice a současně méně odolná. Osvojování zahrnuje analýzu problému, kdy na podkladě kapacity a interakce pozornosti, přemýšlení, exekutivních funkcí, pracovní paměti, schopnosti porozumění a vyjadřování (1. 2. 3. 1), dochází k vytvoření optimální strategie. Explicitní LTM se zakládá na přímé reálné zkušenosti i nepřímé tzv. mentální praxi neboli opakování v představě (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 37–38). Vlivem negativního působení mohou být procesy osvojování pohybu či dokonce spuštění plně zautomatizovaného programu zcela zablokovány. Tento stav je označován jako „reinvestment“ (Dragounová, Perič, Dovalil, 2013, s. 14).

Vstup a uchování informace v LMT v rámci paměťové stopy předpokládá objevení dosud nepřítomné struktury, která vzniká na podkladě plasticity synapsí a interneuronových sítí (1. 1. 5a) V návaznosti na jedinečnost každého pohybu, jež vyplývá z unikátní skladby podmínek, není skutečný význam opakování dán sumací paměťových stop, ale spíše stanovením významu rozdílností a vztahů mezi nimi. Odtud pak pochází Bernsteinův proslulý výrok „*pohyb je opakování bez opakování*“ (Latash, 2012a, pp. 5–8).

Interakci motorických a kognitivních (1. 2. 3. 1c) paměťových procesů osvětluje fakt, že pohybová zkušenost ovlivňuje nejen další pohybovou, ale i kognitivní akci a naopak.

1. 1. 6 Senzoricko-percepčně-motorická integrace

Pohyb je reflexí systému, jež zahrnuje vnímání okolí i sebe sama. Vnímání neboli percepce, je utvářeno proudem rozličných sensorických vstupů, na podkladě kterých je formován motorický výstup (Véle, 2006, s. 20). Skutečnost, že pohyb profituje z percepce, stejně jako percepce profituje z pohybu, svým výrokem "*pohybujeme se, abychom byli*

schopni vnímat, stejně jako vnímáme, abychom byli schopni se pohybovat" dokonale vystihuje D. A. Rosenbaum (Rosenbaum, 2010, p. 13).

Na vysokorychlostní, mnoháproudé, multi-informační dálnici sehrávají po stránce motorické kontroly prim propriocepce, vestibulární a vizuální vjemy, přičemž jakákoli jejich individuální či kombinovaná perturbace se o určité signifikanci odráží do pohybového projevu (Fitzpatrick, Burke, Gandevia, 1996, pp. 3994–4008). Propriocepce informuje o poloze a pohybu segmentů, mimořádného významu však nabývá také coby aktivátor spinálních reflexů a CPG (Jeka et al., 1997, pp. 475–483). Vestibulární aparát zaznamenává polohu hlavy či její náhlé změny (Day et al., 1997, pp. 661–672; Johansson, Magnusson, Fransson, 1995, pp. 282–292). Zrak napomáhá orientaci ve vztahu k okolí a umožňuje zpětnovazebnou kontrolu umístění těla v prostoru (Jeka, Oie, Kiemel, 2000, pp. 107–125).

Pojem percepčně-motorická či senzorio-motorická integrace definuje schopnost propojení informací a jejich začlenění v rámci motorické kontroly. Termín senzorio-motorická suprese vyjadřuje možnost filtrace podstatných od méně významných či rušivých vjemů, které je za určitých okolností výhodné či nezbytné potlačit. Tento efekt vysvětluje neschopnost zaznamenat pohyb očí při pohledu do zrcadla, redukovanou taktilní senzitivitu v průběhu aktivního (nikoli však pasivního) pohybu či skutečnost, že sotva postřehnutelné zvuky se za určitých okolností zdají býti hlasité (Rosenbaum, 2010, pp. 24–25).

Zpracování vstupů je výsledkem dosud jen mizivě objasněné rozsáhlé kooperace v rámci monosenzorických a multisenzorických map CNS. Oblasti monosenzorické se zaměřují na vjemy shodného druhu, pracují pomaleji a převládají po narození či v rané fázi osvojování. Oblasti multisenzorické spojují na podkladě zkušenosti specifické kombinace vjemů odlišného typu, čímž umožňují rychlou a specifickou odpověď (Bürck et al., 2010, pp. 1–4). V souvislosti s tématem integrace je rovněž pozoruhodné uspořádání senzorio-motorického homunkula, kde korová projekce odpovídá komplexnosti referenčních vstupů (populace receptorů) a složitosti pohybového výstupu (populace MJ) (Ganong, 2005, s. 212).

1. 1. 7 Feed-back a feed-forward model

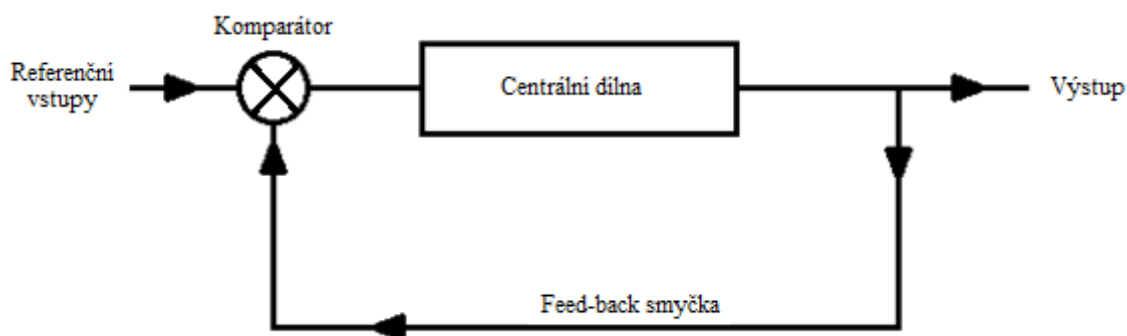
Prakticky každý globální pohyb probíhá dle dvoustupňového návrhu, který zahrnuje ranou (balistickou) a pozdní (korekční) fázi. Motorický program spuštěný v rámci balistické fáze nelze měnit, jeho případné nedostatky je však možné kompenzovat v rámci systému feed-back během fáze korekční. Feed-back je lineární uzavřenou smyčkou, kam smyslové vjemy přináší informace. Na podkladě sumace referenčních vstupů signalizujících odchylku je generován korekční plán, přičemž komparátor indikuje nesoulad mezi motorickou ideou a probíhajícím

pohybem (Obr. 1). Jsou-li vlivem adekvátních informací chyby eliminovány (negovány), nese mechanismus označení feed-back negativní. Coby feed-back pozitivní je naopak nazýván stav, kdy vlivem neoptimálních referenčních vstupů chyby přetrvávají (Fitzpatrick, Burke, Gandevia, 1996, pp. 3994–4008; Rosenbaum, 2010, pp. 15–17).

Při absenci zpětných referenčních vstupů dochází k otevření smyčky, čímž je zpětnovazebný feed-back vyřazen. Je-li však pohybový požadavek předvídatelný, lze jej na podkladě zkušenosti úspěšně realizovat i v podmínkách smyčky otevřené. Tento anticipační mechanismus založený na podkladě predikce referenčních vstupů, reprezentuje pojem feed-forward (Rosenbaum, 2010, pp. 15–18).

Feed-back je přesný a nezávislý na pohybové zkušenosti, zatímco feed-forward nepodléhá zpoždění a přítomnosti referenčních vstupů. Součinnost těchto vzájemně se kompenzujících systémů vytváří účinný servomechanismus, jehož posláním je zabezpečit úspěšnou realizaci zamýšlené pohybové akce a zachovat stabilitu organismu (Fitzpatrick, Burke, Gandevia, 1996, pp. 3994–4008; Rosenbaum, 2010, p. 18; Winter et al. 2001, pp. 2630–2633).

Obr. 1 Negativní feed-back smyčka (Rosenbaum, 2010, p. 17).



1. 2 Reciprocita posturální stabilizace, lokomoce, dýchání a kognice

1. 2. 1 Lokomoce a chůze „krok za krokem“

Lokomoce je definována jako přesun těla z místa na místo. Chůze coby člověku nejbližší pohyb a výchozí forma lidské lokomoce, se těší vydatnému zájmu kineziologie i sesterských oborů, čímž se její definice stává rukojmím konkrétního odvětví.

Pohled biomechaniky vymezuje chůzi jako způsob lokomoce se střídavým využitím dolních končetin, pro zajištění opory a pohonu během přemístění těla (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 28) nebo jako řízený pád, ve kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, zajištěné stojnou dolní končetinou, na druhostrannou dolní končetinu (Janura, Zahálka, 2004, s. 144). Po stránce motorické kontroly je chůze chápána coby sekvence svalově

kontrolovaných pohybů v kloubech, rytmicky se opakujících pro každou končetinu, které posunují tělo vpřed a současně udržují jeho stabilitu (Perry, Burnfield, 2010, pp. 1–3) či složitý motorický projev, charakteristický rytmickou aktivací flexorů a extenzorů končetin, jenž klade velké nároky na koordinaci trupu (Mackay-Lyons, 2002, s. 69-83). Pojetí neurofyziologické popisuje chůzi jako základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, charakteristických pro každého jedince (Kolář, 2009, s. 48). Vyjma somatického lokomočního charakteru zahrnuje chůze také atributy psycho-sociální (Véle, 2006, ss. 97–102).

1. 2. 1. 1 Posturální stabilizace systému ve vertikále

Ač nejsou názory na význam postury a její vztah k lokomoci zcela jednotné, zastánci různých pohledů opakovaně citují Magnusův výrok „*postura provází pohyb jako stín*“, jenž dává tušit její nedílnou účast na každé mikrofázi jakékoliv cílené pohybové akce (Vařeka, Vařeková, 2009, ss. 119–122).

Na počátku je nezbytné vymezení stěžejních pojmů, k čemuž se zdá být nejvhodnější jazyk biomechaniky. Postura vyjadřuje specifické nastavení segmentů těla s ohledem na působení zevních a vnitřních sil (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 161). Posturální stabilita charakterizuje stav, kdy součet těchto sil a jejich výsledný moment se blíží nule (Santos, Kanekar, Aruin, 2010, pp. 388–397). Posturální stabilizace je dynamický děj zachování, vytvoření nebo znovunabytí rovnováhy mezi destabilizačními a stabilizačními silami (Nashner, 1997, pp. 261–279). Ve smyslu relativně neměnné (stoj/sed) či proměnné (chůze/běh) opěrné báze (base of support, BS), probíhá posturální stabilizace za podmínek kvazistatických i dynamických, kde BS je dána plochou mezi krajními body těla, jež jsou v kontaktu s povrchem (Vařeka, Vařeková 2009, ss. 119–122).

Uvážíme-li fylogenetický kontext designu lidského těla, je samotný vstup do vertikály nestabilní situací. Vzpřímené držení je i za klidných podmínek charakterizováno neustálou přítomností drobných výchylek (postural sway), které jsou generovány permanentním působením síly tíhové a dýchacími pohyby (Véle, 2006, ss. 97–102). Tyto jemné výchylky, obdobně jako každý pohyb těla v prostoru mohou být objektivně definovány prostřednictvím těžiště (center of mass, COM), konkrétně změnou jeho vertikální projekce (center of gravity, COG) či vývojem působišť reakční síly podložky (center of pressure, COP). Přes nepopíratelné souvislosti by bylo zásadním omylem tyto pojmy ztotožňovat, kdy pro svou vyšší výpovědní hodnotu je preferováno vyjádření skrze COP (Winter, 2009, pp. 33–35).

Zatímco v rámci kvazistatického stoji osciluje COP uvnitř BS, v průběhu dynamické lokomoce se opakovaně přesouvá vně a vzápětí se navrácí, ve vztahu k cyklicky se měnící BS. V rámci chůze lze využít model obráceného kyvadla mezi pružinami, jehož trajektorie opisuje 3D sinusoidu za vzniku kontinuální nerovnováhy (Janura, Zahálka, 2004, s. 144).

Každá, byť minimální výchylka COP je příčinou vzniku destabilizujícího točivého momentu, který si žádá kompenzaci (Peterka, 2002, pp. 1097–1118). Vztah mezi posturální stabilitou a pohybem je tedy do jisté míry symbiotický a současně konfliktní (Horak, Macpherson, 1996, pp. 255–292).

Posturální kontrola těla ve vertikále odpovídá součinnosti senzorických, řídicích a výkonných strategií v rámci feed-back a feed-forward systému (1. 1. 7) i často opomíjené kapacitě visko-elastických vlastností měkkých tkání, kdy na podkladě informací o vývoji polohy je uvedena v činnost sada optimalizačních mechanismů, jejichž kombinací dochází ke korekci nežádoucích výchylek COP (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 53–54). Zatímco pro stoj je paušálně přijímán základní návrh hlezenní a kyčelní strategie, nápravná opatření chůze nejsou striktně determinována (Vařeka, Vařeková 2009, ss. 119–122). Navzdory odlišnostem vychází však dostupná podání z původní koncepce, definující šest základních činitelů ovlivňujících chůzi („six determinants of gait“), jimiž jsou rotace pánve, sešikmení pánve, flexe v kolenním kloubu (KOK) během oporné fáze, mechanismus kotníku, mechanismus nohy a laterální posun těla (Saunders, Inman, Eberhart, 1957, pp. 543–558).

1. 2. 1. 2 Fáze a timing krokového cyklu

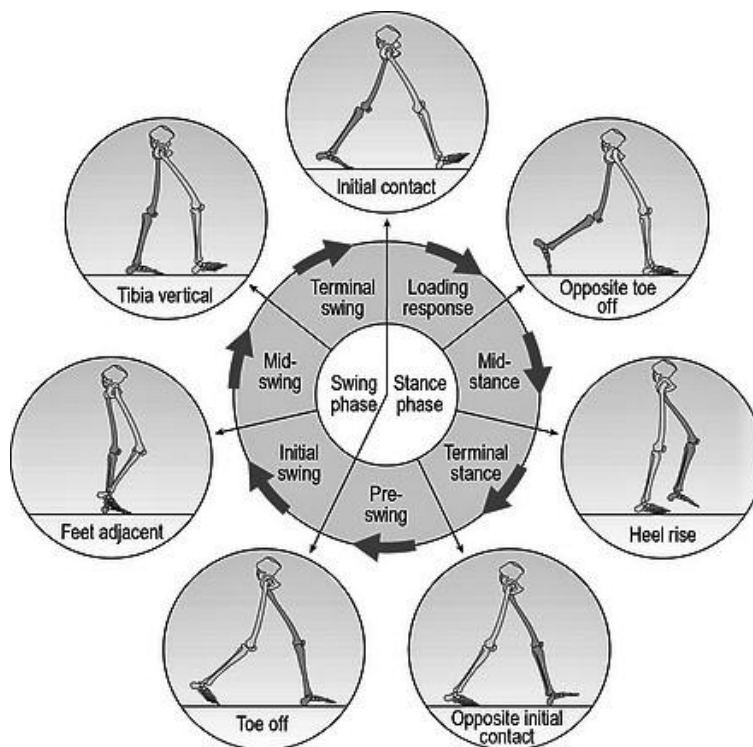
Chůze je cyklický sled pohybů, které mají určité načasování. Ačkoli zasahuje do celého těla a zahrnuje nepřeberné množství nuancí v důsledku adaptací, jsou výchozí schémata (obr. 2; obr. 3) orientována pouze na kinematiku DKK za optimálních podmínek (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 30–32).

Krokový cyklus je definován jako časový interval mezi opakovaným výskytem určité pohybové události v rámci jedné dolní končetiny (DK), přičemž stejná série je se zpožděním uvažována na DK druhostranné. Počátek cyklu je zpravidla vytyčen událostí „initial contact“, názvosloví fází i rozdělení samotného cyklu však naneštěstí není v rámci publikací jednotné (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 32–33).

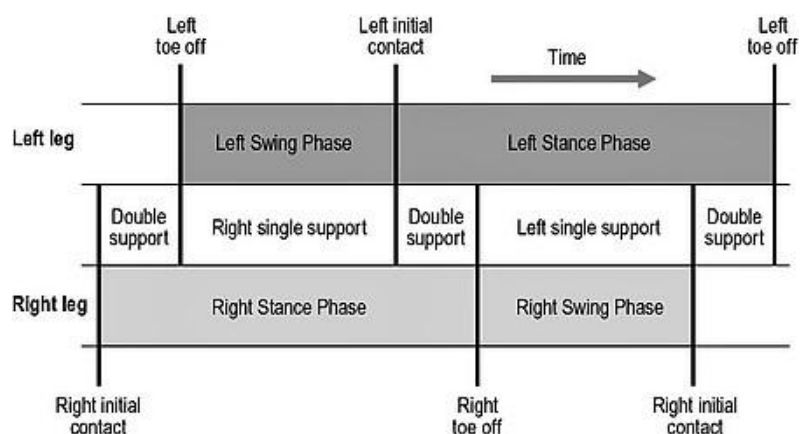
Se změnou podmínek se mění podoba fází i timing krokového cyklu. Klíčovým faktorem, aspoň ve smyslu plánovaného experimentu je rychlost, s jejímž rostoucím charakterem se výchozí procentuální poměr stojné a švihové fáze přelévá z 60/40 ve prospěch fáze švihové na konečných 40/60, jež spolu se zánikem fáze dvojí opory představuje hranici běhu.

Děj opačný, tedy klesající rychlost chůze provází prodloužení stojné fáze, včetně fáze dvojí opory, zatímco fáze švihová zůstává relativně nezměněna. V nepřímém vztahu ke změně rychlosti je pak variabilita chůze, která s rostoucí/klesající rychlostí je méně/více vyjádřena (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 319).

Obr. 2 Fáze krokového cyklu z pohledu PDK (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 32)



Obr. 3 Timing krokového cyklu ve smyslu vzájemné interakce DKK (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 33)



1. 2. 1. 3 Řízení chůze z pohledu konceptu CPG

Původní pojetí hovoří o reflexní propioceptivní aktivaci lokomoce, kdy v návaznosti na prvotní příkaz vyšších center je vznik a opakování krokového cyklu podněcováno salvou

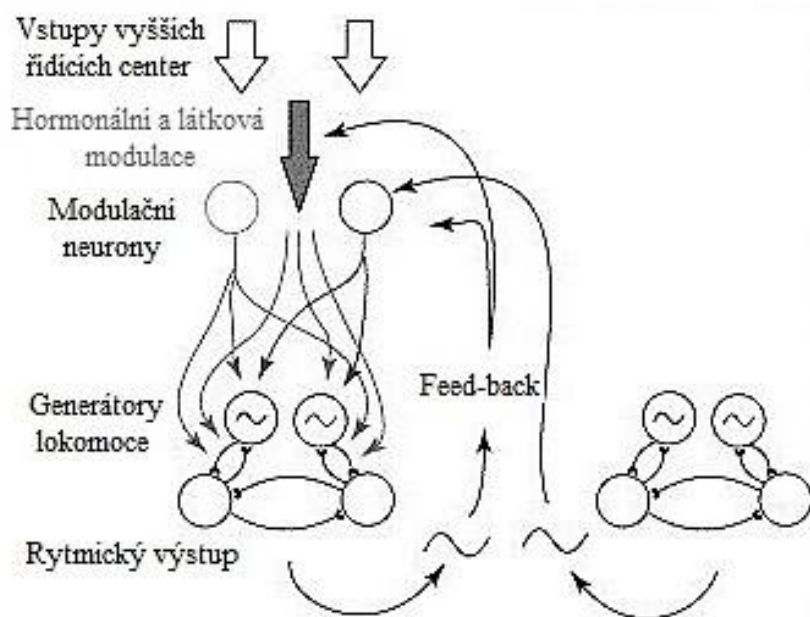
signálů ze svalových vřetének na podkladě reciproční inhibice. Aktuální poznatky však dokazují, že elementární rytmický lokomoční automatismus je výsledkem spuštění předpřipravených CPG (1. 1. 4c), tedy programů jenž jsou vetkány do paměti neurální sítě. Třebaže rozsáhlý vědecký výzkum i klinická praxe potvrzují existenci CPG, celý mechanismus zůstává stále poměrně málo známý (Kralíček, 2011, s. 141). Stěžejní charakteristiky chůze ve smyslu konceptu CPG jsou tyto:

- CPG lokomoce člověka jsou patrně lokalizovány v lumbální spinální oblasti.
- DKK jsou řízeny samostatně, v rámci vlastních neurálních sítí.
- Coby pacemakery, jsou CPG v teoretické rovině oproštěné o nutnost supraspinálních či periferních vstupů.
- Prakticky dvojí (trojí) aktivace, tedy na podkladě mezencefalické lokomoční oblasti či propriocepce (uměle také přímou stimulací příslušné spinální oblasti).
- Proprioceptivní signály umožňují spinální regulaci rychlostního charakteru CPG.
- Supraspinální centra ladí na podkladě senzorického feedback či feedforward modelu CPG i globální motorické chování.
- Neuromodulační systém upravuje CPG z dlouhodobého hlediska.
- Některé CPG mají schopnost se rozložit, přičemž jejich součástky mohou být použity pro sestavení nových.
- Globální lokomoční vzor předpokládá propojení mnoha dílčích, vzájemně se kryjících CPG, jejichž kombinace nejsou fixní a izolované, čímž jsou samy CPG schopny generovat poměrně flexibilní a adaptabilní pohyb.
- CPG umožňují na podkladě propriocepce genezi odlišného vzoru pro DKK ve smyslu pravo-levém, která je na supraspinální úrovni koordinována.
- Základní spinální okruh CPG (bez účasti supraspinálních oblastí) nabývá na významu při neměnných podmínkách.
- CPG úzce souvisí z problematikou neuroplasticity a motorického učení.
- Jejich účinnost je limitována únavou.
- Motorizovaný chodící pás je významným aktivátorem CPG,

(Dickinson, 1995, pp. 792–798; Dietz, Zijlstra, Duysens, pp. 513–520; Dimitrijevic, Gerasimenko, Pinter, 1998, pp. 360–376; Keihn, Dougherty 2013, pp. 1209–1235; MacKay-Lyons, 2002, pp. 69–83; McCrae, Rybak, 2008, 134–146; Prokop et al. 1995, pp. 449–456).

CPG jsou pouze hrubým plánem komplexního procesu, který je prostřednictvím regulátorů dále tvarován (Dickinson, 2006, pp. 604–614). Adaptabilní chůze, nezbytná pro lokomoci v reálných, dynamicky proměnných podmínkách (změna povrchu/odporu, překonávání/vyhýbání se překážkám, iniciace/ukončení chůze, změna rychlosti/přechod chůze-běh, změna směru, chůze po nakloněné plošině, do/ze schodů, nocicepce, psychické rozpoložení) předpokládá prakticky permanentní úpravu CPG v rámci geneze jedinečných proaktivních a reaktivních strategií s vyšší či nižší participací supraspinální etáže řízení, včetně funkcí kognitivních (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 325–347). Aplikace poznatků o CPG v rámci rehabilitace (RHB), významně podporuje léčbu spinálních pacientů (Marder, Bucher, 2001, pp. 986–996, Van de Crommert, Mulder, Duysens, 1998, pp. 251–263).

Obr. 4 Zjednodušené schéma řízení lokomoce (Dickinson, 2006, s. 604–614)



1. 2. 1. 4 Chůze a treadmill

Vzhledem k jejich širokému využití coby příhodných pomocníků, ať již v souvislosti výzkumnou činností, prostým tréninkem či léčebnou RHB, zabývá se srovnání pozemní chůze s chůzí na pásu řada studií. Za subjektivním dojmem ne zcela přirozené a opatrné chůze stojí kaskáda objektivně definovatelných parametrů. Tyto odlišnosti je nutno chápat jako nezbytné kompenzační mechanismy, které v návaznosti na jistá prostorová omezení, fixní rychlost pohybu, diskrepanci proprioceptivních a vizuálně-vestibulárních vstupů, kdy subjekt prakticky setrvává na místě, nejsou nijak překvapující (Dingwell et al., 2001, pp. 27–32;

Warren et al., 2001, pp. 213–216; Warabi et al. 2005, pp. 343–348). Ačkoli je značná část výzkumu orientována na věkový faktor (děti, mladší/starší dospělí) či pestrou paletu diagnóz (cévní mozková příhoda – CMP, Parkinsonova choroba, amputace), bude s ohledem na připravovaný experiment pozornost zaměřena na mladé, zdravé dospělé s přihlédnutím k mezipohlavním rozdílům.

Ve smyslu časoprostorových parametrů panuje určitý rozpor, kdy v souvislosti s chůzí na pásu jeden proud studií udává prodloužení délky kroku (Boda, Tapp, Findley, 1994, pp. 88–89), zatímco druhý nenachází mezi podmínkami významné rozdíly (Riley et al., 2007, pp. 17–24). Konečně třetí, poněkud širší série výzkumů popisuje zkrácení délky kroku, nárůst kadence a snížení rychlosti (Alton et al., 1998, pp. 434–440; Lee, Hidler, 2008, pp. 747–755; Matsas, Taylor, McBurney, 2000, pp. 46–53; Murray et al., 1985, pp. 87–91), čímž dochází ke snížení švihové i stojné fáze ve prospěch dvojí opory (Nagano et al. 2013, pp. 188–193). Příčinou nejednoznačných výsledků jsou pravděpodobně rozdílné metodologické koncepce experimentů, kde stěžejní roli sehrává problematika preferované či jednotně stanovené rychlosti.

Z pohledu kinematiky klíčových segmentů DKK je charakteristickým znakem zvýšení flexe kyčelního kloubu (KYK) během fáze švihové, snížení extenze KYK i KOK a dorzální flexe hlezenního kloubu v průběhu stojné fáze, jež koreluje se zkrácením délky kroku. Změny kinematiky KYK jsou výraznější u žen (Alton et al., 1998, pp. 434–440; Murray et al., 1985, pp. 87–91).

Prominentním rysem chůze na pásu je snížení variability. Tento efekt, v rámci dostupných zdrojů reprezentovaný parametry doba kroku a exkurze trupu, je možné vysvětlit kombinací sensoricko-mechanických aspektů pohybující se plošiny, podněcujících aktivaci CPG (Dingwell et al., 2001, pp. 27–32; Chiu, Chang, Chou, 2015, pp. 316–318; Hollman et al., 2016, pp. 204–209). Jiný proud experimentů nicméně uvádí, že výpovědní hodnota variability je opět v úzké souvislosti s problematikou preferované či jednotně stanovené rychlosti, přičemž je-li stanovená rychlost výrazně nižší než rychlost preferovaná, nabývá chůze na pásu prakticky shodné variability jako chůze pozemní (Dingwell, Marin, 2006, pp. 444–452; Terrier, De Riaz, 2011, pp. 8–12). Hodnocení variability parametrů se zdá být ve srovnání s průměrnými hodnotami indikátorem senzitivnějším (Hausdorff, 2007, pp. 555–589).

V tomto kontextu je rozhodující faktor dynamické stability, tedy vývoje COM vzhledem k BOS (Yang, King, 2016, pp. 81–87; Yang, Passariello, Pai, 2008, pp. 1818–1822). Zatímco během chůze na pásu vykazuje COM v návaznosti na pasivní přesun stojné DK vzad pouze minimální dopředné vychýlení, v průběhu pozemní chůze je v souvislosti s relativně

neměnnou pozicí stojné DK pro COM příznačný pohyb významný (Yang, Anderson, Pai, 2007, pp. 804–811). Ačkoli tento efekt spolu se zpomalením chůze vyvolávají při chůzi na pásu potenciální ohrožení dynamické stability ve smyslu dorzálním, jejich dopad je anulován zkrácením kroku, nárůstem kadence a zejména snížením úhlu mezi ploskou a pásem v průběhu iniciálního kontaktu. Strategie DKK je podpořena ventrálním náklonem trupu, čímž se COM posouvá blíže k BOS za obnovení dynamické stability, která se zdá být za obou podmínek srovnatelná (Espy, Yang, Pai, 2010, pp. 378–382; Yang, King, 2016, pp. 81–87; Yang, Pai, 2014, pp. 2797–2800).

Zcela klíčovým aspektem ve smyslu uvažovaného experimentu je již nastíněná problematika jednotně stanovené či preferované rychlosti. Z aktuálních výzkumů vyplývá, že fixní rychlost, bez ohledu na to jde-li o jednotně stanovenou či preferovanou formu, je z pohledu věrné imitace podmínek chůze pozemní výrazným nedostatkem (Plotnik et al., 2015, pp. 12–20; Souman et al., 2011, pp. 8–22). Z tohoto důvodu dochází k vývoji pásů na principu feed-back modelu, které přizpůsobují svou rychlost uživateli, nejrůzněji také obohacených o systém virtuální reality (VR). Třebaže jednou z nejužívanějších metod pro stanovení preferované rychlosti za podmínek pozemních je desetimetrový test chůze, k dosažení této rychlosti na feed-back pásu dochází až po 37 metrech bez využití VR či 24 metrech s využitím VR. Konečná preferovaná rychlost feed-back pásu je nicméně vyšší než za podmínek chůze pozemní. V rámci několika dalších výzkumů byl také odhalen přímý vztah mezi modulací rychlosti vizuálního vstupu a rychlostí preferované chůze (Mohler et al., 2007, pp. 221–228; Pailhous et al., 1990, pp. 275–281; Prokop, Schubert, Berger, 1997, pp. 63–70; Wolf et al., 1999, pp. 1122–1133). Třebaže preferovaná rychlost na feed-back pásu se systémem VR stále neodpovídá hodnotám během podmínek pozemních, jejich podobnost je vyšší, což odkazuje na stěžejní význam proprioceptivních a vizuálních vstupů pro řízení chůze (Plotnik et al., 2015, pp. 12–20; Sloop, Van Der Krogt, Harlaar, 2014a, pp. 478–484; Sloop, Van Der Krogt, Harlaar, 2014b, pp. 939–945).

Další studie zdůrazňují nutnost odpovídající adaptační fáze, přičemž z výsledků je patrné, že časoprostorové parametry se během chůze na pásu stabilizují v průběhu nejméně 6 minut. Dříve zpravidla převažuje hrubý, nehomogenní charakter chůze s významně vyšší kadencí a zkrácením kroku (Lavcanska, Taylor, Schache, 2005, pp. 544–557).

Z uvedených skutečností vyplývají mimo jiné rovněž přednosti a nedostatky RHB na chodícím pásu, které je nezbytné zohlednit v souvislosti s terapeutickou rozvahou (Hollman et al., 2016, pp. 204–209).

1. 2. 1. 5 Analýza chůze

Analýza chůze je produktem činnosti dvou odlišných a přece vzájemně provázaných motivačních motorů, z nichž první pohání pokrok porozumění a druhý, v blízké souvislosti s RHB, slouží rozvoji léčebných programů (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 64).

Paleta metod (Tab. 2), jež mohou být využity za účelem analýzy chůze je rozsáhlá, od nejjednodušších evolučních divů přírody, po komplikované technické zázraky dílny člověka. Výhodou prvních je schopnost neobjektivního, leč celistvého pohledu na subjekt v přirozených podmínkách. Předností druhých objektivní zaznamenání spektra parametrů, umožňujících realizaci rozsáhlých vědeckých experimentů, kdy jednotlivé metody jsou také obvykle kombinovány v rámci sofistikovaných systémů.

Tab. 2 Možnosti analýzy chůze (Janura, Zahálka, 2004, ss. 28–36 ;Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 64–112)

Typ	Metoda
Vizuální	Aspekce prostá či s využitím videozáznamu
Kinematický	Elektrogoniometrie, akcelerometrie, stroboskopie, elektromagnetické/akustické/optoelektrické systémy, kinematografie, stélka se spínači (footswitch)
Dynamický	Silová plošina, silové senzory
Ostatní	EMG (povrchová, jehlová)

1. 2. 2 Dýchání a „superfunkce“ bránice

Ačkoli jsou permanentní, rytmické, dechové pohyby hrudníku primárně ve službách ventilace coby červená niť symbolizovaná neoddělitelností respirační a posturální funkce bránice, prostupují a ovlivňují každou pohybovou aktivitu člověka.

1. 2. 2. 1 Mechanika dýchání ve vztahu k posturální stabilizaci

Jak již bylo uvedeno, je vzpřímený stoj doprovázen fenoménem postural sway, reprezentovaným oscilacemi COG, přičemž nastíněn byl také nepřímý vliv respiračních exkurzí coby vnitřních sil, na rozsah těchto výchylek (1. 2. 1. 1). Závěry studií zaměřených na toto téma se nicméně rozcházejí. Zatímco prvotní experimenty úspěšně extrahují dechovou komponentu u stojících i sedících jedinců v průběhu eupnoe (Bouisset, Duchene, 1994, pp. 957–960; Hunter, Kearney, 1981, pp. 155–159), posléze je vliv respirace na změnu umístění COP u stojících subjektů negován, za podpory hypotézy absolutní kompenzace (Hodges et al., 2002, pp. 293–302). Tyto závěry jsou však opět v rozporu s navazujícími výzkumy, jež odkazují na vztah charakterizovaný potenciací výchylek během tachypnoe

či apnoe v inspiriu, zatímco bradypnoe a apnoe v expiriu jsou provázeny jejich redukcí (Caron et al., 2004, pp. 6–9; Jeong, 1991, pp. 642–645).

Vztah mezi respirací a postural sway tedy zdá se nelze označit za lineární, což je vysvětlováno multisegmentální povahou respirační kinematiky umožňující odlišné pohybové vzory (Schmid et al., 2004, pp. 105–119). Ačkoli se z pohledu lidského těla, tedy světa vzájemných souvislostí jedná o zjednodušení, tvoří oblast hrudní a břišní krajiny do jisté míry samostatné jednotky, jež se odlišují ve smyslu umístění COM, mobility, geometrie i typu tkáně a lze tedy předpokládat jejich rovněž odlišný efekt na narušení posturální stability. Fakta postavená na posturografickém hodnocení ukazují, že za podmínek hrudního dýchání jsou odchylky COP větší, než v případě abdominálního typu respirace (Hamaoui, Gonneau, Le Bozec, 2010, pp. 141–144). Tento fenomén lze objasnit jednak samotnou vyšší lokalizací hrudníku, a současně také aktivací pomocných dechových svalů s úpony na hrudní (Thp) i krční (Cp) páteři, které spouští sumační řetězec rušivých pohybů na úrovni jednotlivých segmentů (Hodges et al., 2002, pp. 293–302). Aktivita centrálně lokalizované bránice v kombinaci s vyšší denzitou břišní oblasti, má naopak menší akcelerační efekt na vychýlení páteře (Derenne, Macklem, Roussos, 1978, pp. 581–601). Uvedené může být rovněž interpretováno z hlediska motorické kontroly, kdy lze předpokládat, že CNS nemá v rámci kvazistatických aktivit k dispozici specifické kompenzační vzory pro hrudní režim, který fyziologicky nabývá na významu spíše v souvislosti s aktivitami dynamickými (Grimby, Goldman, Mead, 1976, pp. 739–751).

Zatímco rytmické antero-posteriorní oscilace COM sedících jedinců jsou pod významným vlivem respirace, u stojících subjektů je tento efekt, ač patrný, méně vyjádřen. Výklad odpovídá modelu posturálních řetězců, které ve stoji nabízí početnější DOF, tedy mnoho rušivých, ale také kompenzačních pohybových vzorů, jež mohou být uplatněny k redukci výchylek COP a propůjčují jim jejich spíše stochastický charakter (Hamaoui, Gonneau, Le Bozec, 2010, pp. 141–144; Kantor et al., 2001, pp. 128–132).

Z pohledu klinické praxe je zjevné, že volba respirační strategie významně vymezuje kapacitu posturální stability jedince.

1. 2. 2. 2 Strukturální předpoklady

Dříve, než bude na bránici nahlédnuto z pohledu funkce, je nezbytné vyjasnit některé klíčové anatomické souvislosti. Z hlediska strukturálního lze bránici popsat coby plochý, kraniálně kopulovitě klenutý, transversálně oválný útvar šlašitě-svalového charakteru mezi hrudní a břišní dutinou, jehož periferně masitá část přechází v aponeurotické centrum

tendineum. Ve smyslu předozadním se upíná na dorzální plochu sternu (pars sternalis) a ventro-laterální plochu bederní páteře (pars lumbalis), latero-laterálně pak do oblasti vnitřní plochy žeberních oblouků (pars costalis) (Dvořák, Holibka, 2006, ss. 55–61).

Z pohledu uspořádání se nanejvýš zajímavou jeví inzerční oblast v antero-laterálním interkostálním prostoru. Zde se, jak praví klasická literatura, cípatě upíná pars costalis na kostěné či chrupavčité části kaudálních šesti, vzácně sedmi žeber (Sinělnikov, 1980, ss. 308–339). Zdroje blíže zaměřené však odhalují také přímý kontinuální přechod (interdigitaci) mezi bránicí a rovněž cípatě inzerujícími snopci m. transversus abdominis (m. TRA), jejichž prolínáním vzniká plošný úponový pás (Dylevský, 2009, s. 244).

Již původní práce zmiňují šlašitá zakončení bránice, která se mísí s aponeurózou m. TRA (Eisler, 1912, s. 537). Současná ohledání v zájmové oblasti popisují inzerci svalových vláken bránice do periostu žebra či perichondria žeburní chrupavky coby ostrý šlašitý přechod, na předělu bránice a m. RTA, nicméně jasná hranice masitého či aponeurotického charakteru makroskopické ani mikroskopické úrovně nebyla nalezena. Daný fakt nevypovídá nutně o nepřítomnosti pojivové tkáně, jako spíše o nehomogenitě přechodu, připouští se však i možnost přímého sériového zapojení svalových vláken, jejichž tah je uskutečněn prostřednictvím vmezeřených vazivových struktur (Dvořák, Holibka, 2006, ss. 55–61; Konrádová, 2000, s. 91; Lichnovský, Malínský, 2010, ss. 116–119).

Jelikož svalové snopce bránice leží v jedné vrstvě, nelze absenci inzerční tkáně vysvětlit ani hypotézou o rozdílném překrývání na jednotlivých úrovních (Dylevský, 2009, s. 244). Na základě této skutečnosti lze očekávat omezenou pevnost propojení, přičemž řídké vazivo oddělující svalovou tkáň v dané oblasti potencuje elasticitu a skluz při dechových exkurzích (Dvořák, Holibka, 2006, ss. 55–61). Není tedy překvapením, že tahové síly bránice jsou přenášeny zejména prostřednictvím úponů kostálních (Kapandji, 1974, p. 150).

Pro plné porozumění strukturálním a v návaznosti také funkčním souvislostem bránice a m. TRA je rovněž nezbytné zmínit klíčové embryologické konsekvence. Základ bránice tvoří mezenchymová ploténka, která kolem 4. týdne sestupuje do své definitivní lokalizace. Následně pak v průběhu 5. týdne migrují do septa myoblasty z cervikálních segmentů, jež se po dosažení axonů budoucího n. phrenicus mění na vlákna svalová. Mimo jiné se na genezi bránice podílí i materiál stěny břišní, který tvoří její marginální část (Sadler, 2011, ss. 165–172). Některé zdroje uvádí vznik myoblastů bránice přímo z téhož mezodermového materiálu, který je podkladem vzniku svalů břišní stěny, včetně m. TRA (Malínský, Lichnovský, 2008, ss. 122–124). Vzájemné prolínání bráničních svalových vláken s vlákny m. TRA lze tedy vysvětlit společným embryonálním původem, o kterém informuje

i jejich senzitivní zásobení, vycházející v obou případech z interkostálních nervů. Nabízí se dokonce hypotéza, kde které je část senzitivní inervace periferních vláken bránice současně senzitivní inervací okrajových vláken m. TRA (Sadler, 2011, pp. 225–232).

Třebaže koaktivace bránice a břišních svalů v mechanice respirace je známá (Hodges et al., 1997, pp. 539–548; Kapandji, 1974, p. 150; De Troyer, Loring, 1986, pp. 443–462), jsou výše uvedené skutečnosti dalším svědectvím, vypovídacím ve prospěch posturálního významu bránice, na který je stále více poukazováno. Již samotná morfologie přechodové části bránice a m. TRA je důkazem o velmi těsné, neoddělitelné funkční spolupráci obou entit, která je uvažována v rámci kinematických svalových smyček coby jeden ze základních stavebních kamenů drtivé většiny terapeutických konceptů (Dvořák, 2005, s. 19).

Navzdory doposud favorizované konexi, je v rámci úplnosti nutno připustit i další, interindividuálně značně odlišné varianty srůstů bránice s okolními orgány či svaly, podpůrného charakteru (Žlábek, 1950, ss. 127–128).

V kontrastu evolučních souvislostí, lze spíše pro zajímavost zmínit jasně patrné úpony bránice pozorované u vepře, jenž inzerují na žebra a mezižeburní prostory zcela bez jakékoli vazby na m. TRA. Obdobně jako u bránice lidské, působí značná redukce aponeurotické tkáně makroskopickým dojmem přímého nasedání masité části na stěnu trupu. Rozdílná architektura je pravděpodobně reflexí jiného kineziologického zapojení, které souvisí s přechodem člověka do vertikály. S jistými obměnami lze tedy obdobnou úpravu očekávat i u dalších kvadrupedů (Dvořák, Holibka, 2006, ss. 55–61).

1. 2. 2. 3 Funkční propojení

Snaha objasnit fenomén duální, tedy respirační a posturální (non-respirační) funkce bránice započala před více než 50 lety, kdy Wade a Gilson provádí jednu z původních studií (Wade, Gibson, 1951, pp. 103–126). Řadu významných údajů v rámci série navazujících experimentů přináší zvláště Hodges, jehož práci ve světle funkční magnetické rezonance (fMRI) dále rozvíjí Kolář.

Aktivita bránice kontinuálně doprovází každý pohyb končetin i trupu, přičemž její participace na udržování posturální stability je koordinována s funkcí dechovou (Gandevia et al., 2002, pp. 118–121; Hodges et al., 2002, pp. 293–302). Zatímco bránice, m. TRA a mm. intercostales jsou tonicky aktivovány a fázicky modulovány ve smyslu duálním, činnost zbylých svalů trupu (m. obliquus internus/obliquus externus/rectus abdominis, paravertebrální extenzory páteře) je regulována pouze ve vztahu k funkci posturální (Kolář et al., 2010, pp. 1064–1071; Rimmer, Ford, Whitelaw, 1995, pp. 1556–1561). Ačkoli nelze

(na rozdíl od změn tonických) vývoj fázické non-respirační aktivity bránice odlišit od činnosti respirační, která jej překrývá, lze předpokládat, že m. TrA a mm. intercostales mají obdobně jako bránice dvojí populaci MJ (Hodges, Gandevia, 2000a, pp. 165–175; Puckree, Cerny, Bishop, 1998, pp. 1707–1715) a v návaznosti na specifické pohybové úkoly dochází ke specifickému timingu jejich rekrutace (Hodges, Heijnen, Gandevia, 2001, pp. 999–1008).

Bránice nepracuje jako jedna soudržná jednotka. Její dílčí sekce participují na respirační a non-respirační funkci nerovným dílem, přičemž jednotlivé porce jsou ve smyslu posturálním zapojeny sériově, zatímco z hlediska dýchání odpovídá jejich kontrola režimu paralelnímu (Kolář et al., 2009, pp. 383–392; Kondo et al., 2000, pp. 19–25; Macklem, 1987, pp. 21–25).

Koaktivace bránice, svalů břišní stěny a pánevního dna, je předpokladem protikladných dějů v rámci modulace intraabdominálního tlaku (IaT), jenž zaujímá významnou roli v procesu kontroly a mechanické stabilizace páteře, zvláště pak oblasti Lp (Daggfeldt, Thorstensson, 1997, pp. 1149–1155; Hodges et al., 1997, pp. 539–548; Hodges et al., 2005, pp. 1873–1880; Hodges, Sapsford, Pengel, 2007, pp. 362–371; Miyamoto, Shimizu, Masuda, 2002, pp. 1749–1754). IaT lze charakterizovat jako trvalého, vhodně časovaného protivníka nežádoucích exkurzí, které vznikají následkem pohybu trupu a končetin, kde charakter odpovědi odpovídá charakteru sil destabilizujících (Hodges, Gandevia, 2000b, pp. 967–976). V rámci svalově-vazivových řetězců tohoto systému je bránice rovněž nepřímou schopna kontrolovat segmentální pohyb jednotlivých obratlů (Hodges, Gandevia, 2000a, pp. 165–175).

V souvislosti s aktivitou končetin je posturální vliv bránice klíčový pro vytvoření punctum fixum, načež během pohybové akce HKK, více však DKK setrvává bránice ve vyšším excitovaném stavu (Obr. 5A). Povaha činnosti bránice se smyslu lokomoce odpovídá rotačním silám, vycházejícím z unilaterálních pohybů končetin (Kolář et al., 2010, pp. 1064–1071). Kvalita segmentálního pohybu KYK, nezbytná pro chůzi, je tedy úzce spřízněná s kvalitou koordinace mezi bránicí, svaly břišní stěny, pánevního dna a extenzory páteře (Kolář et al., 2012, pp. 352–362). Vyjma lidské lokomoce (Saunders, Rath, Hodges, 2004, pp. 280–290) je účast respirace na pohybových aktivitách patrná také u zvířat (Bramble, Carrier, 1983, pp. 251 – 256).

Non-respirační funkce bránice je za běžných podmínek v symbióze s funkcí dechovou, zvýší-li se však chemickou cestou nároky na respiraci, je aktivita posturálních motoneuronů dle potřeby redukována ve prospěch firingu motoneuronů respiračních. Obdobná asociace platí pro m. TRA i mm. intercostales, nikoli však pro erektory páteře či povrchové vrstvy břišních svalů. CNS tedy preferuje zachování homeostázy na úkor kvality stabilizace trupu (Hodges, Heijnen, Gandevia, 2001, pp. 999–1008). Coby kompenzační mechanismus jsou

povolány povrchové vrstvy břišních svalů či erektorů páteře, které však postrádají schopnost respirační modulace (Gandevia et al., 1999, pp. 598–1603). Existují také situace fyziologického přerušení dýchání s cílem zvýšení posturální stabilizace (polykání, kašel, defekace, zvracení, porod, vzpírání či abnormálně zvýšené fyzické úsilí), kdy ve výjimečných případech může být respirace ohrožena (Hodges, Heijnen, Gandevia, 2001, pp. 999–1008).

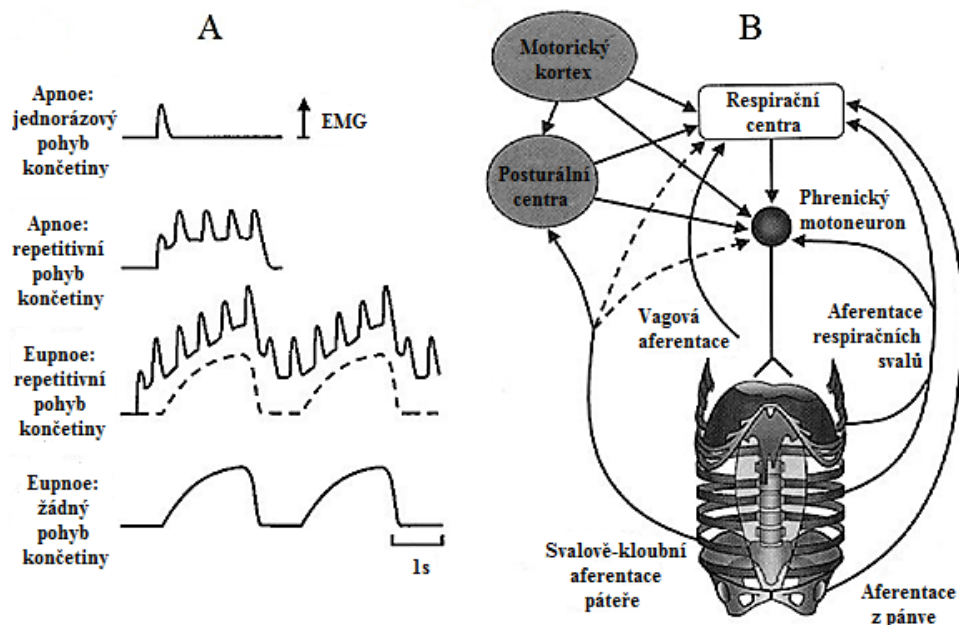
Posturální aktivita bránice je součástí feed-forward systému (1. 1. 7), kdy stabilizace páteře, pletence pánevního i ramenního je spuštěna v rámci anticipačního nastavení. Referenční vstupy dosud omílaných synergií, jejichž jádrem je bránice, jsou také nezbytným podkladem adekvátní senzorio-motorické kontroly pro koordinaci respirace a stabilizace trupu během pohybů končetin coby součást systému feed-back (Arain, Latash, 1995, pp. 323–332; Hodges et al., 1997, pp. 539–548, Hodges, Richardson, 1997, pp. 362–370).

Ačkoli jejich přesné vztahy nebyly dosud stanoveny, z hlediska neurální kontroly bránice jsou zřejmé přinejmenším čtyři cesty k phrenickým motoneuronům (Obr. 5B). Descendentní vlákna z ponto-medulárních respiračních center, vlákna non-respiračních supraspinálních oblastí (včetně motorického kortexu), spinální interneuronová síť a vstupy z periferních receptorů (svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska bránice, m. TRA, mm. intercostales, vagová, pánevní aferentace, informace z kloubních mechanoreceptorů, visceroreceptorů i vestibulárního aparátu). Ač primárním, je vstupům ze samotné bránice přikládán pouze malý význam, kvůli nízkému počtu svalových vřetének (Butler et al., 1995, pp. 273–281; De Troyer, 1997, pp. 445–453; Gandevia, Rothwell, 1987, pp. 109–118; Remmers, 1973, pp. 45–62; Rossiter et al., 1996, pp. 3274–3284).

Z pohledu klinické praxe je závěrem nutné vyzdvihnout některá stěžejní fakta. Za fyziologických podmínek je bránice schopna plnit dvojí funkci (obdobně jako intaktní mozek během dual-task) (Hodges, Gandevia, 2000a, pp. 165–175). Její adekvátní posturální aktivita je nezbytná pro efektivní napřímění těla ve vertikále a rozhodující z hlediska kvality každé, ať jednoduché či složité pohybové aktivity (Kolář et al., 2010, pp. 1064–1071; Smith et al., 2008, pp. 703–720). Abnormální pozice či stabilizační funkce bránice úzce souvisí s etiologií patologického působení v oblasti páteře (Hodges et al., 2005, pp. 1873–1880). Změněný vzorec náboru MJ reflektuje narušení koordinace, což se zpravidla projevuje její kranializací a sníženou působností během dynamické pohybové činnosti, ačkoli dechový objem nemusí být vlivem kompenzačních mechanismů nutně redukován (Hagins, Lamberg, 2011, pp. 141–148; Kolář et al., 2012, pp. 352–362). Insuficience bránice je zpravidla neoptimálně substituována aktivitou povrchových vrstev svalů břišní stěny a paravertebrálních extenzorů páteře, jejichž nepoměr se manifestuje hyperlordózou Lp

či anteriorním naklopením pánve. Nelze však vyloučit ani opačný sled událostí tohoto bludného kruhu (Hodges, 2004, pp. 13–28).

Obr. 5 A) Vztahy mezi respirační a non-respirační aktivitou bránice během pohybu končetin;
B) Integrace vstupů k motoneuronům bránice (Hodges, Gandevia, 2000a, pp. 165–175)



1. 2. 3 Okno do poznání kognice

Kognice (z řeckého gnósis či latinského cognoscere) zastřešuje poznávací procesy, jejichž vyšší ušlechtilá forma je specificky lidským nadáním a která vyjma automatismů (myšlenkových či pohybových) postihuje všechny aspekty jednání člověka. Tato mimořádně rozsáhlá tematika zahrnuje rovinu percepční, centrální, expresivní i sociální a svou spletností kopíruje složitost lidského mozku. Pro popisné účely lze souhrnný pojem kognice porůznu členit (myšlení, vnímání, pozornost, paměť, vizuálně-prostorové a řečové dovednosti, funkce exekutivní, procesy psychologické a emocionální, schopnosti fluidní či krystalické), tvoří však difuzní celek, kde jakékoli umělé dělení je hrubě nedostatečné (Sternberg, 2002, s. 19).

Neurogením korelátém kognice je spleť sítí (1. 1. 3), jejichž plasticita (1. 1. 5a) jde ruku v ruce s celoživotním vývojem myšlenkového a pohybového chování. Základní skicou sensorického ramena kognice, zakreslenou s využitím fMRI a pozitronové emisní tomografie (PET), je retikulo-thalamo-limbicko-kortikálního komplex, zatímco náčrt ramena motorického odpovídá spíše soustavě thalamo-kortiko-striatové (Koukolík, 2012, s. 333). Trendem nedávných výzkumů se stal kognitivní rozměr mozečku a v analogii s poruchou motorické kontroly byl zaveden pojem dysmetrie myšlení (Baillieux, et al., 2008, pp. 763–773; Baillieux et al., 2010, pp. 763–773).

Za účelem hodnocení byla vyvinuta řada standardizovaných testů (Stroop test, Mini-Mental State Examination – MMSE, Montreal Cognitive Assessment – MoCa, Wisconsin Card Sorting Test – WCST, Executive Interview Test – EXIT25; Clock Drawing Test – CDT), které však přes svůj nepopiratelný klinický užitek, postihují vždy jen nepatrnou část kognitivního spektra, přičemž samotné rozdělení poruch zůstává stejně tak neuspokojivé.

1. 2. 3. 1 Význam exekutivních funkcí, pozornosti a pracovní paměti

Navzdory kaskádě navazujících termínů pojmy exekutivní funkce, pozornost a pracovní paměť utváří základní pilíře kognice ve vztahu k uvažovanému experimentu.

a) Exekutivní funkce

Exekutivní (výkonné) funkce (EF) odkazují na variaci kognitivních procesů, které využívají, integrují a modulují vstupy z mnoha senzorických systémů, na jejichž podkladě se vytváří či modifikuje určitý vzorec chování (Koukolík, 2012, s. 227). Pomyslně je lze segmentovat na vůli, plánování, účelnou akci, efektivní provedení, jeho monitoring a případně schopnost kognitivní inhibice, přičemž omezení kterékoli ze složek zpravidla významně redukuje účinnost celku (Yogev-Seligmann, Hausdorff, Gilad, 2008, pp. 329–472). Těžištěm rozsáhlých neuronových sítí, které tvoří infrastrukturu EF je prefrontální kůra, nicméně specifické úkoly se promítají do dalších areí v rámci celého mozku (Collette at al., 2006, pp. 209–221). Běžné užívání termínu frontální funkce, jakožto synonyma pro EF tedy není zcela namístě (Stuss, Alexander, 2000, pp. 289–298).

b) Pozornost

Pozornost coby součást EF skrývá taktéž mnoho dílčích dějů, skrze které se na podkladě senzorické suprese či integrace (1. 1. 6.) stává organismus vnímavějším k určitému typu stimulů (Yogev-Seligmann, Hausdorff, Gilad, 2008, pp. 329–472). Jinými slovy vyjadřuje schopnost vědomého či nevědomého zaměření mysli na specifický proud či skupinu proudů již zmiňované mnohaproudé multi-informační dálnice (Sternberg, 2002, s. 90). Z pohledu neuroanatomie lze pozornost definovat jako aktivovanou síť, jejímž účelem je po určitou dobu řídit chod jiných sítí (Posner et al., 2006, pp. 1422–1429).

Elementární charakteristiky intaktní pozornosti jsou soustředěnost (koncentrace), stálost (udržitelnost), výběrovost (selekce), přenosnost (dynamika) a rozdělitelnost (distribuce), jejichž souhrn odpovídá celkové kapacitě (rozsah) (Yogev-Seligmann, Hausdorff, Gilad, 2008, pp. 329–472).

V kontextu k zamýšlenému experimentu sehrává v souvislosti s dual-task prim zejména schopnost distribuce, jíž se rozumí možnost zpracování více úkolů současně. Tento fenomén

je vysvětlován na podkladě teorie sdílení kapacit, modelu vícečetných zdrojů a teorie překážek (Magill, 2011, pp. 194–196). V rámci jejich osvětlení uvažujeme pro názornost nadále situaci řízení automobilu za současné konverzace se spolujezdcem.

Teorie sdílení (capacity-sharing theory) vychází z idey centrálního rezervoáru omezené kapacity, která je paralelně členěna mezi stávající úkoly. Je-li kapacita překročena, nastává přerušování, případně změna kvality provedení alespoň jednoho z nich (Magill 2011, p. 197; Pashler, 1994, p. 221), k čemuž dochází i v situacích, kdy jsou úkoly zdánlivě plně zautomatizované (Tombu, Jolicoeur, 2003, pp. 3–18). Dle původního Kahnemanova modelu (obr. 6), reflektuje politika rozdělení momentální excitability (psychický i somatický stav), okamžitý záměr a trvalé uspořádání coby odraz dějů vnitřních, ve vztahu k požadavkům, které vyvstávají na podkladě charakteru úkolu a podmínek vnějšího prostředí (Kahneman, 1973, p. 10). Volní i mimovolní zaměření pozornosti podléhá principu významnosti a je zpravidla smysluplné ve vztahu k dané situaci (Magill, 2011, p. 200).

Model vícečetných prostředků (multiple resources model) je založen na teorii sdílení, předpokládá však více pozornostních rezervoárů odlišného typu. Kompetice pak nastává pouze mezi úkoly, jejichž vstupní informace spadají v rámci svého dekódování do shodného rezervoáru (Magill, 2011, pp. 200–202).

Navazuje teorie zúžení (bottleneck theory), která vyvozuje, že sejdou-li se úkoly, jejichž charakter z důvodu překrývání neurálních sítí neumožní paralelní řešení, vytváří první překážku, případně je-li konflikt mezi úkoly významný, jsou explicitně či implicitně stanoveny priority (Yogev-Seligmann et al., 2010, p. 178). Zpracování dalších informací se tak odkládá do doby uvolnění sítě, čímž celý mechanismus přechází do sériového režimu, zatíženého jistou časovou prodlevou (Ruthruff, Pashler, Klaassen, 2001, pp. 73–80; Tombu, Jolicoeur, 2003, pp. 3–18). Protikladný návrh teorie přeslechů (cross-talk theory), jehož podstatou je možnost řešit současně přicházející analogické úkoly prostřednictvím totožné neurální sítě se ukázal jako mylný (Pashler, 1994, p. 221).

Ačkoli zobrazovací metody PET a fMRI potvrzují uvedená tvrzení (Schubert, Szameitat, 2003, pp. 733–746; Szameitat et al., 2002, pp. 1184–1199), zda existuje centrální rezervoár nebo je pro zpracování informací využito vícečetných zdrojů, či kde dochází k onomu zúžení, zůstává nezodpovězeno (Magill, 2011, p. 196–197).

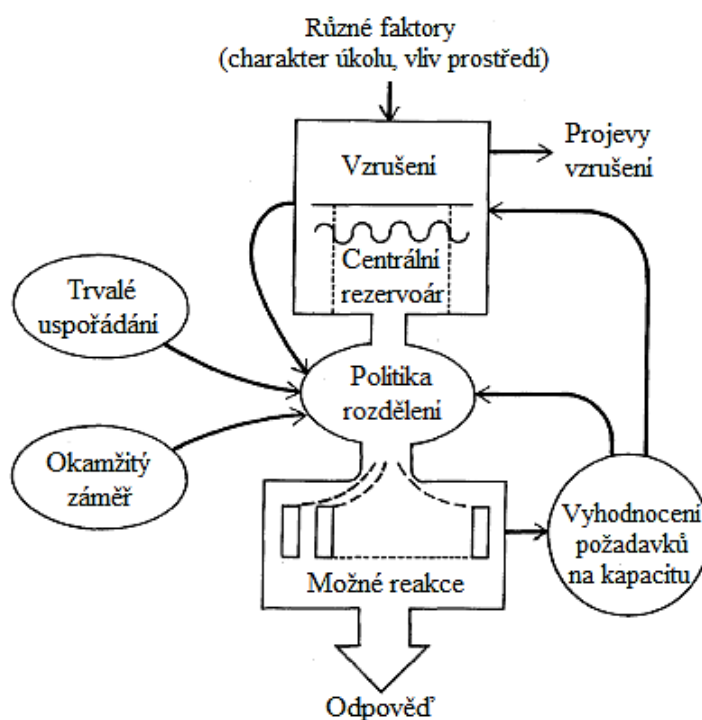
c) Pracovní paměť

V rámci moderního pojetí reprezentuje paměť pomyslné zrcadlo neurokognitivních sítí velkého rozsahu (Mesulam, 1990, pp. 597–613; Mesulam, 2009, pp. 1–3). Pracovní paměť (working memory) je termín v současnosti užívaný pro STM. Dle klasického, neustále

se rozvíjejícího modelu jsou jejími dílčími komponenty fonologická smyčka, vizuospeciální náčrtník a centrální řídicí složka, jimž společnou vlastností je omezená kapacita (Koukolík, 2012, pp. 117–118).

Fonologická smyčka (phonological loop) je subsystém, v němž se na podkladě vizuálních a akustických vstupů ukládají zvukové (řečové i neřečové) informace, které nejsou-li opakovány, vytrácejí se během několika sekund (Baddeley, 2000, 117–123; Baddeley, 2003, pp. 829–839). Vizuospeciální náčrtník je poněkud složitější smyčkou, již si lze představit coby tabulku zřetězených a prostorových dat, která jsou po krátké době smazána, aby uvolnila místo pro zápis dat jiných (Koukolík, 2012, pp. 120–121). Centrální řídicí složka představuje integrátor různých signálů, jehož činností dochází ve smyslu pracovní paměti k významným úsporám dostupné kapacity (Prabhakaran et al., 2000, pp. 85-90).

Obr. 6 Kahnemanův model pozornosti (Kahneman, 1973, p. 10)



1. 2. 3. 2 Chůze a kognitivní funkce ve světle režimu dual-task

Rozklíčování vztahu mezi kognicí a posturální kontrolou, zejména pak v souvislosti s chůzí, je věnováno stále více pozornosti. Konvenční pohled na chůzi, jakožto samočinný lokomoční mechanismus, který se nachází pod minimálním vlivem kognitivních procesů, prochází změnou (Woollacott, Shumway-Cook, 2002, pp. 1–14).

Lokomočně-kognitivní povaha chůze je vystavena na její smysluplnosti, tedy schopnosti stanovení či uchování cíle, stejně jako orientaci i navigaci v mnohdy složitém, proměnlivém

prostředí, jež si žádá vhodnou kontrolu nejen trupu a končetin (Yogev-Seligmann, Hausdorff, Giladi, 2008, 329–472).

Tradičně je pro odhalení vzájemných vztahů mezi kognicí a chůzí využíván model *dual-task* či *multi-task*. Simultánní provedení dvou či více úkolů jde ruku v ruce s teoriemi sdílení pozornosti (1. 2. 3. 1b)), kde odlišnosti provedení prvního či druhého úkolu indikují interferenci mezi kontrolními procesy (Kerr, Condon, McDonald, 1985, pp. 617–622).

Preference ve smyslu lokomočně-kognitivních konfliktů fyziologicky obvykle podléhá strategii „*posture-first*“, nicméně jsou známy i výjimky potvrzující pravidlo (Bloem et al., 2001, 191–202). Význam souběžného úkolu je dán motivací řízenými miskami vah, jejichž principem je udržet rovnováhu mezi nebezpečím a užitekem (Williams, 2006, pp. 1–47).

Jak již bylo nastíněno, dle svého charakteru využívají rozdílné kognitivní úkoly odlišných neurálních sítí, na základě čehož je lze rozdělit (Tab. 3). Obdobně jako samotné podoblasti kognitivních funkcí i zde se však uvedené podskupiny prolínají.

Tab. 3 Kognitivní úkoly využívané ve spojení s chůzí a jejich rozdělení (Al-Yahya, et al., 2011, pp. 716–717; Martin, Bajcsy, 2011, p. 2)

Typ	Charakteristika	Zástupce
Pracovní paměť	Uchování informací	Hlasité/tiché odčítání, zpětný výčet abecedy
Slovní plynulost	Spontánní produkce slov za určitých podmínek	Výčet prvků dle daného klíče, řízená konverzace
Motorické	Cílená kontrola jemné či globální motorika	Rozepnutí a zapnutí knoflíku, přesun mince z kapsy do kapy, poklepávání prstu, přenos sklenice s vodou
Auditivní	Integrace zvukových vstupů za určitých podmínek	Poslech hudby či úryvku knihy s/bez požadavku na uchování informací
Vizuální	Integrace zrakových vstupů za určitých podmínek	Práce s dynamickým/statickým obrazem
Selekce a rozhodnost	Výběr informací a zaměření na konkrétní úkol	Stroop test – vizuální/akustická forma
Rychlost reakce	Prodleva mezi percepcí a expresí	Zaznamenání změny charakteru obrázců, předkládaných o určité frekvenci
Psychické a sledovací	Udržení informací a následná práce s nimi	Brook test, zapamatování čísel/obrázců a jejich seřazení dle velikosti/názvu
Jiné	Komplexní reálný motoricko-kognitivní úkol	Psaní textových zpráv spontánně/diktát

1. 2. 3. 3 Muzikofilie

Neodmyslitelný vztah hudby k pohybu nepřimo naznačuje svým výrokem „*hudba je pohybem zvuků, zatímco spousta krásných scénérií přírody jsou pohybem barev*“ Latash

(Latash, 2008b, p. 17). Třebaže nemá žádnou reprezentační hodnotu či bezpodmínečný vztah ke světu a ve své elementární formě dokonce postrádá jakékoli koncepce, teorie, obrazy, symboly či jazyk, mezi hudbou a člověkem panuje silné spojení. Přirozená náklonnost k hudbě (muzikofilie), se vyvíjí a projevuje již v prenatálním období, přičemž zřetelná v každé kultuře, uložená hluboko v lidské přirozenosti, sahá až k počátkům našeho druhu, který není o nic méně muzikálním než lingvistickým. Zpěv ptáků či kytovců, ač se zdá být hudbou, má zřejmý adaptivní význam, relativně neměnnou strukturu a patrně je do značné míry vetkán do nervové soustavy daného jedince (Sacks, 2008, pp. 9–13). Přestože z biologického hlediska má záliba v hudbě a schopnost vydávat hudební tóny pro člověka pramalý užitek, řadí se mezi nejpozoruhodnější vlastnosti, jimiž je obdarován (Darwin, 2007, s. 251). Mnoho z umění nemá žádnou adaptivní funkci. Jedná se o technologické „know-how“ k vytvoření čistých koncentrovaných dávek uspokojení, jež odpovídá vjemům, které jsou zakoušeny v souvislosti s podmínkami adaptivními (Pinker, 2007, pp. 161–177).

Dle dosažitelných informací neexistuje žádné hudební centrum mozku. V souvislosti s jejím poslechem je aktivována difuzní spleť roztroušených sítí (Koukolík, 2012, ss. 86–97). Pomyslně tedy hudba, stejně jako jiné formy vyššího estetického života člověka, pronikají do mysli po „zadním schodišti“ (James, 1890, p. 154).

Primární vlastností hudby je rytmus, přičemž její poslech není jen záležitostí sluchu a emocí, ale také motoriky (Thaut, 2008, pp. 85–113). Hudbě nasloucháme nevědomě skrze své svaly, které její rytmus sledují a skrze tvář i postoj těla zrcadlí příběh melodie, stejně jako myšlenek i pocitů které vyvolává (Nietzsche, 1981, pp. 419–457). Empirická zdůvodnění se ve světle aktuálních výzkumů, jenž podávají důkazy o zpracování rytmu sítí putamen-SMA-PM, stávají vědecky podloženými fakty (Grahn, Rowe, 2009, pp. 7540–7548). Pouhá představa hudby bývá zpravidla pozoruhodně věrná originálu, základem čehož je také mimořádná síla hudební paměti (Sacks, 2008, pp. 9–13).

Působení hudby uklidňuje, povzbuzuje, utěšuje, vzrušuje, synchronizuje. Její účinky vykazují taktéž významný terapeutický potenciál v souvislosti s klinikou rozličných neurologických onemocnění (Parkinsonova/Alzheimerova/Huntingtonova choroba, CMP, subtypy frontálních, korových či podkorových syndromů) (Brown et al., 2009, pp. 1578–1583; Critchley, Henson, 1977, pp. 13–27; McIntosh et al., 1997, pp. 22–26; Thaut et al., 1999, pp. 808–819; Thaut et al., 2007, pp. 455–459; Willems et al., 2006, pp. 721–728).

Dnes, patrně v návaznosti na rozvoj zobrazovacích metod, umožňujících přímé pozorování metabolismu mozku, je dostupné obrovské a rychle rostoucí množství studií, vypovídajících o nervových operách hudebního vnímání (Sacks, 2008, pp. 9–13).

2 Cíle a hypotézy

Kvintesencí části experimentální je, skrze hodnocení kvantitativních změn stereotypu chůze, nepřímo objektivizovat motoricko-kognitivní neurální střet během specifických, běžnému životu blízkých situací a tímto kriticky přezkoumat prastarou empirii tří, vzájemně se podpírajících pilířů kognice, dýchání a lokomoce.

Za tímto účelem bylo vytvořeno 6 hlavních etap (G1 až G6), které odpovídaly 6 testovaným podmínkám (0). Cílem výzkumu bylo srovnání etap G2 až G6 s etapou G1, přičemž v návaznosti na odhalení statistické významnosti ve smyslu etap G2 či G3, byly tyto etapy rovněž porovnány mezi sebou. Níže uvedené nulové (H_0) a alternativní (H_A) hypotézy H_{01}/H_{A1} až H_{014}/H_{A14} zastupují 14 sledovaných parametrů (Tab. 4).

I. Vědecká otázka: „Ovlivní etapy G2 až G6 parametry chůze definované etapou G1?“

ii. Podotázka: „Existuje v případě vlivu etap G2 či G3 rozdíl mezi těmito etapami?“

- H_{01} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry FR-L/R.
- H_{A1} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry FR-L/R.
- H_{02} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem SL.
- H_{A2} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem SL.
- H_{03} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem SW.
- H_{A3} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem SW.
- H_{04} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry StP-L/R.
- H_{A4} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry StP-L/R.
- H_{05} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem DSP.
- H_{A5} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem DSP.
- H_{06} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem Cad.
- H_{A6} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem Cad.
- H_{07} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry LoGL-L/R.
- H_{A7} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry LoGL-L/R.
- H_{08} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry SSL-L/R.
- H_{A8} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry SSL-L/R.
- H_{09} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem A/PP.
- H_{A9} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem A/PP.

- H₀10: Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem LS.
- H_A10: Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem LS.
- H₀11: Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MF1-L/R.
- H_A11: Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MF1-L/R.
- H₀12: Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MF2-L/R.
- H_A12: Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MF2-L/R.
- H₀13: Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MFF-L/R.
- H_A13: Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MFF-L/R.
- H₀14: Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MFH-L/R.
- H_A14: Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MFH-L/R.

Tab. 4 Přehled sledovaných časoprostorových a silových parametrů (Kolářová et al., 2014, ss. 43–45)

Parametr	Zkratka	Jednotka	Definice
Foot rotation	FR-L/R	úhel ve stupních	Rotace podélné osy chodidla pro levou/pravou DK (kladná/záporná hodnota → zevní/vnitřní rotace)
Stride length	SL	cm	Délka dvojroku (vzdálenost mezi dvěma kontakty paty shodné DK)
Step width	SW	cm	Šířka kroku
Stance phase	StP-L/R	%	Procentuální vyjádření doby stojné fáze pro levou/pravou DK
Double stance phase	DSP	%	Procentuální součet fází dvojí opory (load response a pre-swing)
Cadence	Cad	krok/min	Počet kroků za minutu
Length of gait line	LoGL-L/R	mm	Číselné vyjádření změny polohy COP pro levou/pravou DK
Single support line	SSL-L/R	mm	Číselné vyjádření hodnot stojné fáze na základě změny polohy COP pro levou/pravou DK
Ant/post position	A/PP	mm	Antero-posteriorní lokalizace středového bodu (nulová hodnota odpovídá zadnímu okraji chodidla)
Lateral symmetry	LS	mm	Latero-laterální lokalizace středového bodu (kladná/záporná hodnota → posun vpravo/vlevo)
Max. force 1	MF1-L/R	N	Velikost prvního maxima reakční síly pro levou/pravou DK
Max. force 2	MF2-L/R	N	Velikost druhého maxima reakční síly pro levou/pravou DK
Max. force forefoot	MFF-L/R	N	Maximální silové působení v oblasti přednoží pro levou/pravou DK
Max. force heel	MFH-L/R	N	Maximální silové působení v oblasti kalkanea pro levou/pravou DK

3 Metodika výzkumu

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Výzkumná část diplomové práce je orientována na mladé, zdravé, dospělé jedince. Za účelem jednotné věkové skladby vzorku a eliminace extrémních výchylek konstituce ve vztahu k běžné populaci, byly základní charakteristiky předem vymezeny (věk 18 – 35 let; BMI > 18 kg/m² / < 30 kg/m²; výška > 1,5 m / < 2 m).

Pro rozsáhlé možnosti patologií hybného systému byl coby souhrnné vylučující kritérium, pokládán jakýkoli významný strukturální i funkční deficit vyjádřený do stereotypu chůze, přičemž byla uvažována možnost poruchy na všech etážích řízení. Jako klíčové lze uvést zejména traumata, deformity, zkrat, poruchy svalově-kloubní, změny neurologické a percepční soustředěné v krajině DKK. Navazujícím, však neméně významným důvodem vyřazení byly skolióza či traumata v oblasti páteře, přítomnost kardiorespirační insuficience, disfunkce vestibulárního aparátu, nekorigované poškození vizuálního a akustického systému, akutní či chronická nocicepce limitující pohybový projev testovaného, jakožto i samotné narušení funkcí kognitivních.

Dle uvedených předpisů byla v návaznosti na vyhodnocení anamnestického dotazníku (*Příloha 2*) sestavena skupina čítající 50 jedinců o shodném zastoupení obou pohlaví (Tab. 5).

Tab. 5 Rozložení základních parametrů testovaného vzorku

	Věk	Výška (m)	Hmotnost (kg)	BMI (kg/m ²)	Dominance (suma/%)	
Ø	22, 94	1,76	70,38	22,7	PDK	47/94%
SD	2,05	0,09	11,31	2,24	LDK	3/6%

Popis: Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka

3.2 Organizace a průběh měření

Experiment proběhl v prostorách kineziologické laboratoře na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci. K jeho realizaci, včetně získání výstupních parametrů byl využit motorizovaný chodící pás h/p/cosmos locomotion med (mercury-based) se systémem Zebris FMD-THL-M Rehawalk® (Obr. 7). Po celou dobu byly zajištěny standardní podmínky prostředí (přiměřená teplota, osvětlení, eliminace rušivých elementů). V průběhu měření byl testovaný jedinec ve spodním prádle, případně volném sportovním oděvu bez obuvi, aby tak byla vyloučena možnost nežádoucího ovlivnění chůze.

Bezprostředně po příchodu byl subjektu předložen informovaný souhlas a anamnestický dotazník (Příloha 1; Příloha 2). Následně proběhlo krátké seznámení s experimentem a jeho průběhem, vlastní pozadí a cíl výzkumu však zůstaly zastřeny, aby nedošlo k narušení přirozeného psycho-motorického projevu. Testovaný byl z důvodu prevence poranění poučen o umístění teleskopických madel i tlačítka „stop“ s funkcí okamžitého zastavení pásu, kterých bylo možno využít v případě nutnosti. Obrazovka vizuální zpětné vazby byla vypnuta a madla nastavena tak, aby neomezovala volný souhyb HKK (Obr. 7).

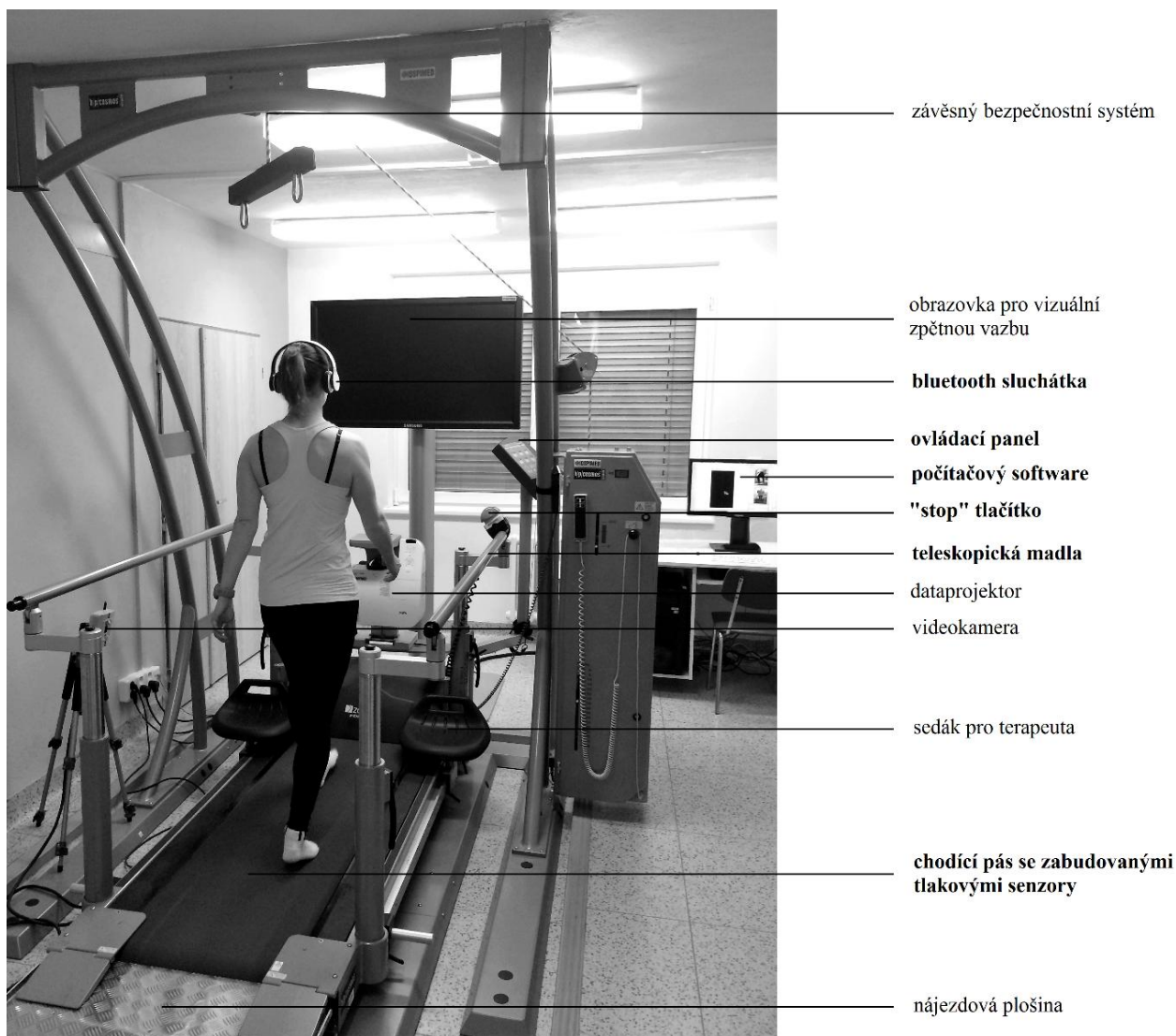
Zahajujícím aktem předcházejícím samotné měření byl náhodný výběr trojčíferného čísla a písmene, jehož podstatou byly 4 hody hrací kostkou, které na výzvu testujícího provedl testovaný. Vrh 1 až 3 odpovídal prostému hodu, přičemž padlá čísla byla chronologicky složena v jedno trojčíferné číslo. Hodem 4 pak byla kostka vržena na povrch tabulky formátu A4, vyobrazující latinskou abecedu (Příloha 3). Úvodní část uzavíralo tažení šesti kartiček s čísly 1 až 6 na svém rubu, prostřednictvím kterého bylo zajištěno randomizované pořadí dále blíže specifikovaných etap části ústřední.

Na počátek ústřední části experimentu byla zařazena etapa adaptační o délce 6 minut. Během této etapy byl testovaný jedinec plynule adaptován na rychlost chůze 4,5 km/h o vertikálním sklonu 0%, kteréžto podmínky byly považovány za výchozí. Samotné měření, tedy analýza chůze, sestávalo z 6 hlavních etap. Jednotlivé etapy, každá o délce trvání 2 minuty, byly navzájem oddělené pauzami o délce 30 sekund. Vlastní, 60 sekund trvající analyzovaný úsek pak vždy připadal na střední část dané etapy. Etapa 1 (G1) reprezentovala prostou chůzi. Etapy 2 a 3 (G2; G3) zastupovaly chůzi doprovázenou poslechem hudby ve smyslu rytmické (G2) a arytmiické (G3) akustickou stimulace (RAS; non-RAS). Testovaný nebyl testujícím instruován k vědomé synchronizaci chůze dle rytmu auditivního doprovodu. Coby RAS, byl vybrán úryvek skladby „Stay in Alive“ (Sonicguy, 2012), zatímco non-RAS byla zastoupena úryvkem skladby „La Malagueña“ (Ritmo, 2014). V obou případech byly zvoleny verze instrumentální. S cílem dosáhnout dokonalý a nerušený přenos audiostimulace, bylo využito bezdrátových sluchátek s technologií bluetooth (Obr. 7). Etapy 4 a 5 (G4; G5) simulovaly chůzi za podmínek kognitivně laděného rozhovoru s nároky na exekutivní funkce, pozornost a pracovní paměť. Za účelem jednotné koncepce byl subjekt vyzván k hlasitému odečítání čísla 7 od náhodně zvoleného trojčíferného čísla (G4) a zpětnému výčtu latinské abecedy od náhodně vybraného písmene (G5). V případě pochybení byl testovaný vždy upozorněn testujícím skrze stručný a neměnný signál „chyba“, načež byla požadována náprava daného omylu. Bylo-li dosaženo pomyslného konce, navrátil se subjekt zpět k výchozímu číslu (G4) či nadále pokračoval od konce abecedy (G5). Etapu 6 (G6)

lze shrnout jako vstup vědomé modifikace dechového stereotypu do automatizmu chůze. Testovaný jedinec byl vyzván k aktivní úpravě respirace ve smyslu prodloužení výdechu. Fáze inspiria byla realizována po dobu 4 kroků (vzestupný výčet „1 až 4“ v představě pro každý krok), zatímco expirium dosahovalo trvání 12 kroků (sestupný hlasitý výčet „12 až 1“ pro každý krok). Uvedený princip se v průběhu etapy ve smyčce opakoval.

Kvantitativní změny časoprostorových a silových charakteristik chůze byly ve vztahu k jednotlivým etapám experimentu objektivně snímány soustavou tlakových senzorů. Data ze silové plošiny byla prostřednictvím softwaru nainstalovaného výrobcem generována formou osmistránkových reportů. Jednotlivé parametry byly zaneseny do souhrnné tabulky a v návaznosti podrobena biostatistické analýze, s cílem potvrzení či vyvrácení stanovených hypotéz.

Obr. 7 Fotografický záznam měření a schématický popis komponentů (významné tučně)



3.3 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování byl použit software IBM SPSS Statistics 23 a program Statistica 12.

V souladu se zachováním výpovědní hodnoty ve vztahu k vědeckým otázkám, byly parametry naměřené v průběhu etap G1 až G6 převedeny do absolutních hodnot. V návaznosti na opakovaný Shapiro-Wilkův test, který prokázal jejich normální rozložení, byla data popsána za pomoci průměru a směrodatné odchylky (SD) a zpracována s využitím parametrických metod.

Vzhledem k charakteru experimentu (opakované měření) byla coby globální metoda, zvolena analýza rozptylu (ANOVA) s opakováním, vyjadřující signifikanci rozdílů mezi průměry. Při zjištění významnosti byl ve smyslu porovnání etap G2 až G6 vůči etapě G1 (vědecká otázka) i odhalení případných odlišností mezi etapami G2 a G3 (podotázka), proveden Bonferroniho post hoc test.

Uvedené testy byly uskutečněny na hladině signifikance 0,05, jako statisticky významná byla tedy považována p-hodnota $< 0,05$.

Výsledky analýzy pro stanovené hypotézy byly shrnuty do tabulek (Tab. 7 až Tab. 28), přičemž signifikantní zjištění byla rovněž zaznamenána formou krabicových grafů (Graf 1 až Graf 7).

4 Výsledky

Dříve než budou uvedeny výsledky, je nutné shrnout klíčové informace předešlé kapitoly:

- I. **Vědecká otázka:** „Ovlivní etapy G2 až G6 parametry chůze definované etapou G1?“
- II. **Podotázka:** „Existuje v případě vlivu etap G2 či G3 rozdíl mezi těmito etapami?“

Tab. 6 Přehled testovaných podmínek z pohledu etap G1 až G6

Etapa	Charakteristika
G1	Prostá chůze
G2	Chůze doprovázená hudbou ve smyslu RAS
G3	Chůze doprovázená hudbou ve smyslu non-RAS
G4	Chůze během kognitivně laděného rozhovoru ve smyslu odčítání čísla 7 od náhodně zvoleného trojčiferného čísla
G5	Chůze během kognitivně laděného rozhovoru ve smyslu zpětného výčtu abecedy od náhodně zvoleného písmene
G6	Chůze za vědomé modifikace respirace ve smyslu prodloužení výdechu (nádech 4 kroky/výdech 12 kroků)

4.1 Testování hypotéz H_01/H_{A1} až H_014/H_{A14}

a) Testování hypotézy H_01/H_{A1}

- H_01 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry FR-L/R.
- H_{A1} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry FR-L/R.

Pro přezkoumání této hypotézy byly naměřené parametry převedeny do absolutních hodnot. Sledována byla tedy pouze rotace chodidla od podélné osy, nezávisle na jejím směru.

Analýza prokázala, že hodnoty parametrů FR L/R naměřené v průběhu etap G4 a G5 byly signifikantně vyšší ve srovnání s hodnotami naměřenými při etapě G1. Nulová hypotéza H_01 může být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A1} .

Kognitivně laděný rozhovor ve smyslu odčítání čísla 7 od náhodně zvoleného trojčiferného čísla i zpětného výčtu abecedy od náhodně zvoleného písmene, navýšily rotaci podélné osy chodidla obou DKK.

Tab. 7 Vývoj parametru FR-L v průběhu etap G1 až G6

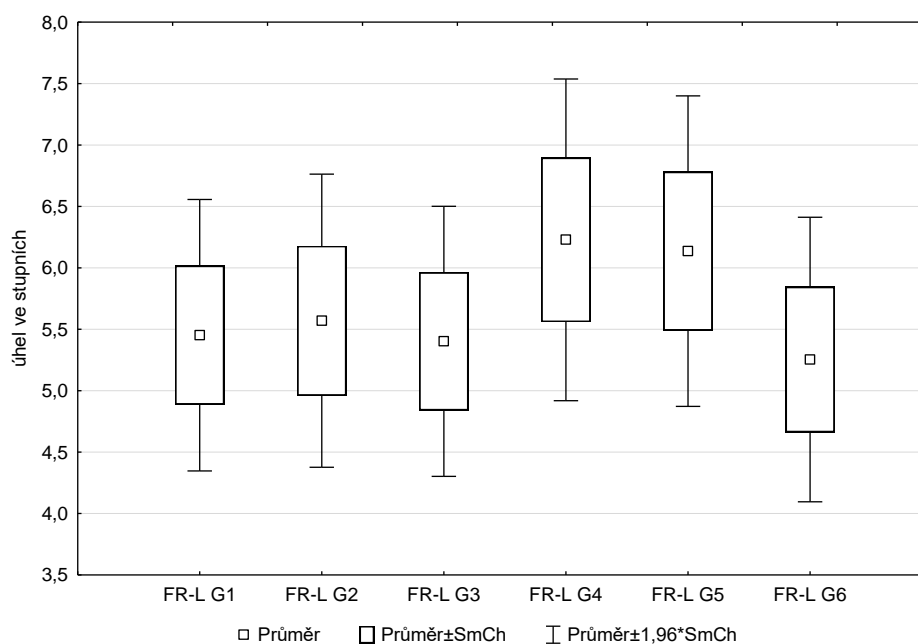
FR-L (úhel rotace ve stupních)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	5,45	3,99	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	5,57	4,30	1,000	-
G3	5,40	3,97	1,000	
G4	6,23	4,72	0,001	
G5	6,14	4,56	0,001	
G6	5,25	4,18	1,000	
p ANOVA	< 0,0001			

Tab. 8 Vývoj parametru FR-R v průběhu etap G1 až G6

FR-R (úhel rotace ve stupních)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	6,56	3,36	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	6,53	3,48	1,000	-
G3	6,39	3,29	1,000	
G4	7,37	3,89	0,003	
G5	7,38	3,75	0,0001	
G6	6,68	3,49	1,000	
p ANOVA	< 0,0001			

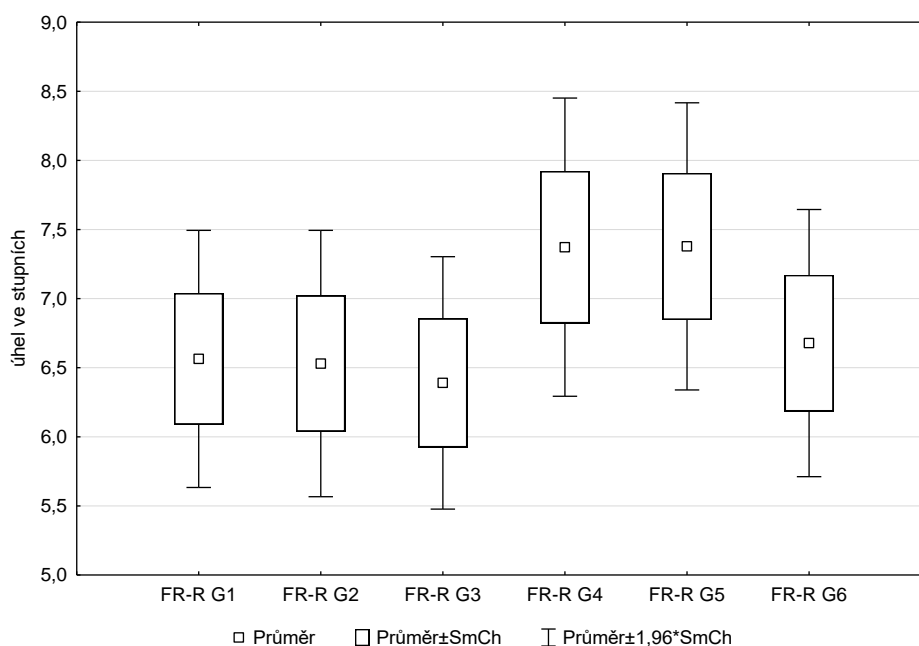
Popis: FR-L/R – rotace podélné osy chodidla pro levou/pravou DK; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

Graf 1 Vývoj parametru FR-L v průběhu etap G1 až G6



Popis: FR-L – rotace podélné osy chodidla pro levou DK; SmCh – směrodatná chyba; 1,96*SmCh – násobek směrodatné chyby kvantilem normovaného normálního rozdělení (95 % interval spolehlivosti)

Graf 2 Vývoj parametru FR-R v průběhu etap G1 až G6



Popis: FR-R – rotace podélné osy chodidla pro pravou DK; SmCh – směrodatná chyba; 1,96*SmCh – násobek směrodatné chyby kvantilem normovaného normálního rozdělení (95 % interval spolehlivosti)

b) Testování hypotézy H_02/H_{A2}

- H_02 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem SL.
- H_{A2} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem SL.

Analýza prokázala, že hodnoty parametru SL naměřené v průběhu etap G2 a G6 byly signifikantně vyšší ve srovnání s hodnotami naměřenými při etapě G1. V návaznosti bylo rovněž zjištěno, že hodnoty naměřené během etapy G2, byly významně vyšší, než hodnoty naměřené v průběhu etapy G3. Nulová hypotéza H_02 může být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A2} .

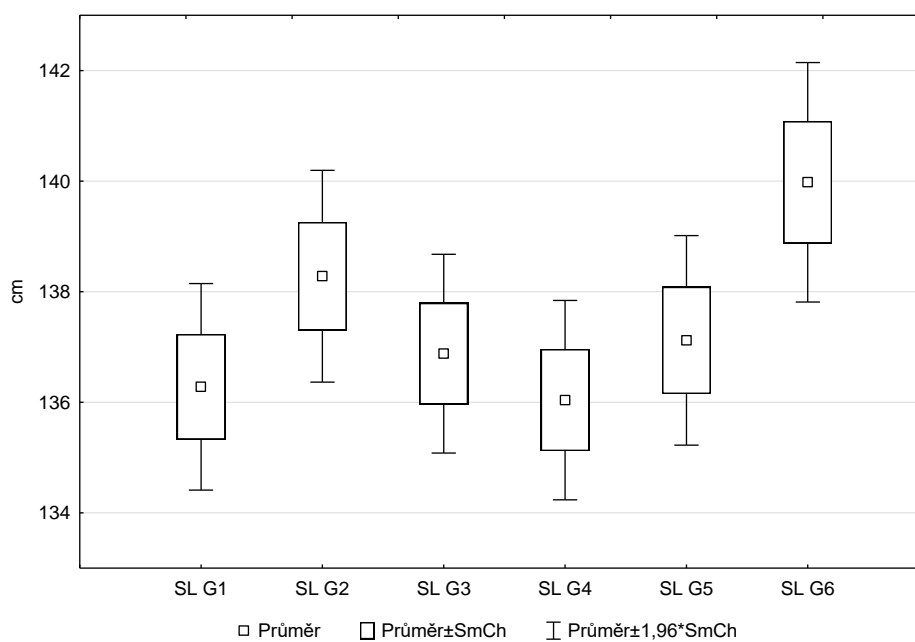
Hudba ve smyslu RAS a vědomá modifikace respirace ve smyslu prodloužení výdechu (nádech 4 kroky/výdech 12 kroků), prodloužily délku dvojkroku.

Tab. 9 Vývoj parametru SL v průběhu etap G1 až G6

SL (cm)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	136,3	47,62	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	138,3	48,89	0,001	0,021
G3	136,9	45,84	0,158	
G4	136,0	46,00	1,000	
G5	137,1	48,35	0,125	
G6	140,0	55,26	< 0,0001	
p ANOVA	< 0,0001			

Popis: SL – délka dvojkroku; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

Graf 3 Vývoj parametru SL v průběhu etap G1 až G6



Popis: SL – délka dvojkroku; SmCh – směrodatná chyba; 1,96*SmCh – násobek směrodatné chyby kvantilem normovaného normálního rozdělení (95 % interval spolehlivosti)

c) Testování hypotézy H_03/H_{A3}

- H_03 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem SW.
- H_{A3} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem SW.

Analýza prokázala, že hodnoty parametru SW naměřené v průběhu etap G4 a G5 byly signifikantně vyšší ve srovnání s hodnotami naměřenými při etapě G1. Nulová hypotéza H_03 může být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A3} .

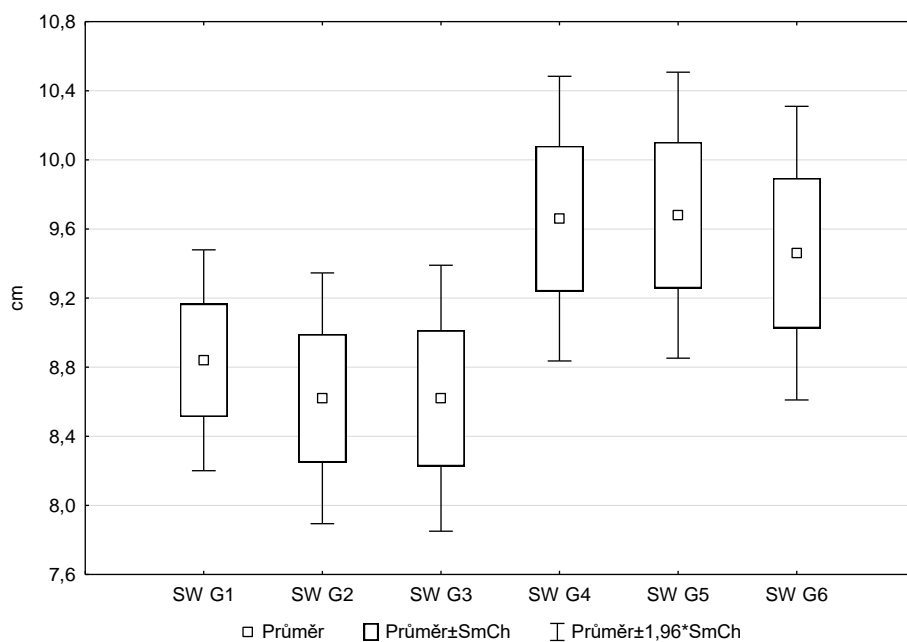
Kognitivně laděný rozhovor ve smyslu odčítání čísla 7 od náhodně zvoleného trojčíferného čísla i zpětného výčtu abecedy od náhodně zvoleného písmene, navýšily šířku kroku.

Tab. 10 Vývoj parametru SW v průběhu etap G1 až G6

SW (cm)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	8,84	2,31	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	8,62	2,62	1,000	-
G3	8,62	2,78	0,967	
G4	9,66	2,97	0,002	
G5	9,68	2,99	0,0003	
G6	9,46	3,07	0,052	
p ANOVA	< 0,0001			

Popis: SW – šířka kroku; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

Graf 4 Vývoj parametru SW v průběhu etap G1 až G6



Popis: SW – šířka kroku; SmCh – směrodatná chyba; 1,96*SmCh – násobek směrodatné chyby kvantilem normovaného normálního rozdělení (95 % interval spolehlivosti)

d) Testování hypotézy H_04/H_{A4}

- H_04 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry StP-L/R.
- H_{A4} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry StP-L/R.

Analýza neprokázala vliv etap G2 až G6 na hodnoty parametrů StP-L/R. Ačkoli pro parametr StP-R dosahoval globální test ANOVA p-hodnoty 0,006, navazující Bonferroniho testy neodhalily statisticky významné rozdíly. Nulová hypotéza H_04 nemůže být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A4} .

Tab. 11 Vývoj parametru StP-L v průběhu etap G1 až G6

StP-L (%)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	60,92	1,01	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	60,92	0,97	-	-
G3	60,89	0,96	-	-
G4	60,85	1,01	-	-
G5	60,69	1,23	-	-
G6	60,47	1,83	-	-
ANOVA	0,099			

Tab. 12 Vývoj parametru StP-R v průběhu etap G1 až G6

StP-R (%)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	61,21	1,05	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	61,30	0,88	1,000	-
G3	61,33	0,90	0,923	-
G4	61,28	0,91	1,000	-
G5	61,03	0,97	0,744	-
G6	60,81	1,56	0,159	-
p ANOVA	0,006			

Popis: StP-L/R – procentuální vyjádření doby stejné fáze pro levou/pravou DK; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

e) Testování hypotézy H_05/H_{A5}

- H_05 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem DSP.
- H_{A5} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem DSP.

Analýza prokázala, že hodnoty parametru DSP naměřené v průběhu etap G5 a G6 byly signifikantně nižší ve srovnání s hodnotami naměřenými při etapě G1. Nulová hypotéza H_05 může být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A5} .

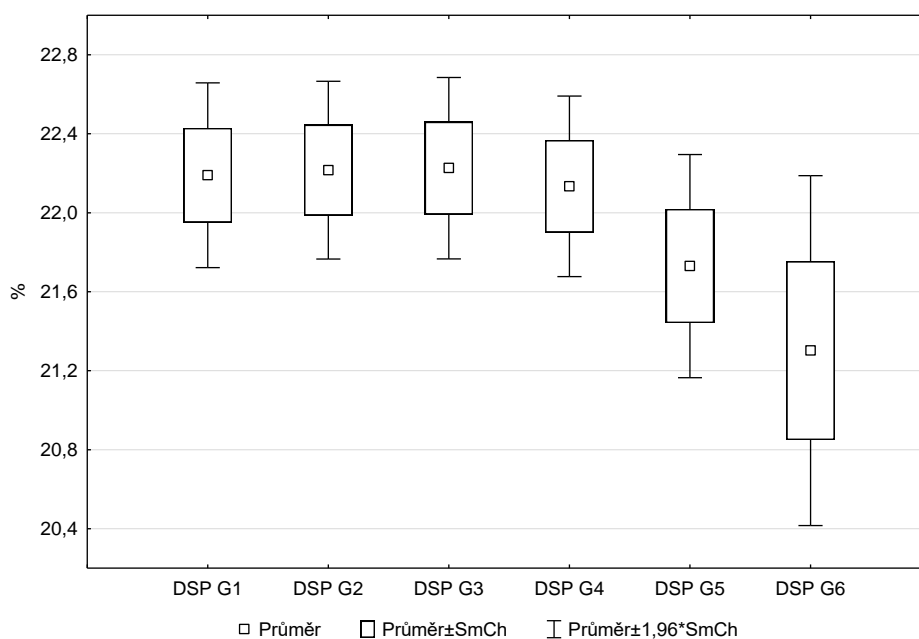
Kognitivně laděný rozhovor ve smyslu zpětného výčtu abecedy od náhodně zvoleného písmene a vědomá modifikace respirace ve smyslu prodloužení výdechu (nádech 4 kroky/výdech 12 kroků), zkrátily fázi dvojí opory.

Tab. 13 Vývoj parametru DSP v průběhu etap G1 až G6

DSP (%)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	22,19	1,69	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	22,22	1,62	1,000	-
G3	22,23	1,66	1,000	
G4	22,13	1,65	1,000	
G5	21,73	2,04	0,026	
G6	21,30	3,20	0,048	
p ANOVA	0,016			

Popis: DSP – procentuální součet fází dvojí opory (load response a pre-swing); p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

Graf 5 Vývoj parametru DSP v průběhu etap G1 až G6



Popis: DSP – procentuální součet fází dvojí opory (load response a pre-swing); SmCh – směrodatná chyba; 1,96*SmCh – násobek směrodatné chyby kvantilem normovaného normálního rozdělení (95 % interval spolehlivosti)

f) Testování hypotézy H_0/H_A

- H_0 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem Cad.
- H_A : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem Cad.

Analýza prokázala, že hodnoty parametru SL naměřené v průběhu etap G2 a G6 byly signifikantně nižší ve srovnání s hodnotami naměřenými při etapě G1. V návaznosti bylo

rovněž zjištěno, že hodnoty naměřené během etapy G2, byly významně vyšší, než hodnoty naměřené v průběhu etapy G3. Nulová hypotéza H_{06} může být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A6} .

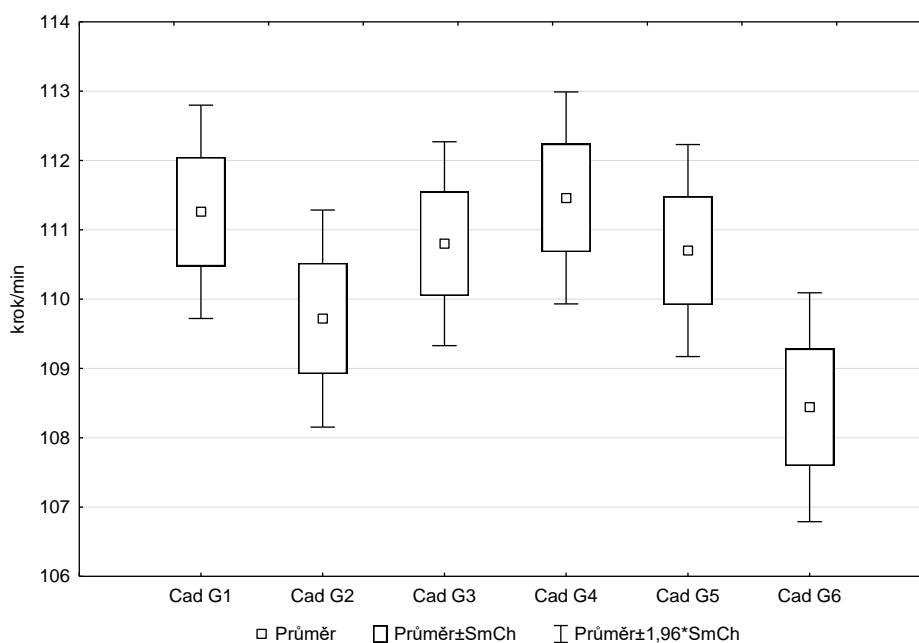
Hudba ve smyslu RAS a vědomá modifikace respirace ve smyslu prodloužení výdechu (nádech 4 kroky/výdech 12 kroků), snížily kadenci chůze.

Tab. 14 Vývoj parametru Cad v průběhu etap G1 až G6

Cad (krok/min)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	111,3	5,6	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	109,7	5,6	0,001	0,022
G3	110,8	5,3	0,220	
G4	111,5	5,5	1,000	
G5	110,7	5,5	0,414	
G6	108,4	6,0	< 0,0001	
p ANOVA	< 0,0001			

Popis: Cad – počet kroků za minutu; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

Graf 6 Vývoj parametru Cad v průběhů etap G1 až G6



Popis: Cad – počet kroků za minutu; SmCh – směrodatná chyba; 1,96*SmCh – násobek směrodatné chyby kvantilem normovaného normálního rozdělení (95 % interval spolehlivosti)

g) Testování hypotézy H_07/H_{A7}

- H_07 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry LoGL-L/R.
- H_{A7} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry LoGL-L/R.

Analýza neprokázala vliv etap G2 až G6 na hodnoty parametrů LoGL-L/R. Ačkoli pro oba parametry dosahoval globální test ANOVA hraničních p-hodnot 0,042 a 0,047, navazující Bonferroniho testy neodhalily statisticky významné rozdíly. Nulová hypotéza H_07 nemůže být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A7} .

Tab. 15 Vývoj parametru LoGL-L v průběhu etap G1 až G6

LoGL-L (mm)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	257,5	28,1	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	269,1	70,5	1,000	-
G3	258,9	26,2	1,000	
G4	256,1	27,2	1,000	
G5	257,9	24,7	1,000	
G6	259,8	25,8	1,000	
p ANOVA	0,042			

Tab. 16 Vývoj parametru LoGL-R v průběhu etap G1 až G6

LoGL-R (mm)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	259,4	31,4	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	262,8	25,9	1,000	-
G3	261,3	27,6	1,000	
G4	268,1	75,7	1,000	
G5	260,0	24,8	1,000	
G6	261,8	26,1	1,000	
p ANOVA	0,047			

Popis: LoGL-L/R – číselné vyjádření změny polohy COP pro levou/pravou DK; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

h) Testování hypotézy H_08/H_{A8}

- H_08 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry SSL-L/R.
- H_{A8} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry SSL-L/R.

Analýza neprokázala vliv etap G2 až G6 na hodnoty parametrů SSL-L/R. Ačkoli pro oba parametry dosahoval globální test ANOVA hraničních p-hodnot 0,014 a 0,012, navazující Bonferroniho testy neodhalily statisticky významné rozdíly. Nulová hypotéza H_08 nemůže být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A8} .

Tab. 17 Vývoj parametru SSL-L v průběhu etap G1 až G6

SSL-L (mm)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	133,0	13,5	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	132,2	13,1	1,000	-
G3	133,0	12,4	1,000	
G4	130,1	11,5	0,055	
G5	132,1	13,9	1,000	
G6	134,9	20,7	1,000	
p ANOVA	0,014			

Tab. 18 Vývoj parametru SSL-R v průběhu etap G1 až G6

SSL-R (mm)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	132,9	16,0	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	132,0	15,9	1,000	-
G3	133,6	13,9	1,000	
G4	131,0	13,0	1,000	
G5	132,1	13,9	1,000	
G6	134,7	21,6	1,000	
p ANOVA	0,012			

Popis: SSL-L/R – číselné vyjádření hodnot stejné fáze na základě změny polohy COP pro levou/pravou DK; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

i) Testování hypotézy H_09/H_{A9}

- H_09 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem A/PP.
- H_{A9} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem A/PP.

Analýza neprokázala vliv etap G2 až G6 na hodnoty parametru A/PP. Nulová hypotéza H_09 nemůže být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A9} .

Tab. 19 Vývoj parametru A/PP v průběhu etap G1 až G6

A/PP (mm)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	170,7	15,5	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	171,0	13,3	-	-
G3	170,8	14,0	-	
G4	171,7	13,8	-	
G5	171,3	14,3	-	
G6	171,0	15,8	-	
p ANOVA	0,970			

Popis: A/PP – antero-posteriorní lokalizace středového bodu; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

j) Testování hypotézy H_{010}/H_{A10}

- H_{010} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem LS.
- H_{A10} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametrem LS.

Analýza neprokázala vliv etap G2 až G6 na hodnoty parametru LS. Nulová hypotéza H_{010} nemůže být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A10} .

Tab. 20 Vývoj parametru LS v průběhu etap G1 až G6

LS (mm)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	2,12	1,77	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	2,42	2,08	-	-
G3	2,37	1,82	-	-
G4	2,43	2,22	-	-
G5	2,24	1,98	-	-
G6	2,50	1,83	-	-
p ANOVA	0,314			

Popis: LS – latero-laterální lokalizace středového bodu; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

k) Testování hypotézy H_{011}/H_{A11}

- H_{011} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MF1-L/R.
- H_{A11} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MF1-L/R.

Přezkoumání této hypotézy odhalilo stranovou nejednotnost. Zatímco vliv etap G2 až G6 na parametr MF1-L nebyl prokázán, hodnoty parametru MF1-R naměřené v průběhu etapy G3, byly signifikantně nižší ve srovnání s hodnotami naměřenými při etapě G1. V návaznosti bylo rovněž zjištěno, že hodnoty naměřené během etapy G3, byly významně nižší, než hodnoty naměřené v průběhu etapy G2. Nulová hypotéza H_{011} pro parametr HF1-R může být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A11} , pro parametr HF1-L však nulovou hypotézu H_{011} nelze zamítnout.

Hudba ve smyslu non-RAS snížila velikost prvního maxima reakční síly pravé DK (PDK) (v 94% shledána coby dominantní).

Tab. 21 Vývoj parametru MF1-L v průběhu etap G1 až G6

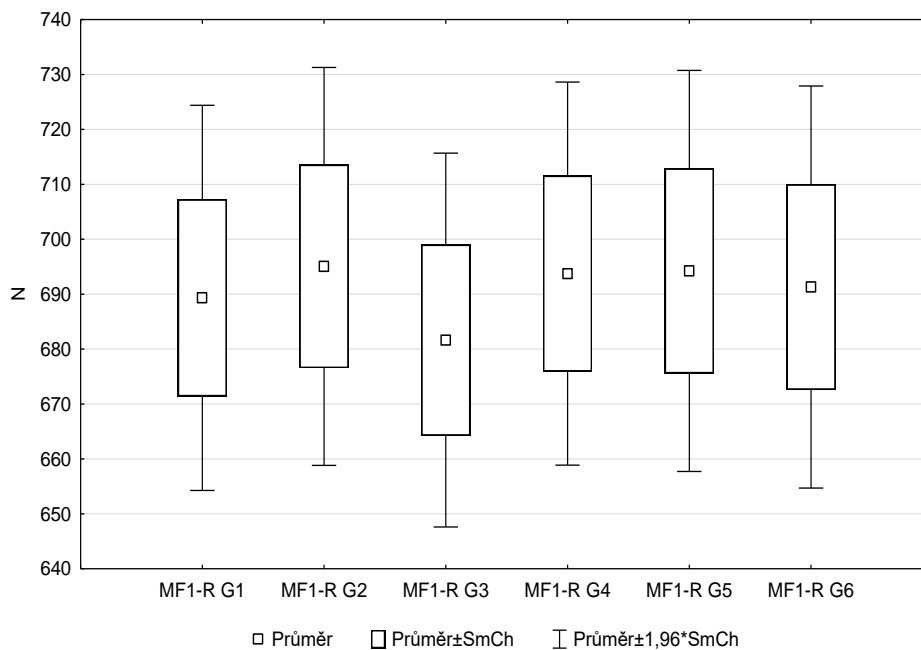
MF1-L (N)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	682,0	127,8	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	684,4	126,6	-	-
G3	674,1	120,3	-	
G4	683,8	122,4	-	
G5	682,5	128,5	-	
G6	682,6	130,2	-	
p ANOVA	0,165			

Tab. 22 Vývoj parametru MF1-R v průběhu etap G1 až G6

MF1-R (N)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	689,3	126,5	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	695,1	130,7	1,000	0,012
G3	681,6	122,8	0,444	
G4	693,8	125,8	1,000	
G5	694,2	131,7	1,000	
G6	691,3	132,1	1,000	
p ANOVA	0,043			

Popis: MF1-L/R – velikost prvního maxima reakční síly pro levou/pravou DK; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

Graf 7 Vývoj parametru MF1-R v průběhu etap G1 až G6



Popis: MF1-R – velikost prvního maxima reakční síly pro pravou DK; SmCh – směrodatná chyba; 1,96*SmCh – násobek směrodatné chyby kvantilem normovaného normálního rozdělení (95 % interval spolehlivosti)

I) Testování hypotézy H_012/H_{A12}

- H_012 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MF2-L/R.
- H_{A12} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MF2-L/R.

Analýza neprokázala vliv etap G2 až G6 na hodnoty parametru MF2-L/R. Nulová hypotéza H_012 nemůže být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_A12 .

Tab. 23 Vývoj parametru MF2-L v průběhu etap G1 až G6

MF2-L (N)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	696,3	85,7	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	691,5	87,6	-	-
G3	689,1	85,5	-	
G4	692,1	84,5	-	
G5	687,8	83,7	-	
G6	684,6	85,8	-	
p ANOVA	0,072			

Tab. 24 Vývoj parametru MF2-R v průběhu etap G1 až G6

MF2-R (N)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	695,8	85,5	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	692,3	87,6	-	-
G3	691,3	87,5	-	
G4	693,7	86,5	-	
G5	693,3	86,9	-	
G6	688,2	86,0	-	
p ANOVA	0,532			

Popis: MF2-L/R – velikost druhého maxima reakční síly pro levou/pravou DK; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

m) Testování hypotézy H_013/H_A13

- H_013 : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MFF-L/R.
- H_A13 : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MFF-L/R.

Analýza neprokázala vliv etap G2 až G6 na hodnoty parametru MFF-L/R. Nulová hypotéza H_013 nemůže být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_A13 .

Tab. 25 Vývoj parametru MFF-L v průběhu etap G1 až G6

MFF-L (N)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	690,3	86,2	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	686,9	88,4	-	-
G3	683,3	85,3	-	
G4	686,3	85,3	-	
G5	682,2	84,0	-	
G6	679,0	87,9	-	
p ANOVA	0,054			

Tab. 26 Vývoj parametru MFF-R v průběhu etap G1 až G6

MFF-R (N)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	690,8	86,5	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	688,1	88,8	-	-
G3	686,4	87,9	-	
G4	689,2	86,3	-	
G5	678,1	123,8	-	
G6	684,7	87,3	-	
p ANOVA	0,490			

Popis: MFF-L/R – maximální silové působení v oblasti přednoží pro levou/pravou DK; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

n) Testování hypotézy H_{014}/H_{A14}

- H_{014} : Etapy G2 až G6 neovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MFH-L/R.
- H_{A14} : Etapy G2 až G6 ovlivní stereotyp chůze, charakterizovaný parametry MFH-L/R.

Analýza neprokázala vliv etap G2 až G6 na hodnoty parametrů FH-L/R. Ačkoli pro parametr MFH-L dosahoval globální test ANOVA p-hodnoty 0,002, navazující Bonferroniho testy neodhalily statisticky významné rozdíly. Nulová hypotéza H_{014} nemůže být zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A14} .

Tab. 27 Vývoj parametru MFH-L v průběhu etap G1 až G6

MFH-L (N)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	431,4	65,1	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	431,5	64,8	1,000	-
G3	428,1	65,5	1,000	
G4	427,3	58,9	1,000	
G5	432,2	56,5	1,000	
G6	440,3	61,5	0,556	
p ANOVA	0,002			

Tab. 28 Vývoj parametru MFH-R v průběhu etap G1 až G6

MFH-R (N)				
Etapa	Ø	SD	G2-G6 vs G1	G2 vs G3
G1	429,2	71,1	p Bon-PHT	p Bon-PHT
G2	433,4	65,1	-	-
G3	432,1	60,8	-	
G4	430,2	55,8	-	
G5	432,5	54,4	-	
G6	439,0	63,0	-	
p ANOVA	0,561			

Popis: MFH-L/R – maximální silové působení v oblasti kalkanea pro levou/pravou DK; p ANOVA – p-hodnota ANOVY; Ø – průměr; SD – směrodatná odchylka; p Bon-PHT – p-hodnota Bonferroniho post hoc testu

4. 2 Souhrn významných výsledků

- H_{01}/H_{A1} : Kognitivně laděný rozhovor ve smyslu odčítání čísla 7 od náhodně zvoleného trojciferného čísla i zpětného výčtu abecedy od náhodně zvoleného písmene, navýšily rotaci podélné osy chodidla obou DKK.
- H_{02}/H_{A2} : Hudba ve smyslu RAS a vědomá modifikace respirace ve smyslu prodloužení výdechu (nádech 4 kroky/výdech 12 kroků), prodloužily délku dvojkroku.
- H_{03}/H_{A3} : Kognitivně laděný rozhovor ve smyslu odčítání čísla 7 od náhodně zvoleného trojciferného čísla i zpětného výčtu abecedy od náhodně zvoleného písmene, navýšily šířku kroku.
- H_{05}/H_{A5} : Kognitivně laděný rozhovor ve smyslu zpětného výčtu abecedy od náhodně zvoleného písmene a vědomá modifikace respirace ve smyslu prodloužení výdechu (nádech 4 kroky/výdech 12 kroků), zkrátily fázi dvojí opory.

- H_06/H_{A6} : Hudba ve smyslu RAS a vědomá modifikace respirace ve smyslu prodloužení výdechu (nádech ve 4 kroky/výdech 12 kroků), snížily kadenci chůze.
- H_011/H_{A11} : Hudba ve smyslu non-RAS snížila velikost prvního maxima reakční síly PDK (v 94% shledána coby dominantní).

5 Diskuse

Podstatou závěrečného pojednání coby pomyslného vrcholu předkládaného textu je konfrontovat výsledky experimentu s dostupnými zdroji, shrnout limity, uvést oblasti případného rozvoje a zhodnotit praktický přísun práce.

Možnosti hodnocení interakce pohybu a kognice jsou rozsáhlé a prakticky zrcadlí variabilitu reálného života. Metodologický design odpovídá cílům konkrétního výzkumu, možnostem pracoviště a kreativitě jeho tvůrců. Jelikož neexistují žádné standardizované směrnice, jsou závěry článků na dané téma zpravidla de facto neporovnatelné, což nicméně nijak nesnižuje jejich výpovědní hodnotu.

Nehomogenní populaci studií ozřejmujících neoddělitelnost lokomočně-kognitivní povahy chůze je nutno vnímat jako střípky mozaiky, které utváří stále neúplný obraz. Klíč k utřídění informací poskytují následující skutečnosti:

- Dle preferencí daného výzkumu lze lokomočně-kognitivní střet nepřímo objektivizovat skrze parametry chůze či provedení kognitivního úkolu. Přímé pozorování umožňuje zobrazení neurální aktivity mozku. Na rozhraní direktivně-indirektivního přístupu se pak nachází hodnocení firingu MJ. Nezávisle na volbě metody, případně jejich kombinací, zůstává však kryjící se vliv úkolů přetrvávajícím limitem, pro který nelze objasnit kognitivní nároky chůze samotné (Al-Yahya et al., 2011, pp. 715–728; Woollacott, Shumway-Cook, 2002, pp. 1–14).
- Zatímco některé způsoby měření umožňují realizaci za podmínek pozemních, jiné si žádají využití chodících pásů. Spletité stává se pak téma fixní rychlosti, kterou lze jednotně stanovit, případně individualizovat na základě preferencí daného jedince. Spíše sporadicky jsou využívány feed-back pásy se systémem VR (1. 2. 1. 4).
- Nanejvýš obsírná je problematika volby konkurenčního úkolu, z nichž každý dle svého charakteru využívá jedinečných neurálních sítí. V rámci koncepce experimentu je možné testovanému ponechat spontánní preference, případně jeho priority uměle nasměrovat formou instrukcí (Al-Yahya et al., 2011, pp. 715–728; Yogev-Seligmann, Hausdorff, Giladi, 2008, 329–472).
- Na podkladě doposud zmíněných skutečností se odvíjí baterie výstupních parametrů (Al-Yahya et al., 2011, pp. 715–728; Woollacott, Shumway-Cook, 2002, pp. 1–14).
- Třebaže výzkumná činnost je po stránce klinické zaměřena rovněž na věkový faktor (děti, mladší/starší dospělí) či specifický vzorek pacientů (Parkinsonova choroba, CMP) a to zejména s ohledem na rizika pádu (Bloem, et al., 2006, pp. 196–204; Francis

et al., 2015, pp. 380–385; Hausdorff et al., 2008, pp. 1335–1343; Kelly, Eusterbrock, Shumway-Cook 2011, pp. 1–14; Mazaheri et al., 2015, pp. 3467–3474; Ruffieux et al., 2015, pp. 1739–1758; Schaefer et al., 2010, pp. 371–389; Springer et al., 2006, pp. 950–957; Tomporowski, Audiffren, 2014, pp. 557–563), v souvislosti s metodikou této práce je kritické ohledání primárně zasvěceno studiím orientovaným na mladé, zdravé, dospělé jedince a případným mezipohlavním rozdílům.

Z hlediska uspořádání se coby nejpřehlednější jeví idea rozčlenění diskuse dle charakteru konkurenčních úkolů ve vztahu k etapám aktuálního experimentu do podkapitol, v rámci kterých budou pak dále uvedeny a rozebrány závěry za účelem srovnání vybraných studií.

5. 1 Diskuse k etapě G2/G3

- Chůze doprovázená hudbou ve smyslu RAS/non-RAS.

Vzhledem k dostupnosti skladeb a přehrávačů se poslech hudby stává permanentní kulisou lidského života. Blízký vztah člověka k hudbě i její empiricky odvozené psycho-motorické, v terapii leckdy využívané účinky, jsou nepopíratelné a byly již nastíněny v rámci samostatné kapitoly (1. 2. 3. 3). Rychle rostoucí populace studií pak fakticky dokládá působení hudby na neurální úrovni.

Kontinuum hudby a pohybu nabývá na významu ve smyslu lokomočně-kognitivních teorií, kde je tělo chápáno jako mediátor jejího vnímání (Leman, 2008, p. 27). Stavebními kameny hudby jsou rytmicky či arytmiicky řazené tóny, jejichž vlastnosti se mohou vědomě či podvědomě vmísit a modulovat povahou rytmický stereotyp chůze. Tento jev, odborně nazývaný auditivně-motorická synchronizace (Roerdink, 2009, p. 12), lze prakticky pozorovat v průběhů interpersonální koordinace při vojenském pochodu (McNeill, 1995, pp. 16–20) nebo prosté chůzi páru jedinců jdoucích bok po boku, kde auditivní efekt úderu kalkanea může být umocněn skrze přímý mechanický kontakt informací haptickou (Thaut, 2008, pp. 39 – 61; Zivotofsky, Hausdorff, 2007, pp. 1–5). Obecně přijímána je hypotéza, v rámci které jakýkoli rytmický senzorický vstup může na podkladě modelu percepční rezonance, jehož původci jsou Van Noorden a Moelants, ovlivnit chod tzv. centrálních hodin organismu (Van Noorden, Moelants, 1999, pp. 1–2). Stává-li se vjem předvídatelným, je současně podkladem aktivace anticipačních mechanismů (Styns et al., 2007, pp. 769–771). Tímto lze mimo jiné vysvětlit fascinující soulad instrumentálních orchestrů či baletních tanečniců (Pecenka, Engel, Keller, 2013, pp. 1–3).

Uvedené skutečnosti formovaly výchozí úvahy pro zařazení etap G2/G3, jakožto prostředků ratifikace lokomočně-kognitivní povahy chůze.

Z výsledků experimentu této práce vyplívá, že hudba ve smyslu RAS vedla k prodloužení délky dvojkroku, v návaznosti na které došlo ke snížení spřízněného parametru kadence. Hudba ve smyslu non-RAS snížila velikost prvního maxima reakční síly PDK (v 94% shledána coby dominantní), což podává svědectví o diskrétním, na úrovni dalších proměnných kompenzovaném, nicméně prokazatelném, latero-laterálně asymetrickém narušení krokového cyklu. Vývoj sledovaných hodnot signalizuje synchronizaci lokomočně-auditivního rytmu.

Prvotní vědecká činnost věnovaná tomuto tématu objektivizuje vztah mezi hudbou a pohybem skrze sérii experimentů, kdy úkolem testovaných jedinců bylo poklepávat prstem, dlaní či ploskou do rytmu metronomu. Tyto studie odhalují některé zajímavé fenomény, jako je negativní asynchronie, tedy tendence předbíhat (v řádu ms) predikovatelné tóny a vymezují minutové frekvenční spektrum dob (beats per minute, BPM) vhodných pro synchronizaci na 60 až 240 BPM (Large, 2000, pp. 527–566; Repp, 2006, pp. 55–76).

Poněkud méně pozornosti je věnováno prostorovým aspektům trajektorie pohybu. Závěry úzké skupiny tímto směrem zaměřených výzkumů, využívajících silové senzory nicméně naznačují, že pohyb těla pod vlivem hudby odpovídá nejen pevným bodům rytmu, ale také spojům mezi těmito body (Clynes, 1995, pp. 269–310).

MacDougall a Moore odkazují ve své práci na frekvenci 2Hz, odpovídající rytmu 120 BPM coby ve smyslu běžné populace průměrný tzv. globální pulz spontánní lokomoce v přirozeném prostředí. Za tímto účelem byl využit akcelerometr, umístěný na baseballové čepici, aktivovaný po dobu 10 hodin (MacDougall, Moore, 2005, pp. 1164–1173). Závěry potvrzují výsledky původních Murrayho studií, limitovaných relativně krátkou dobou měření v laboratorních podmínkách chodícího pásu (Murray, Drought, Kory, 1964, pp. 335–360). Nanejvýš zajímavou je rovněž skutečnost, že autoři nenalézají vztahy mezi definovanou frekvencí a základními parametry testovaného vzorku (pohlaví, výška, hmotnost, BMI, délka DKK, poměr délky DKK vůči výšce) a tímto do jisté míry vyvrací Bertramovu hypotézu preferované rychlosti chůze, coby funkce mechanických vlastností těla (Bertram, 2005, pp. 979–991). Tento přelomový experiment vychyluje vědecké váhy opět směrem k modelu percepční rezonance, který je vysvětlován prostřednictvím otolito-spinálního a vestibulo-okulárního reflexu, na jejichž podkladě vzniká tzv. jednotné biologické tempo neboli centrální rezonanční frekvence lidského pohybu (MacDougall, Moore, 2005, pp. 1164–1173).

Friberg a Sundberg s využitím videozáznamu zkoumají decelerační vliv konečné fáze skladby na rychlost, kadenci a délku kroku při běhu (Friberg, Sundberg, 1999,

pp. 1469–1484). V navazujícím výzkumu pak za pomoci sílové plošiny převádí základní formy lokomoce (chůze, běh, tanec), jejich dílčí kvality (ladnost, pružnost, těžkopádnost) a obvyklé možnosti narušení (kulhání, klopýtnutí, přeskok) na variaci tónů a následně zjišťují, zda budou jednotlivé aspekty rozpoznány testovaným jedincem (Friberg, Sundberg, Frydén, 2000, pp. 199–210). Úspěšnost kategorizace v rámci prvního a linearita decelerace v průběhu druhého experimentu dále vypovídají ve prospěch úzkých, hluboce zakořeněných vztahů mezi rytmem a lokomocí.

Cestu od metronomu k hudbě dláždí Moelants, který slučuje závěry obdobných studií a skrze podobnost histogramů odhaluje vztahy mezi rytmem chůze a hudby (Moelants, 2002, pp. 580–583).

Giordano a Bresin ověřují hypotézu, dle které se hudba a lokomoce, jimž společným původcem je pohybová aktivita, setkávají na úrovni emocí, kterými jsou modulovány, a to jak ve smyslu produkce, tak i percepce. Testovaní byli vyzváni, aby demonstrovali chůzi zabarvenou emočním podtextem (zloba, štěstí, strach, smutek). Jednotlivá provedení byla snímána soustavou senzorů sílové plošiny a na podkladě 21 faktorů konvertována do hudební podoby, přičemž následně byla hodnocena schopnost rozeznat vlastnosti virtuálního chodce (emoce, pohlaví, hmotnost, velikost či typ obuvi). Z výsledků vyplývají významné analogie z pohledu strategií (kadence, timing, charakter reakčních sil), jenž byly testovanými využity v rámci lokomočního vyjádření požadovaných emocí. Ačkoli schopnost rozpoznat emoční ladění formou hudby vyjádřené chůze, byla ve srovnání s ostatními aspekty méně vyjádřená, taktéž dosahovala významné úspěšnosti (Giordano, Bresin, 2006, p. 436).

Styns se podrobně zabývá účinky hudby a metronomu ve smyslu RAS o různé frekvenci rytmu na tempo chůze. Testovaní byli vedeni k vědomé synchronizaci chůze dle auditivního doprovodu. Na základě dat systému GPS a zvukové nahrávky kroků testovaného bylo patrné, že chůze v průběhu stimulace hudbou dosahovala v porovnání se stimulací metronomu vyšší průměrné rychlosti. Z doprovodných údajů byla pro obě formy jako optimální synchronizační frekvence opětovně stanovena hodnota 2Hz, tedy 120 BPM, čímž došlo k potvrzení již zmiňovaná teorie centrální rezonanční frekvence (Styns et al., 2007, pp. 769–785).

Na závěry této studie navazuje Sejdíć, jehož zájmem je definovat, která forma rytmické sensorické stimulace (auditivní, vizuální, haptická) se nejvíce promítá do dynamiky chůze. Pro získání výstupních parametrů (průměr/variabilita trvání, kadence a celkového počtu dvojkroků) byly využity sílové patní senzory v kombinaci s akcelerometry. Experiment probíhal v přirozených, pozemních podmínkách s možností volně měnit kadenci. Obdobně jako ve výzkumu předchozím byla synchronizace chůze s hudbou součástí instruktáže

testovaného, tedy vědomá. Jednotlivé etapy odpovídající typu dané stimulace, byly randomizovány. Nejvýraznější vliv ve smyslu synchronizace byl prokázán pro auditivní způsob stimulace, přičemž coby ke změnám nejvíce senzitivní indikátor se jevila proměnná variability trvání dvojroku (Sejdić et al., 2012, pp. 1–7). Tato skutečnost má mimo jiné významný praktický význam při utváření RHB programů, orientovaných na restituci rytmicity chůze pacientů s Parkinsonickými syndromy (Hove et al., 2012, pp. 1–8).

Z pohledu reálných podmínek je pak zvlášť propracovaný Sejdićho další experiment, v rámci kterého zjišťuje vývoj stereotypu chůze stimulované tempem variabilních (95 až 115 BMP) skladeb ve smyslu non-RAS. Technické vybavení, baterie parametrů a podmínky prostředí odpovídaly metodologii studie předešlé. Testování jedinci byli vedeni k volbě komfortní rychlosti chůze a instruováni k prostému poslechu hudby prostřednictvím sluchátek, bez dalších požadavků ve smyslu chůze do rytmu. Z výsledků nebyly zřejmé žádné významné změny dynamiky chůze. Na podvědomé úrovni tedy nebyla interference mezi hudbou a lokomocí objektivizována (Sejdić et al., 2013, pp. 1497–1501).

Navzdory dílčím neshodám jsou závěry výzkumů principiálně jednotné, souhrnně odpovídající Honingovým hudebně-kinematickým modelům (Honing, 2003, pp. 66–72).

5. 1 Diskuse k etapě G4/G5

- Chůze během kognitivně laděného rozhovoru ve smyslu odčítání čísla 7 od náhodně zvoleného trojčiferného čísla/zpětného výčtu abecedy od náhodně zvoleného písmene.

Narůstající tempo moderní doby jde ruku v ruce s rostoucími nároky na mysl člověka. Ta více než kdykoli v historii lidstva nachází se v rozporu s principem „tady a teď“ a je zpravidla neustále roztržena mezi sled nesourodých úkolů. Není-li jedinec součástí přímé či telefonické konverzace, oddává se zpravidla analýze minulých, případně nadcházejících událostí, přičemž nároky prioritní a konkurenční činnost, stávají se rivaly na kognitivně-motorické neurální síti.

Účelem etap G4/G5 bylo prověřit Kahnemanův model pozornosti (1. 2. 3. 1b) ve vztahu ke kontrole plně zautomatizovaného pohybového stereotypu chůze a tímto potvrdit či vyvrátit jeho lokomočně-kognitivní charakter. Vybrané konkurenční úkoly se v rozmezí kognitivního spektra řadí do kategorie činností, využívajících fonologickou smyčku coby bazální komponentu pracovní paměti (1. 2. 3. 1c), načež jsou doplněny o nároky na jemnou motoriku ve smyslu artikulace.

V rámci baterie sledovaných parametrů experimentální části této práce, došlo během obou etap ke statisticky významnému navýšení šířky kroku a vzestupu rotace podélné osy chodidla

bilaterálně, etapa G5 pak byla navíc provázena zkrácením fáze dvojí opory. Uvedený vývoj si lze vyložit jako kompenzační mechanismus, jehož účelem je podpořit stabilitu chůze (Rosenblatt, Hurt, Grabiner, 2012, pp. 616–621). Možným vysvětlením je však také redukce kvality chůze, kdy se vlivem složité situace v režimu dual-task, stává lokomoční vzor neoptimálním (Nordin et al., 2010, pp. 92–97). Třebaže změny sledovaných proměnných lze chápat z pozitivního i negativního hlediska, kterýžto spor je zakořeněn již v původním Bernsteinově a Latashově rozdílném přístupu k problému motorické redundance a řešení DOF (1. 1. 2), nepopiratelné je jejich svědectví o neurálním střetu mezi chůzí a danými konkurenčními úkoly.

Experimentů, jenž objektivizují lokomočně-kognitivní povahu chůze skrze sériové odečítání či zpětný výčet abecedy, případně alespoň principiálně obdobným způsobem, ve smyslu počítání nebo práce s písmeny, bylo realizováno mnoho. Ačkoliv na přednosti tímto směrem orientovaných úkolů odkazuje již Williams (Williams et al. 1996, pp. 651–659), jejich využití v dané problematice spadá až do období několika posledních let.

Grubaugh a Rhea ve své studii testují 3 situace, jimž společnou výchozí podmínkou byla chůze preferovanou rychlostí na motorizovaném pásu s tlakovými senzory. Během prvé byly testovanému promítány série tří náhodně generovaných písmen, o rychlosti přechodu mezi snímky 800ms. Po uplynutí každé série následovala výzva k jejímu zpětnému zopakování. Podstatou druhé situace byla konfrontace se sérií numerických příkladů, přičemž zadání každého bylo do doby vyřešení promítáno před testovaného. V návaznosti na pokyn probanda byl pak promítnut potenciální výsledek, jehož správnost jím měla být posouzena. Situace třetí kombinovala nároky předchozích dvou. Promítána byla 3 náhodně generovaná písmena a numerický příklad. Po každé takové sérii byla promítnuta prázdná plocha, načež na základě paměti byl testovaný zpětně požádán o výčet písmen a následně výsledek příkladu. Situace byly vztaženy k parametrům (průměr/variabilita trvání dvojkroku) odečtených na základě měření prosté chůze. Analogická triáda úkolů byla rovněž testována v sedě, čímž bylo navíc možné hodnotit odlišnosti jejich provedení za kvazistatických a dynamických podmínek. Závěry poněkud překvapivě negují přítomnost jakýchkoli významných změn napříč celým výzkumem, což sami autoři vysvětlují nízkým počtem analyzovaných parametrů, jakožto i faktem, že tempo chůze i plnění konkurenčních úkolů bylo ponecháno preferencím daného jedince (Grubaugh, Rhea, 2014, pp. 515–525).

Obdobný experiment provádí Wrightson, jehož cílem bylo odhalit závislost neurálního střetu na typu úkolu a rychlosti chůze. Za tímto účelem byly sestaveny 2 situace. Podstatou prvé bylo odečítání čísla 7 od náhodně zvoleného čísla, vymezeného intervalem 591 až 595.

V rámci druhé pak bylo promítnuto 50 náhodně generovaných písmen v rozmezí úseku A až J, o rychlosti přechodu mezi snímky 500ms. Úkolem testovaného bylo za pomoci dálkového tlačítka určit písmena, která se opakovala. Chůze byla realizována na motorizovaném pásu za podmínek preferované rychlosti a posléze na úrovni 25% této hodnoty. Za účelem získání parametrů definujících změny (variabilita trvání dvojkroku a rozsah exkurzí trupu) byl využit systém tří senzorů, z nichž každý skládal se z akcelerometru a gyroskopu. Prvé dva byly umístěny na tibii obou DKK, třetí v oblasti processus spinosus L5. Z výsledků vyplývá následující. Oba úkoly významně redukovaly variabilitu trvání dvojkroku během obou rychlostí, přičemž ve smyslu míry jejich dopadu na pohyb DKK nebyl mezi jednotlivými situacemi nalezen rozdíl. Z pohledu vývoje výchylek trupu je situace poněkud složitější. Zatímco latero-laterální oscilace při nižší rychlosti chůze vzrostly bez ohledu na typ kognitivního úkolu, úroveň latero-posteriorních oscilací se zvýšila pouze v souvislosti s odečítáním (Wrightson, Ross, Smeeton, 2016, pp. 109–121).

V navazujícím výzkumu se problematikou rychlosti chůze ve vztahu k rozsahu lokomočně-kognitivní interference dále zabývá Ghanavati. Testovaní byli vyznáni k odečítání čísla 1 nebo 3 od náhodně zvoleného trojciferného čísla během chůze na pásu, jehož rychlost nejprve odpovídala preferencím jedince a následně byla snížena či zvýšena o 20%. Vývoj lokomoce byl snímán za pomoci 7 kamer a 26 značek, rozmístěných na klíčové oblasti trupu, HKK i DKK. Vzhledem ke komplexnosti měření bude nejlépe shrnout pouze zásadní fakta, jimiž jsou tyto. Změny chůze ve smyslu průměrných hodnot i variability jednotlivých proměnných, byly nejvíce vyjádřeny v oblasti DKK. Parametry byly ovlivněny modifikací rychlosti při samotné chůzi i plněním konkurenčních úkolů v průběhu chůze o preferované rychlosti. Nejmarkantnější účinek byl patrný následkem sumace obou faktorů, tedy změnou rychlosti v režimu dual-task, přičemž nebyly pozorovány významné rozdíly mezi úkoly (Ghanavati et al., 2014, pp. 2300–2305).

Mirelman přináší v tomto směru nanejvýš zajímavou studii, v rámci které byla prostřednictvím blízké infračervené spektroskopie (NIRS), skrze hodnotu oxygenovaného hemoglobinu, přímo snímána úroveň metabolismu frontálního kortexu. Smyslem bylo přezkoumat specifitu neuronové aktivace při chůzi a během stoje ve vztahu k režimu dual-task. Chůze byla realizována na motorizovaném pásu, přičemž její fixní rychlost odpovídala preferencím testovaného. Coby konkurenční úkoly byly stanoveny výčet násobků čísla 7 od nuly a jeho sériové odčítání od náhodně determinovaného trojciferného čísla. Rozdíly mezi testovanými podmínkami byly významné. Zatímco nejvyšší hodnoty byly zjištěny v průběhu chůze za odčítání, výčet násobků byl provázen poněkud nižší aktivací.

Nejnižší, prakticky shodná úroveň metabolismu, byla zaznamenána při samostatné chůzi a stojí bez ohledu na přítomnost či absenci úkolu (Mirelman et al., 2014, pp. 1–7).

Tyto závěry jsou v parciálním rozporu s výsledky dalšího nedávného výzkumu, v rámci kterého Lau s využitím elektroencefalografického (EEG) záznamu odhaluje, že kvazistatický stoj vyžaduje ve srovnání s dynamickou chůzí vyšší aktivaci senzorio-motorických kortikálních areí a to nezávisle na simultánním zatížení konkurenčním úkolem (Lau, Gwin, Ferris, 2014, pp. 2–11).

O tom, že výsledná podoba jedinečné lokomoční strategie ve smyslu chůze v režimu dual-task je formována rychlostí a typem úkolu, vypovídají následující studie. Tyto konfrontují účinky sériového odečítání s jiným kognitivním či motorickým úkolem, přičemž volí rozdílný předpis rychlosti chůze.

Velice zdařilý experiment provádí Martin a Bajcsy. Během první části byl srovnán lokomoční efekt kognitivního úkolu ve smyslu sériového odečítání čísla 7 či 13, s motorickým úkolem ve smyslu přenášení sklenice s vodou. Ve druhé části byl pak porovnán vývoj parametrů při chůzi na pásu s fixní rychlostí 1,5 až 8 km/h. Sledované proměnné (průměr/variabilita rychlosti a délky dvojkroku) byly získány s využitím akcelerometrů, bilaterálně umístěných v oblasti KYK a hlezenních kloubů. V rámci první části došlo k následujícímu. Při odečítání poklesla průměrná rychlost o 15%, přičemž její variabilita stoupla o 8%. Průměrná délka dvojkroku se snížila o 32%, její variabilita pak vzrostla o 10%. Přenos sklenice s vodou byl provázen poklesem průměrné rychlosti o 40%, zatímco její variabilita stoupla o 7%. Průměrná délka dvojkroku se snížila o 48%, načež její variabilita vzrostla o 93%. V průběhu druhé části nebyly, vyjma extrémně pomalé rychlosti, identifikovány významné změny variability dvojkroku, což je mimo jiné ve shodě s ohledáním dřívějších prací, které poukazují na její celkové snížení v souvislosti s chůzí na pásu. Vzhledem ke skutečnosti, že výpovědní hodnota zbylých parametrů se přímo odvíjí od rychlosti, jejíž hodnota byla vždy fixně nastavená, jejich výpovědní hodnota byla eliminována (Martin, Bajcsy, 2011, pp. 1–6).

S ohledem na dynamiku chůze se pak reálným podmínkám ve svém výzkumu blíží Patel, který motorizovaný pás nahrazuje pozemní silovou plošinou. Účelem bylo opět definovat vliv rychlosti chůze a typu konkurenčního úkolu na rozsah kognitivně-motorické interference, zájem studie byl však navíc doplněn o hodnocení významu priorit. Za tímto účelem byly testovány 4 různé úkoly, z nichž jedním bylo odečítání. Nejprve byl testovaný vyzván k využití preferovaného tempa, posléze k vědomému zpomalení, přičemž priority ve smyslu chůze či konkurenčního úkolu nebyly nijak ovlivněny. Třebaže vždy významný, byl konkrétní

efekt jednotlivých úkolů rozdílný. V rámci situace ryze kognitivního charakteru s vysokými nároky na pozornost, byly priority přesunuty směrem ke konkurenčnímu úkolu, naopak při jeho kognitivně-motorické povaze byla preferována chůze. Volba pomalejší rychlosti chůze pak obecně umožnila přesměrovat pozornost ve prospěch konkurenčních úkolů, kvalita jejichž provedení se tímto zvýšila. Reliabilita výsledků je však významně limitována délkou plošiny, která analyzovaný úsek redukovala na pouhých 3,7 metrů (Patel, Lamar, Bhat, 2014, pp. 140–148).

Z pohledu vývoje priorit a mezipohlavních rozdílů pak zajímavý a dle dostupných informací také ojedinělý výzkum provádí Yogev. Testovaní byli vyznáni k chůzi v rámci přirozeného prostředí, přičemž jejich preference byly formou instrukcí cíleny na konkurenční úkol či chůzi, případně nebyly ovlivněny. Výstupní parametry (průměr/variabilita doby dvojkroku, podíl švihové fáze) byly získány s využitím patních senzorů. Jednotným rysem, bez ohledu na pohlaví bylo snížení rychlosti v souvislosti s režimem dual-task. Zatímco u mužů se však snaha modifikovat priority nesečkala s významným účinkem, případně bylo zlepšené provedení primárního úkolu provázáno sníženou úspěšností úkolu sekundárního, u žen došlo k progresi provedení primárního, načež úkol sekundární tímto nebyl nijak ovlivněn. Závěry tak hovoří ve prospěch známého rčení, dle kterého ženy zvládají více činností najednou (Yogev-Seligmann et al., 2010, pp. 177–186).

Pokud by měly být zohledněny kognitivně-motorické vlastnosti artikulace, na které zcela vzácně odkazuje úzká skupina autorů, málokterý konkurenční úkol bylo by možné označit za čistě kognitivní.

Významem artikulace se blíže zabývá Dault. V rámci tomu účelu navrženému experimentu bylo účastníkům prostřednictvím zvukové nahrávky přečteno 28 či 32 písmen, rozdělených na 7 či 8 sérií, vzájemně oddělených pauzou. Každá série reprezentovala slovo, rozčleněné na písmena o náhodném pořadí. Úkolem testovaného během tiché etapy bylo sestavit písmena v jednotlivá slova, která pak ve smyslu kontroly participace jím byla zpětně vyslovena po ukončení celé etapy. Etapa hlasitá probíhala analogickým způsobem, písmena však byla vždy vyslovena ihned, v průběhu pauzy mezi sériemi. Při měření se jedinec nacházel v sedě nebo zaujímal vzpřímený stoj na stabilním či nestabilním povrchu. S využitím silové plošiny byl snímán vývoj COP ve smyslu průměrných hodnot a variability oscilací v antero-posteriorním a latero-laterálním směru. Z výsledků je patrné, že ačkoli nezávisle na jednotlivých podmínkách došlo během obou etap k nárůstu výchylek, které vypovídají o efektu kognitivní složky úkolů na posturální stabilitu, významnější změny nastaly v souvislosti s artikulací. Tento efekt si je dle autorů možné vyložit skrze mechanické

aspekty produkce řeči, které vyžadují koordinaci artikulačních a dechových procesů, kde významnou roli sehrává nárůst exkurzí hrudníku (Dault, Yardley, Frank, 2003, pp. 434–440). Vzhledem k závěrům dřívějších studií, které naznačují prakticky analogické změny respirace ve smyslu poměru inspira a expira během tiché a hlasité řeči (Conrad, Schönle, 1979, pp. 251–268), se však věrohodným zdá být také vysvětlení prostřednictvím interakce mezi motorickými programy posturální stabilizace a artikulace (Yardley et al., 1999, pp. 215–219). Přestože měřeny byly pouze pozice kvazistatické, obdobný jev lze očekávat i za podmínek dynamické lokomoce.

5. 2 Diskuse k etapě G6

- Chůze za vědomé modifikace respirace ve smyslu prodloužení výdechu (nádech 4 kroky/výdech 12 kroků).

Tato etapa je nanejvýš specifická. Konflikt respiračně-posturální, evokovaný změnou dechové frekvence a poměru inspira a expira, je zde kombinován se střetem lokomočně-kognitivním, jehož podstatou je vzestupný výčet „1 až 4“ v představě pro každý krok a hlasitý sestupný výčet „12 až 1“ pro každý krok, kterýžto danou situaci rozvíjí taktéž o fenomén artikulace.

V rámci etapy G6 došlo s ohledem na hodnocené parametry chůze k významnému prodloužení délky dvojkroku, od čehož se odvíjí zkrácení fáze dvojí opory a snížení kadence.

S ohledem na metodologický předpis jsou možnosti srovnání omezené, prakticky limitované na výzkumnou část diplomové práce A. Dostálové. Podmínky jejího experimentu, byly po stránce přístrojového vybavení i výchozích proměnných shodné. Měření bylo realizováno během rychlosti 3 a 6 km/h, fáze dechového cyklu byly na základě kroků rozděleny v poměru 4:8 a 4:12, přičemž vyjma hodnocení celého testovaného vzorku bylo rovněž provedeno srovnání mezipohlavních rozdílů. Nezávisle na rychlosti chůze či poměru dechových fází, jímž společným rysem byl prodloužený výdech, odhalila analýza dat v souladu s výsledky předkládané práce změny ve smyslu délky kroku a trvání fáze dvojí opory, nadto došlo také k vývoji velikosti prvního i druhého maxima reakční síly. Coby účinky poněkud nestálé je pro úplnost možné uvést změnu rotace PDK v souvislosti s pomalejší chůzí či vývoj šířky kroku v průběhu chůze rychlejší, nicméně pouze za poměru 4:8. Závěry obou výzkumů jsou tedy v zásadě kongruentní, přičemž parciální nesrovnalosti lze zdůvodnit odlišnou strategií statistického zpracování. Neméně zajímavé jeví se informace, které A. Dostálová přináší z hlediska rozdílů mezipohlavních. Zatímco změnám parametrů žen odpovídalo ustálené schéma délka kroku, trvání fáze dvojí opory a velikost prvního

i druhého maxima reakční síly, muži vykazovali s ohledem na rychlost chůze či poměr dechových fází vývoj značně divergentní, v rámci kterého figurovaly sporadicky rovněž proměnné šířka kroku, rotace PDK i LDK nebo posun latero-laterální lokalizace středového bodu. Tento jev nelze však vzhledem k nevyrovnanému počtu 34 žen a 14 mužů považovat za zcela reliabilní (Dostálová, 2015, ss. 28–51).

Mají-li být uvedené změny chůze správně vyloženy je nezbytné vycházet ze skutečnosti, že testovaná situace uzavírá kruh reciprocity kognice, dýchání a lokomoce. Obdobně jako je střet těchto entit neoddělitelný na úrovni neuronových sítí, je stejně tak nutné vnímat jejich zevní manifestaci coby výsledek sumace.

Ústředním aktérem této etapy je bezpochyby prodloužený výdech. Výchozí úvahy o jeho účincích se mimo biomechanické aspekty dané klesajícím objemem hrudníku a změnou jeho hustoty ve smyslu poměru plynného vzduchu a visko-elastických tkání, opírají rovněž o vliv samotné výdechové aktivity bránice i dalších posturálně-respiračních svalů v rámci myofasciálních řetězců (1. 2. 2. 3). Ačkoli problematikou extrakce respirační komponenty během kvazistatického stoje či analytického pohybu HKK i DKK zabývala se řada studií, za podmínek chůze nebyl obdobný experiment dle dostupných informací dosud realizován. V tomto ohledu poukazovala předešlá výzkumná činnost pouze na rozsáhlé kompenzační možnosti dynamického pohybu, které by efekt respirace pravděpodobně překrývaly (1. 2. 2. 1), což tyto částečně sesterské diplomové práce do jisté míry vyvrací.

Přestože A. Dostálová takové opatření neuvádí, působnost prodlouženého expiračního byla v rámci etapy G6 této práce potencována artikulací. Podkladem pro její využití byl fakt, že v průběhu řeči, bez ohledu na její hlasitost, je doba výdechu spontánně násobně prodloužena (Dault, Yardley, Frank, 2003, pp. 434–440). Za účelem dosažení optimální délky respiračních fází bylo zvoleno číselné odpočítávání dle kroků. Byť může být posturální stabilizace afektována prostřednictvím kterékoli složky artikulace, je třeba brát v úvahu následující. Na základě dřívějších ohledání byl významný nárůst postural sway v průběhu kvazistatického stoje zjištěn výhradně v souvislosti s pozornostně náročnějšími úkoly ve smyslu numerických příkladů a čtení, nikoli však během výčtu automatických sekvencí (Conrad, Schönle, 1979, pp. 251–268), charakteristických pro počítání „12 až 1“. Kognitivní složce tedy nelze přisuzovat roli stěžejní. Po vzoru etap G4 a G5 bylo by chybou opomenout interakci mezi motorickými programy chůze a artikulace během hlasitého úseku. Dominující zůstává nicméně patrně složka respirační přítomná v rámci obou fází, jejíž podvědomí efekt prokazatelný během tiché i hlasité řeči, byl v tomto případě sumován s účinky vědomé modifikace dechového stereotypu. Navzdory uvedeným skutečnostem není však možné

jednotlivé participující faktory plně oddělit, přičemž změny parametrů chůze bude tedy nejspřávnější přičítat jejich vzájemné souhře.

5.3 Další výzkumná činnost v této oblasti

Pointou této doplňkové podkapitoly je zmínit některé pozoruhodné studie a metaanalýzy, které třebaže plně nekorelují s rozložením etap experimentu této práce, zasluhují si být pro svou originalitu či obsáhlost ve vztahu k dané tématice rovněž uvedeny.

Trendem novějších výzkumů zaslíbených lokomočně-kognitivním aspektům chůze je odklon od analýzy syntetických činností zasazených do laboratorních podmínek, zpět k reálným aktivitám probíhajících v rámci přirozeného prostředí, čímž umocňují praktickou využitelnost svých závěrů. Fakt, že výtobytky 21. století mění dynamiku světa, která se již vymyká fyziologickému tempu člověka, nabývá den za dnem na aktuálnosti. Chytré telefony či hodinky stávají se bezmála součástí těla nastupující generace. Zajímavá je v tomto ohledu série studií, objektivizující politiku přerozdělení motoricko-kognitivní kapacity mezi současně probíhající chůzí a telefonátem či tvorbou textové zprávy. Jejich záměrem je identifikovat rozsah narušení orientace či pozornosti a definovat míru potencionálního ohrožení jedince.

Za tímto účelem zkoumá Schwebel účinek hudby, telefonátu a tvorby textové zprávy. Pro získání výstupních parametrů byla využita silová plošina a systém virtuální reality se zorným polem 180°. Úkolem testovaných bylo překročit ulici o různé dopravní složitosti. Zahájení chůze virtuálního chodce bylo iniciováno sestoupením testovaného z podstavce, reprezentujícího obrubník, na silovou plošinu. Výsledky odhalují významně nižší úspěšnost (delší časová prodleva a roztržitost při vyhodnocení situace, redukce adekvátně zaměřené zrakové pozornosti, srážka s vozidlem) během všech analyzovaných podmínek. Vydatnější neurální střet je patrný v souvislosti s tvorbou textové zprávy, tedy činností, která vyjma motoricko-kognitivních zdrojů vyžaduje také notnou dávku zrakové kontroly (Schwebel et al., 2012, pp. 266–271).

Pozoruhodný experiment, taktéž cílený na chůzi v průběhu manipulace s mobilním telefonem provádí Lamberg. Na počátku výzkumu byli testovaní instruováni k přímočarému přesunu z bodu A do bodu B, nejprve s a následně bez zrakové kontroly. Měření se po týdnu opakovalo, avšak vyřazení zraku bylo navíc doprovázeno hovorem či tvorbou textové zprávy. V obou případech, násobně více však při psaní, došlo k výraznému poklesu rychlosti a navýšení deviací od přímého směru, přičemž cíl byl zpravidla minut (Lamberg, Muratori, 2012, pp. 688–690).

Na závěry této studie navazuje Schabrun, který porovnává efekt čtení a tvorby textové zprávy. Za pomoci 8 kamer a 3 reflexních bodů bylo odečteno, že změny chůze ve smyslu snížení rychlosti, rozšíření BOS, progresse odchylek od přímého směru, ač analogické, jsou významně více vyjádřeny při psaní, nežli během pouhého čtení (Schabrun et al., 2014, pp. 1–8).

Plummer ve své práci sleduje interakci chůze a tvorby textové zprávy ve vztahu k vývoji priorit, přičemž současně srovnává provedení v laboratorních a reálných podmínkách. Za účelem hodnocení byl využit set akcelerometrů a aplikace „My speed“, analyzující rychlost a počet chyb v průběhu psaní. Preference testovaných byly formou instruktáže nasměrovány na chůzi nebo tvorbu zprávy, případně nebyly nijak ovlivněny. Vzájemné působení konkurenčních úkolů, vztaženo k rychlosti a plynulosti chůze i psaní bylo významné, avšak nezávislé na podmínkách či snaze modifikovat priority testovaného. V rámci klidného prostředí bylo více pozornosti věnováno tvorbě textové zprávy, přičemž během rušivé události byla kapacita mezi stávající úkoly rovnoměrně rozdělena. Klíčová je nicméně skutečnost, že tato strategie nebyla již dále ve prospěch chůze upravena, ani při krajním vývoji situace (Plummer et al., 2015, pp. 46–51).

V dalším experimentu kombinuje Strubhar přednosti silové plošiny a posturografu. Z pohledu chůze přináší informace o vývoji některých, poklesu rychlosti spřízněných parametrů ve smyslu snížení kadence a délky kroku či prodloužení fáze dvojí opory. Ve shodě s předešlou výzkumnou činností byla potvrzena spontánní preference tvorby textové zprávy, naopak v rozporu s ní nebylo prokázáno rozšíření BOS. O rezistenci posturální stability chůze vůči konkurenčním účinkům daného motoricko-kognitivního úkolu za běžných podmínek, podává svědectví rovněž zachování latero-laterálních oscilací COP. V tomto ohledu byla dostupná data odečtená ze silové plošiny během hodnocení chůze, rozšířena o analýzu kvazistatického stoji s využitím posturografu. Záměrem bylo odhalit diskrétní změny, potenciálně překryté dynamickým charakterem lokomoce a určit jejich vývoj ve spojitosti s neočekávanou událostí. Zatímco při klidném stoji nebyly významné změny zjištěny, následkem vychýlení plošiny oscilace i reakční čas prudce vzrostly, což vypovídá o narušení posturální reaktivity testovaného během tvorby textové zprávy (Strubhar et al., 2015, pp. 580–583).

Ačkoli závěry jednotně podporují ideu mimořádné flexibility člověka, rovněž poukazují na jisté narušení exekutivních funkcí a pracovní paměti ve smyslu orientace, které by v rámci dynamicky proměnlivých podmínek reálného života mohli kompromitovat pozornost jedince.

Obavy o bezpečnost chodců v souvislosti s využitím hudby či mobilních telefonů se tak ve světle dostupných studií ukazují jako oprávněné.

Vyjma přívalu samostatných experimentů byla tato problematika opakovaně zpracována rovněž formou metaanalýz, jejichž přínos tkví ve snaze seskládat nesourodé střípky dílčích studií do ucelené mozaiky. Třebaže pro úplnost je nezbytné vzpomenout původní převratnou práci M. Wollacott a A. Schumway-Cook, v níž jsou shrnuty do té doby dostupné prameny informací v souvislosti s pozorností, posturální kontrolou a chůzí ve smyslu efektu stárnutí, rizika pádu či specifické populace pacientů (Wollacott, Shumway-Cook, 2002, pp. 1–14), v kontextu předkládané práce sehrává prim zejména výzkumná činnost současné dekády. Aktuální verzi textu obdobného rázu přináší Al-Yahya, který bez ohledu na typ konkurenčního úkolu či metodu analýzy, sjednocuje na podkladě základních parametrů chůze závěry 66 studií. Souhrnné výsledky orientované na mladé, zdravé jedince vypovídají o snížení rychlosti, kadence a délky kroku, zatímco trvání a variabilita cyklu vzrostly. Ač progredující, principiálně shodný vývoj proměnných byl zaznamenán rovněž při měření neurologických pacientů. Prostřednictvím této metaanalýzy byl aspoň částečně eliminován faktor metodologické nejednotnosti a potvrzena validita lokomočně-kognitivního modelu kontroly chůze (Al-Yahya et al., 2011, pp. 715–728).

5. 4 Limity, pozitiva a možnosti rozvoje předkládané práce

Hlavní nedostatek teoretického kompendia dřímá v šíři jeho záběru. Rozdělení kapitol může působit chaotickým a roztržitým dojmem umocněným nadužíváním příměrů, jenž se mohou zdát jako mnohdy bizarní či vyhrocená forma filosofování. Tyto skutečnosti pramení ze snahy postihnout nezměrné souvislosti dané tematiky a také z přesvědčení, že každý text by měl, vedle popisu již dříve vysloveného, odrážet i ladění a myšlenkový vývoj oslích můstků autora, které představují předěl mezi útržkovitým plagiátorstvím a potencionálně přínosnou činností.

V průběhu realizace experimentu a studia doprovodných zdrojů pak vyvěraly na povrch jisté limity či přinejmenším vhodné možnosti rozvoje, ale také pozitiva stávající metodiky, z nichž některé vztahují se k dílčím etapám, jiné prochází napříč celým výzkumem.

- V rámci etapy G2 nebyla při výběru skladby „Stay in Alive“ zohledněna centrální rezonanční frekvence (2 Hz/120 BPM), určena dřívějšími studii coby ideální pro dosažení auditivně-lokomoční synchronizace. Podstatou etapy G3 bylo naopak vychýlit lokomoční rytmus testovaného, extrémní výchylky tempa skladby „La Malagueña“ byly tedy naopak žádoucí. Dle dostupných informací lze označit

pozorované účinky hudby na chůzi, ač rozsahem nevelké, za přinejmenším pozoruhodné jelikož byly prokázány na podvědomé úrovni.

- Ve smyslu etap G4/G5 by bylo vhodné rozšířit experiment o hodnocení konkurenčního úkolu (počet vyslovených rozdílů/písmen/chyb), jenž vztaženo k vývoji parametrů chůze, podávalo by navíc informaci o podvědomé prioritizaci a efektivitě rozdělení kognitivní kapacity testovaného. Takové opatření by za podmínek jedné testující osoby mohlo být zajištěno prostřednictvím audiozáznamu měření a jeho zpětné analýzy. V návaznosti na myšlenku, přiblížit dílčí situace reálným podmínkám, jež stála na počátku výzkumu, nebyly etapy G4/G5 nejvhodnější volbou. Ačkoli během studia obdobně orientovaných článků, zpětně nabízel se řada vhodnějších úkolů v čele s tvorbou textové zprávy, neovlivnitelnou zůstává skutečnost, že kterákoli konkurenční činnost vždy postihuje pouze mizivou část rozlehlého kognitivního spektra. Zda a do jaké míry dojde ke sdílení či kompetici o zdroje pozornosti, tedy které typy aktivit využívají shodné neurální sítě, třebaže ve světle předešlých výzkumů i prosté empirie částečně predikovatelné, zůstává nadále nejasné.
- Ačkoli z pohledu etapy G6 bylo účelem výčtu, ať v představě během inspiria („1 až 4“), či hlasitého v průběhu expiria („12 až 1“) pouze zajistit požadovaný poměr respiračních fází, nelze vyloučit tímto potencionovanou nežádoucí synchronizaci chůze na podkladě nepřímé RAS, s níž mohly být účinky prodlouženého výdechu teoreticky kombinovány. Odstínit zmíněný efekt a definovat samostatné účinky respirace bylo však za daných metodologických předpisů nemožné. Případným řešením by bylo ponechat timing dýchání subjektivním pocitům testovaného, iniciovaných pouhou počáteční výzvou k prodloužení výdechu. Tímto by však byla vyřazena zpětná vazba určující rozložení fází respirace či zda skutečně dochází k její modifikaci. Další možnost potenciální objektivizace nabízí využití spirometrie v kombinaci s auditivními či vizuálními signály. Toto východisko by z pohledu technického vybavení a jeho obsluhy nicméně činilo experiment značně náročným a mimo jiné by dále prohlubovalo zásah do přirozeného projevu jedince. Snad nejvhodnější alternativou se jeví časovat respiraci skrze testujícím simulované pobídky. Navzdory uvedeným nedostatkům spadá tato etapa do skromné populace experimentů, dokládajících vliv respirace na stereotyp chůze.
- Globálním limitem výzkumné části je realizace měření v nepřírodných podmínkách chodícího pásu. Jelikož se jedná o problematiku klíčového významu, byla srovnání chůze na pásu a za pozemních podmínek věnována samostatná kapitola (1. 2. 1. 4), která shrnuje jejich rozdílnosti coby kompenzační mechanismy plynoucí z prostorového omezení,

diskrepance propioceptivních a vizuálně-vestibulárních vstupů a fixní rychlosti. Právě nastavení rychlosti představuje v rámci metodologického předpisu nanejvýš složitý a současně významný úkol. Hodnotu rychlosti, která ač vzhledem k technologickým možnostem pásu fixní, bylo možné modulovat ve smyslu její preferované či jednotně stanové povahy. Třebaže prvotním záměrem bylo nastavit shodnou výchozí rychlost pro etapy G1 až G6 v průběhu adaptační fáze individuálně dle preferencí testovaného, tato myšlenka byla při zvážení následujících faktů zamítnuta.

- + Realizovat měření za podmínek preferované rychlosti by za předpokladu její shodné hodnoty pro etapy G1 až G6 vzhledem ke strategii statistického popisu (průměr a SD) nijak nenarušilo analýzu dat.
- ± Preferovaná rychlost je stejně tak interindividuálně odlišná, jako proměnlivá dle aktuálního ladění jedince.
- Preferovaná rychlost na chodícím pásu neodpovídá preferované rychlosti za podmínek pozemních a nelze ji proto odečíst na podkladě standardizovaných postupů.
- Preferovaná rychlost není v mezích fyziologie funkcí mechanických vlastností těla (pohlaví, výška, hmotnost, BMI, délka DKK, poměr délky DKK vůči výšce).
- Subjektivně je komfortní rychlost chůze na pásu vyjádřena spíše intervalem, nežli jedinou hodnotou, přičemž tento interval se neustále vyvíjí v závislosti na dosaženém stupni adaptace.

Výchozí rychlost, ačkoli jednotně stanovena na 4,5 km/h, byla napříč testovaným vzorkem hodnocena jako komfortní. O tomto svědčí i průměrná kadence 111,3 kroků za minutu a její SM 5,6 kroků za minutu, jež se pohybují nedaleko globálního pulzu spontánní lokomoce v přirozeném prostředí, který ve smyslu běžné populace odpovídá frekvenci 2 Hz, tedy kadenci 120 kroků za minutu. Třebaže pro její fixní charakter nebylo možné pozorovat změnu rychlosti, hypoteticky mohly být v rámci unikových mechanismů tím více zasaženy parametry jiné. V tomto smyslu pak nemusí být využití pásu ve vztahu k výpovědní hodnotě experimentu nutně faktorem limitujícím. Příslíb parciální eliminace problematiky fixní rychlosti a vizuálně-vestibulární diskrepance, jimiž je doposud zatíženo využití chodících pásů, lze očekávat s případnou expanzí feed-back pásů se systémem VR v nadcházejících letech. Idea pozemní silové plošiny představuje v teoretické rovině elegantní, avšak vzhledem k dostupnosti plošin odpovídajících rozměrů, spíše nereálné řešení. Pro získání obdobné baterie výstupních parametrů

v přirozeném prostředí je nicméně možné motorizovaný pás se silovou plošinou nahradit setem akcelerometrů v kombinaci s patními senzory. V souvislosti se stávajícím metodologickým předpisem se coby senzitivní ukazatelé vývoje chůze osvědčily průměrné hodnoty parametrů rotace podélné osy chodidla, délka dvojkroku, šířka kroku, trvání fáze dvojí opory, kadence a velikost prvního maxima reakční síly.

- Příležitosti k rozvoji experimentu jsou rozsáhlé. Jelikož potřebná data byla součástí reportů, relativně nenáročnou možností by bylo rozšířit statistickou analýzu o parametry variability, jenž ve srovnání s průměrnými hodnotami představují, tedy alespoň během pozemní chůze, prokazatelně citlivější indikátor změn. Jejich senzibilita byla by však patrně konfrontována celkovým snížením variability, které následkem kombinace sensoricko-mechanických aspektů pohybující se plošiny, podněcující aktivaci CPG, je prominentním rysem chůze na pásu. Protože neurální střet byl pozorován pouze na podkladě indirektivního hodnocení chůze, přínosem by rovněž bylo doplnit stávající měření metodou EMG či EEG a obohatit tak výzkum o další cenné proměnné. Za účelem rozvoje klinického významu závěrů, by mohl být testovaný vzorek také porovnán s blíže specifikovanou populací jedinců (pohlaví, věkový faktor, pacienti po CMP/s Parkinsonovou chorobou/konkrétním subtypem kognitivní insuficience, hypoaktivní jedinci, atleti, tanečníci, hudebníci). Ačkoli vzorek čítající 50 jedinců působí dostačujícím dojmem, není vyloučeno, že další, pro zdravou populaci typicky jemné odchylky, ukázaly by se jako statisticky významné až s rostoucím počtem testovaných.

5. 5 Úskalí studia biologického pohybu

Navzdory víře v jednotné přírodní i fyzikální zákony, je studium neustále se dynamicky měnícího organismu, v neustále se měnícím prostředí velmi obtížnou záležitostí. Experimenty orientované na živé systémy, ač druhově shodné, jsou snahou nalézt vzájemné vztahy v organizovaném zmatku, jenž vychází z různorodosti a jedinečnosti strukturálního i funkčního uspořádání každého z nich. Pohyb je projekcí těla, vnímání, myšlení a emocí jedince. Studium chůze, dýchání, jemné motoriky či artikulace tedy nabízí měřitelnou a do jisté míry objektivní možnost nepřímo proniknout do zraku skrytých zákoutí lidského mozku (Latash, 2008b, pp. 46–50).

Z uvedených skutečností nicméně vyplývá, že i v rámci adekvátně organizovaného výzkumu je postihnuta pouze mizivá část všech přítomných aspektů, přičemž pohybový projev v laboratorních podmínkách je ve srovnání s podmínkami reálnými navíc vždy zatížen omezenou výpovědní hodnotou. Slovy Richarda P. Feynman je „*klíčem moderní vědy*

a počátkem skutečného porozumění přírodě pozorování událostí, zaznamenávání detailů a víra, že v informacích takto získaných snad leží klíč k jednomu nebo jinému možnému teoretickému výkladu“ (Feynman, 1964, p. 5).

Pohyb, zejména pak chůze, nachází se navíc zpravidla v područí patofyziologického chování moderního člověka, který zapomněl naslouchat hlavu svého těla a adekvátně jej užívat, čímž je samotné studium fyziologie ohroženo či přinejmenším posouvá se na odlišnou výchozí úroveň kvality (Lewitová, 2016).

Obdobně jako plasticita organismu či prostředí, znesnadňuje situaci paradoxně také rozvoj vědění a jazyka. Dochází ke zrodu nových, vzájemně se prolínajících pojmů, které vystaveny chybné interpretaci či opisu, nezdědka splývají v jazykový smog. To vše v kombinaci s nadmírou informací, jež leží na dosah „jediného kliknutí“ je příčinou zahlcení, kdy samotné vyjádření myšlenky, má-li být správně pochopena, stává se nanejvýš nesnadnou záležitostí.

Závěr

Jádrem předkládané práce je kritické přezkoumání platnosti prastaré empirie, deklarující reciprocitu mezi pohybem, konkrétně lokomocí, dýcháním a kognicí.

Způsob jakým tyto zpravidla současně probíhající děje hospodaří s kapacitou pozornosti v rámci interneuronových sítí, je možné subjektivně odečítat na podkladě rozdílné povahy pohybového chování jedince při chůzi po rušné ulici velkoměsta, procházce v lese či vysokohorské túře v náročném terénu. Interferenci jednotlivých složek lze tedy pozorovat za každodenních situací, kdy samo narůstající tempo světa navíc obvykle tříští mysl člověka v čase a místě rozbíhající se paletu úkolů. Zvláště nápadným je tento fenomén během motorického učení dítěte, tvořivého pohybu vrcholového atleta či umělce, případně v souvislosti s bolestí, kdy i zdánlivě plně zautomatizovaná chůze, stává se v důsledku hledání alternativních možností její realizace a následného zapojení odlišné sekvence motorických programů pohybově, dechově i kognitivně náročnou.

Za účelem objektivizace vzájemných vztahů bylo sestaveno 6 etap charakteru dual-task, které po vzoru aktuálních výzkumů, aspoň částečně následovaly trend odklonu od analýzy syntetických činností, nahrazený snahou přiblížit testované situace reálným aktivitám. S využitím motorizovaného pásu se zabudovanými tlakovými senzory pak byly hodnoceny kvantitativní změny parametrů chůze. Ačkoli byl odhalen statisticky významný vývoj některých proměnných v průběhu jednotlivých etap, jeho nevelký rozsah zároveň koreloval s vysokou kapacitou systému zdravého člověka.

Potvrzení pospolitosti motorické a kognitivní složky lokomoce, jimiž coby červená nit prostupuje respirace, které vyplývá z výsledků realizované výzkumné činnosti, je skutečností dalekosáhlého praktického významu. Navzdory faktu, že obdobné experimenty mohou vždy postihnout pouze mizivou část spektra této obsáhlé tematiky, je nutno jejich závěry vnímat jako střípky mozaiky, vypovídající o nezměrných souvislostech. Tyto z pohledu klinické praxe vymezují jednotný princip smysluplné práce s lidmi, jehož podstatou je vědomé či podvědomé ladění energie pohybu, dechu a myšlení, jakožto pomyslných strun determinujících povahu melodie, jež utváří symfonii života.

Referenční seznam

- ALTON F., BALDEY L., CAPLAN S., MORRISSEY, M. C. 1998. *A kinematic comparison of overground and treadmill walking*. Clinical Biomechanics. 1998, pp. 434–440. DOI 10.1016/S0268-0033(98)00012-6
- AL-YAHYA E., DAWES H., SMITH L., DENNIS A., HOWELLS K., COCKBURN J. 2011. *Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis*. Neuroscience & Biobehavioral Reviews. 2011, pp. 715–728. DOI 10.1016/j.neubiorev.2010.08.008
- ARUIN A. S., LATASH M. L. 1995. *Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements*. Experimental Brain Research. 1995, pp. 323–332. DOI 10.1007/BF00231718
- BADDELEY A. 2000. *The episodic buffer: a new component of working memory?* Trends in Cognitive Sciences. 2000, pp. 417–423. DOI 10.1016/S1364-6613(00)01538-2
- BADDELEY A. 2003. *Working memory: looking back and looking forward*. Nature Reviews Neuroscience. 2003, pp. 829–839. DOI 10.1038/nrn1201
- BAILLIEUX H., DE SMET H. J., DOBBELEIR A., PAQUIER P. F., DE DEYN P. P., MARIËN P. 2010. *Cognitive and affective disturbances following focal cerebellar damage in adults: a neuropsychological and SPECT study*. Cortex. 2010, pp. 869–879. DOI 10.1016/j.cortex.2009.09.002
- BAILLIEUX H., DE SMET H. J., PAQUIER P. F., DE DEYN P. P., MARIËN P. 2008. *Cerebellar neurocognition: insights into the bottom of the brain*. Clinical Neurology and Neurosurgery. 2008, pp. 763–773. DOI 10.1016/j.clineuro.2008.05.013
- BERTRAM J. E. 2005. *Constrained optimization in human walking: Cost minimization and gait plasticity*. Journal of Experimental Biology. 2005, pp. 979–991. DOI 10.1242/jeb.01498
- BLOEM B. R., GRIMBERGEN Y. A., VAN DIJK J. G., MUNNEKE M. 2006. *The “Posture Second” Strategy: A Review of Wrong Priorities in Parkinson’s Disease*. Journal of the Neurological Sciences. 2006, pp. 196–204. DOI 10.1016/j.jns.2006.05.010
- BLOEM B. R., VALKENBURG V. V., SLABBEKOORN M., WILLEMSSEN M. D. 2001. *The Multiple Tasks Test: development and normal strategies*. Gait & Posture. 2001, pp. 191–202. DOI 10.1016/S0966-6362(01)00141-2
- BODA W. L., TAPP W., FINDLEY T. F. 1994. *Biomechanical comparison of treadmill and overground walking*. The Eighth Biennial Conference, Canadian Society for Biomechanics, Calgary. In Alton F., Baldey L., Caplan S., Morrissey, M. C. 1998. *A kinematic comparison of overground and treadmill walking*. Clinical Biomechanics. 1998, pp. 434–440. DOI 10.1016/S0268-0033(98)00012-6
- BOUISSET S., DUCHENE J. L. 1994. *Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture?* Neuroreport. 1994; pp. 957–960. DOI 10.1097/00001756-199404000-00026
- BRAMBLE D. M., CARRIER D. R. 1983. *Running and breathing in mammals*. Science. 1983, pp. 251–256. DOI 10.1126/science.6849136
- BROWN L. A., DE BRUIN N., DOAN J. B., SUCHOWERSKY O. 2009. *Novel challenges to gait in Parkinson’s disease: the effect of concurrent music in single- and dual-task contexts*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2009, pp. 1578–1583. DOI 10.1016/j.apmr.2009.03.009
- BROWN, T. G. 1911. *The Intrinsic Factors in the Act of Progression in the Mammal*. Proceedings of the royal society of London. 1911, pp. 308–319. DOI 10.1098/rspb.1911.0077

- BÜRCK M., FRIEDEL P., SICHERT A. B., VOSSSEN C., VAN HEMMEN J. L. 2010. *Optimality in mono- and multisensory map formation*. *Biological Cybernetics*. 2010, pp. 1–20. DOI 10.1007/s00422-010-0393-7
- BUTLER J. E., MCKENZIE D. K., CRAWFORD M. R., GANDEVIA S. C. 1995. *Role of airway receptors in the reflex responses of human inspiratory muscles to airway occlusion*. *Journal of Physiology*. 1995, pp. 273–281. DOI 10.1113/jphysiol.1995.sp020878
- CARON O., FONTANARI P., CREMIEUX J., JOULIA F. 2004. *Effects of ventilation on body sway during human standing*. *Neuroscience Letters*. 2004, pp. 6–9. DOI 10.1016/j.neulet.2004.04.085
- CLYNES M. 1995. *Microstructural musical linguistics: composers' pulses are liked most by the best musicians*. *Cognition*. 1995, pp. 269–310. DOI 10.1016/0010-0277(94)00650-A
- COHEN A. 1992. *The role of heterarchical control in the evolution of central pattern generators*. *Brain behavior and evolution*. 1992, pp. 112–124. DOI 10.1159/000113907
- COLLETTE F., HOGGE M., SALMON E., VAN DER LINDEN M. 2006. *Exploration of the neural substrates of executive functioning by functional neuroimaging*. *Neuroscience*. 2006, pp. 209–221 DOI 10.1016/j.neuroscience.2005.05.035
- CONRAD B., SCHÖNLE P. 1979. *Speech and respiration*. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*. 1979, pp. 251–268. DOI 10.1007/BF00342238
- CRITCHLEY M., HENSON R. A. 1977. *Music and the brain: Studies in the neurology of music*. London, William Heineman Medical. 1997, 474 p. ISBN 978-0-433-06703-0
- DAGGFELDT K., THORSTENSSON A. 1997. *The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading*. *Journal of Biomechanics*. 1997, pp. 1149–1155. DOI 10.1016/S0021-9290(97)00096-1
- DANNA DOS SANTOS A., SLOMKA A. K., ZATSIORSKY V. M., LATASH M. L. 2007. *Muscle modes and synergies during voluntary body sway*. *Experimental Brain Research*. 2007, pp. 533–555. DOI 10.1007/s00221-006-0812-0
- DARWIN, CH. 2007. *O vzniku druhů přírodním výběrem*. 3. vyd. Praha, Academia. 2007, 579 s. ISBN 978-80-200-1492-4
- DAULT M. C., YARDLEY L., FRANK J. S. 2003. *Does articulation contribute to modifications of postural control during dual-task paradigms?* *Cognitive Brain Research*. 2003, pp. 434–440. DOI 10.1016/S0926-6410(03)00058-2
- DAY B., CAUQUIL S. A., BARTOLOMEI L., PASTOR M. A., LYON I. N. 1997. *Human body-segment tilts induced by galvanic stimulation: a vestibularly driven balance protection mechanism*. *Journal of Physiology*. 1997, pp. 661–672. DOI 10.1113/jphysiol.1997.sp022051
- DE TROYER A. 1997. *Role of joint receptors in modulation of inspiratory intercostal activity by rib motion in dogs*. *Journal of Physiology*. 1997, pp. 445–453. DOI 10.1111/j.1469-7793.1997.445bh.x
- DE TROYER A., LORING S. H. 1986. *Action of respiratory muscle*. *Comprehensive Physiology*. 1986, pp. 443–462. DOI 10.1002/cphy.cp030326
- DECKER L. M., CIGNETTI F., POTTER J. F., STUDENSKI S. A., STERGIOU N. 2012. *Use of motor abundance in young and older adults during dual-task treadmill walking*. *PLOS ONE*. 2012, pp. 1–9. DOI 10.1371/journal.pone.0041306

- DERENNE J. P., MACKLEM P. T., ROUSSOS C. 1978. *The respiratory muscles: mechanics, control, and pathophysiology*. American Review of Respiratory Disease. 1978, pp. 581–601. DOI 10.1164/arrd.1978.118.3.581
- DESAIN P. W., WINDSOR W. L. 2000. *Rhythm perception and production*. Lisse, Swets & Zeitlinger. 2000, 286 p. ISBN 9789026516368
- DICKINSON P. S. 2006. *Neuromodulation of central pattern generators in invertebrates and vertebrates*. Current opinion in neurobiology. 2006, pp. 604–614. DOI 10.1016/j.conb.2006.10.007
- DICKINSON P. S. 1995. *Interactions among neural networks for behavior*. Current opinion in neurobiology. 1995, pp. 792–798. DOI 10.1016/0959-4388(95)80108-1
- DIETZ V., ZIJLSTRA W., DUYSSENS J. 1994. *Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion*. Experimental Brain Research. 1994, pp. 513–520. DOI 10.1007/BF00227344
- DIMITRIJEVIS M., GERASIMENKO Y. P. 1998. *Evidence for Spinal Central Pattern Generator in Humans*. Annal of the New York Academy of Science. 1998, pp. 360–376. DOI 10.1111/j.1749-6632.1998.tb09062.x
- DINGWELL J. B., MARIN L. C. 2006. *Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds*. Journal of Biomechanics. 2006, pp. 444–452. DOI 10.1016/j.jbiomech.2004.12.014
- DINGWELL J. B., CUSUMANO J. P., CAVANAGH P. R., STERNAD D. 2001. *Local Dynamic Stability Versus Kinematic Variability of Continuous Overground and Treadmill Walking*. Journal of Biomechanical Engineering. 2001, pp. 27–32. DOI 10.1115/1.1336798
- DINGWELL J. B., ROBB R. T., TROY K. L., GRABINER M. D. 2008. *Effects of an attention demanding task on dynamic stability during treadmill walking*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. 2008, pp. 1–10. DOI 10.1186/1743-0003-5-12
- DOSTÁLOVÁ A. 2015. *Vliv kognitivního úkolu na posturu a krokový stereotyp*. Theses. 2015, 90 s. <http://thess.cz/id/odl4oc/Diplomov-prce-2015-Anna-Dostlov.pdf>
- DRAGOUNOVÁ Z., PERIČ T., DOVALIL J. 2013. *Implicitní motorické učení - možnosti ve sportovním tréninku*. Česká kinantropologie. 2013, ss. 11–22. <http://www.ceskakinantropologie.cz/index.php/TestJournal/article/viewFile/317/172>
- DURANTI R., SANNA A., ROMAGNOLI I., NERINI F. G., AMBROSINO N., SCANO G. 2003. *Walking modality affects respiratory muscle action and contribution to respiratory effort*. Pflugers Archiv - European Journal of Physiology. 2003, pp. 222–230. DOI 10.1007/s00424-003-1231-8
- DVOŘÁK, R. 2005. *Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2005, pp. 18–22. <http://www.prolekare.cz/pdf?id=5287>
- DVOŘÁK R., HOLIBKA V. 2006. *Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2006, pp. 55–61. <http://www.prolekare.cz/pdf?id=4875>
- DYLEVSKÝ I. 2009. *Funkční anatomie člověka*. Praha, Grada. 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4
- EBERSBACH G., DIMITRIJEVIC M. R., POEWE W. 1995. *Influence of concurrent tasks on gait: a dual-task approach*. Perceptual and Motor Skills. 1995, pp. 107–113. DOI 10.2466/pms.1995.81.1.107

- EISLER P. 1912. *Die Muskeln des Stammes*. In Dvořák R., Holibka V. 2006. *Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2006, pp. 55–61. <http://www.prolekare.cz/pdf?id=4875>
- ESPY D. D., YANG F. B., PAI Y. C. 2010. *Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk*. *Gait & Posture*. 2010, pp. 378–382. DOI 10.1016/j.gaitpost.2010.06.013
- FEYNMAN R. 1964. *The Character of Physical Law*. London, British Broadcasting Corporation. 1964, 173 p. ISBN 0679601279
- FITZPATRICK R., BURKE D., GANDEVIA S. C. 1996. *Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances*. *Journal of Neurophysiology*. 1996, pp. 3994–4008. <http://jn.physiology.org/content/76/6/3994>
- FOERSTER O. 1936. *The motor cortex in man in the light of hughlings jackson's doctrines*. *The British Journal of Psychiatry*. 1936, pp. 677–678. DOI 10.1192/bjp.82.340.677-a
- FORSSBERG H., GRILLNER S., ROSSIGNOL S. 1975. *Phase dependent reflex reversal during walking in chronic spinal cats*. *Brain Research*. 1975, pp 103–107. DOI 10.1016/0006-8993(75)91013-6
- FRANCIS C. A., FRANZ J. R., O'CONNOR S. M., THELEN D. G. 2015. *Gait variability in healthy old adults is more affected by a visual perturbation than by a cognitive or narrow step placement demand*. *Gait & Posture*. 2015, pp. 380–385. DOI 10.1016/j.gaitpost.2015.07.006
- FRIBERG A., SUNDBERG J. 1999. *Does music performance allude to locomotion? A model of final ritardandi derived from measurements of stopping runners*. *Acoustical Society of America*. 1999, pp. 1469–1484. <http://www.speech.kth.se/prod/publications/files/590.pdf>
- FRIBERG A., SUNDBERG J., FRYDÉN L. 2000. *Music from motion: Sound level envelopes of tones expressing human locomotion*. *Journal of New Music Research*. 2000, 199–210. DOI 10.1076/jnmr.29.3.199.3093
- GANDEVIA S. C., ROTHWELL J. C. 1987. *Activation of the human diaphragm from the motor cortex*. *Journal of Physiology*. 1987, pp. 109–118. DOI 10.1113/jphysiol.1987.sp016445
- GANDEVIA S. C., BUTLER J. E., HODGES P. W., TAYLOR J. L. 2002. *Balancing Acts: Respiratory Sensations, Motor Control And Human Posture*. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*. 2002, pp. 118–121. DOI 10.1046/j.1440-1681.2002.03611.x
- GANDEVIA S. C., GORMAN R. B., MCKENZIE D. K., DE TROYER A. 1999. *Effects of Increased Ventilatory Drive on Motor Unit Firing Rates in Human Inspiratory Muscles*. *American Journal of Respiration and Critical Care Medicine*. 1999, pp. 1598–1603. DOI 10.1164/ajrccm.160.5.9904023
- GANONG, W. F. 2005. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha, Galén. 2005, 890 s. ISBN 80-7262-311-7
- GHANAVATI T., SALAVATI M., KARIMI N., NEGAHBAN H., TAKAMJANI E. I., MEHRAVAR M., HESSAM M. 2014. *Intra-limb coordination while walking is affected by cognitive load and walking speed*. *Journal of Biomechanics*. 2014, pp. 2300–2305. DOI 10.1016/j.jbiomech.2014.04.038
- GIORDANO B., BRESIN R. 2006. *Walking and playing: what's the origin of emotional expressiveness in music?* *Proceedings of the eighth international conference on music, Bologna*. 2006, p. 436 <http://www.speech.kth.se/prod/publications/files/1312.pdf>
- GOLDSTEIN B. E. 1981. *The Ecology of J. J. Gibson's Perception*. Leonardo. 1981, pp. 191–195 <http://classes.matthewjbrown.net/teaching-files/ccg/goldstein-gibson.pdf>

- GONG G., HE Y., CONCHA L., LABEL C., GROSS D. W., EVANS A. C., BEAULIEU C. 2009. *Mapping Anatomical Connectivity Patterns of Human Cerebral Cortex Using In Vivo Diffusion Tensor Imaging Tractography*. *Cereb Cortex*. 2009, pp. 524–536. DOI 10.1093/cercor/bhn102
- GRABINER M. D., TROY K. L. 2005. *Attention demanding tasks during treadmill walking reduce step width variability in young adults*. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2005, pp. 1–6. DOI 10.1186/1743-0003-2-25
- GRAHN J. A., ROWE J. B. 2009. *Feeling the beat: premotor and striatal interactions in musicians and nonmusicians during beat perception*. *Journal of Neuroscience*. 2009, pp. 7540–7548. DOI 10.1523/JNEUROSCI.2018-08.2009
- GRILLNER S. 1981. *Control of Locomotion in Bipeds, Tetrapods, and Fish*. *Comprehensive Physiology*. 1981, pp. 1179–1236. DOI 10.1002/cphy.cp010226
- GRIMBY G., GOLDMAN M., MEAD J. 1976. *Respiratory muscle action inferred from rib cage and abdominal V-P partitioning*. *Journal of Applied Physiology*. 1976, pp. 739–751. <http://jap.physiology.org/content/41/5/739>
- GRUBAUGH J., RHEA C. K. 2014. *Gait performance is not influenced by working memory when walking at a self-selected pace*. *Experimental Brain Research*. 2014, pp. 515–525. DOI 10.1007/s00221-013-3759-y
- HAGINS M., LAMBERG E. M. 2011. *Individuals with Low Back Pain Breathe Differently than Healthy Individuals During a Lifting Task*. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2011, pp. 141–148. DOI 10.2519/jospt.2011.3437
- HAMAOU A., GONNEAU E., LE BOZEC S. 2010. *Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode*. *Neuroscience Letters*. 2010, pp. 141–144. DOI 10.1016/j.neulet.2010.03.064
- HAUSDORFF J. M. 2007. *Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking*. *Human Movement Science*. 2007, pp. 555–589. DOI 10.1016/j.humov.2007.05.003
- HAUSDORFF J. M., SCHWEIGER A., HERMAN T., YOGEV-SELIGMANN G., GILADI N. 2008. *Dual-task decrements in gait: contributing factors among healthy older adults*. *Journal of Gerontology*. 2008, pp. 1335–1343 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3181497/pdf/nihms325689.pdf>
- HODGES P. W. 2004. *Lumbopelvic stability: a functional model of biomechanics and motor control*. In Richardson V. C., Hodges P., Hides J. 2004. *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization*. 2nd ed. Sydney, Churchill Livingstone. 2004, 280 p. ISBN 978-0-443-07293-2
- HODGES P. W., GANDEVIA S. C. 2000a. *Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task*. *Journal of Physiology*. 2000, pp. 165–175. DOI 10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm
- HODGES P. W., GANDEVIA S. C. 2000b. *Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm*. *Journal of Applied Physiology*. 2000, pp. 967–976. <http://jap.physiology.org/content/89/3/967.long>
- HODGES P. W., RICHARDSON C. A. 1997. *Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement*. *Experimental Brain Research*. 1997, pp. 362–370. DOI 10.1007/PL00005644
- HODGES P. W., BUTLER J. E., MCKENZIE D. K., GANDEVIA S. C. 1997. *Contraction of the muscle diaphragm during rapid postural adjustments*. *Journal of Physiology*. 1997, pp. 539–548. DOI 10.1111/j.1469-7793.1997.539bb.x

- HODGES P. W., ERIKSSON A. E., SHIRLEY D., GANDEVIA S. C. 2005. *Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine*. Journal of Biomechanics. 2005, pp. 1873–1880. DOI 10.1016/j.jbiomech.2004.08.016
- HODGES P. W., GURFINKEL V. S., BRUMAGNE S., SMITH T. C., CORDO P. C. 2002. *Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration*. Experimental Brain Research. 2002, pp. 293–302. DOI 10.1007/s00221-002-1040-x
- HODGES P. W., HEIJNEN I., GANDEVIA S. C. 2001. *Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases*. Journal of Physiology. 2001, pp. 999–1008. DOI 10.1111/j.1469-7793.2001.00999.x
- HODGES P. W., SAPSFORD R., PENDEL L. H. 2007. *Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles*. Neurourology and Urodynamics. 2007, pp. 362–371 DOI 10.1002/nau.20232
- HOLLMAN J. H., WATKINS M. K., IMHOFF A. C., BRAUN C. E., AKERVIK K. A., NESS D. K. 2016. *A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions*. Gait & Posture. 2016, pp. 204–209. DOI 10.1016/j.gaitpost.2015.09.024
- HOLTMAAT A., SVOBODA K. 2009. *Experience-dependent structural synaptic plasticity in the mammalian brain*. Nature Reviews Neuroscience. 2009, pp. 647–658. DOI 10.1038/nrn2699
- HONING H. 2003. *The final ritard: On music, motion, and kinematic models*. Computer Music Journal. 2003, pp. 66–72. DOI 10.1162/014892603322482538
- HORAK F. B., MACPHERSON J. M. 1996. *Postural orientation and equilibrium*. Comprehensive Physiology. 1996, pp. 255–292. DOI 10.1002/cphy.cp120107
- HOVE M. J., SUZUKI K., UCHITOMI H., ORIMO S., MIYAKE Y. 2012. *Interactive rhythmic auditory stimulation reinstates natural 1/f timing in gait of Parkinson's patients*. PLOS ONE. 2012, pp. 1–8. DOI 10.1371/journal.pone.0032600
- HUNTER I. W., KEARNEY R. E. 1981. *Respiratory components of human postural sway*. Neuroscience Letters. 1981, pp. 155–159. DOI 10.1016/0304-3940(81)90324-4
- CHIU S. L., CHANG C. C., CHOU L. S. 2015. *Inter-joint coordination of overground versus treadmill walking in young adults*. Gait & Posture. 2015, pp. 316–318. DOI 10.1016/j.gaitpost.2014.09.015
- IJSPEERT, A. J. 2008. *Central pattern generators for locomotion control in animals and robots: A review*. Neural Networks. 2008, pp. 642–653. DOI 10.1016/j.neunet.2008.03.014
- JAMES W. 1890. *The principles of psychology*. New York, Henry Holt and Company. 1890, 689 p. <https://archive.org/details/theprinciplesofp01jameuoft>
- JANURA M., ZAHÁLKA F. 2004. *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc, Univerzita Palackého. 2004, 209 s. ISBN 80-244-0930-5
- JEKA J., OIE K. S., KIEMEL T. 2000. *Multisensory information for human postural control: integrating touch and vision*. Experimental Brain Research. 2000, pp. 107–125. DOI 10.1007/s002210000412
- JEKA J., SCHÖNER G., DIJKSTRA T., RIBEIRO P., LACKNER J. R. 1997. *Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway*. Experimental Brain Research. 1997, pp. 475–483. http://www.brandeis.edu/graybiel/publications/docs/155_coupfingtip_ebr_1997.pdf
- JEONG B. Y. 1991. *Respiration effect on standing balance*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1991, pp. 642–645. [http://www.archives-pmr.org/article/0003-9993\(91\)90205-W/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/0003-9993(91)90205-W/pdf)

- JOHANSSON R., MAGNUSSON M., FRANSSON P. A. 1995. *Galvanic vestibular stimulation for analysis of postural adaptation and stability*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1995, pp. 282–292 DOI 10.1109/10.364515
- KAHNEMAN D. 1973. *Attention and Effort*. New Jersey, Prentice-Hall. 1973, 246 p. ISBN 9780130505187
- KANTOR E., POUPARD L., LE BOZEC S., BOUISSET S. 2001. *Does body stability depend on postural chain mobility or stability area?* Neuroscience Letters. 2001, pp. 128–132. DOI 10.1016/S0304-3940(01)01986-3
- KAPANDJI A. I. 1974. *The physiology of the joints: The Trunk and the Vertebral Column*. 2nd ed. London, Churchill Livingstone. 1974, 256 p. ISBN 978-0443012099
- KAY B. A., TURVEY M. T., MEIJER O. G. 2003. *An Early Oscillator Model: Studies on the Biodynamics of the Piano Strike (Bernstein & Popova, 1930)*. Human Kinetics Journal. 2003, pp. 1–45. DOI 10.1123/mcj.7.1.1
- KEELE, S., POSNER, M. I. 1968. *Processing of visual feedback in rapid movements*. Journal of Experimental Psychology. 1968, pp. 155–158. DOI 10.1037/h0025754
- KELLY V. E., EUSTERBROCK A. J., SHUMWAY-COOK A. 2011. *A review of dual-task walking deficits in people with Parkinson's disease: motor and cognitive contributions, mechanisms, and clinical implications*. Parkinson's Disease. 2011, pp. 1–14. DOI 10.1155/2012/918719
- KELLY V. E., JANKE A. A., SHUMWAY-COOK A. 2010. *Effects of instructed focus and task difficulty on concurrent walking and cognitive task performance in healthy young adults*. Experimental Brain Research. 2010, pp. 65–73. DOI 10.1007/s00221-010-2429-6
- KERR B., CONDON S. M., MCDONALD L. A. 1985. *Cognitive spatial processing and the regulation of posture*. Journal of Experimental Psychology. 1985, pp. 617–622. DOI 10.1037/0096-1523.11.5.617
- KIEHN O., DOUGHERTY K. 2013. *Locomotion: Circuits and Physiology*. Neuroscience in the 21st Century. 2013, pp. 1209–1236. DOI 10.1007/978-1-4614-1997-6_42
- KLOUS M., DANNA DOS SANTOS A., LATASH L. M. 2010. *Multi - muscle synergies in a dual postural task: evidence for the principle of superposition*. Experimental Brain Research. 2010, pp. 457–471. DOI 10.1007/s00221-009-2153-2
- KOLÁŘ P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Galén. 2009, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1
- KOLÁŘ P., NEUWIRTH J., ŠANDA J., SUCHÁNEK V., SVATÁ Z., VOLEJNÍK J., PIVEC M. 2009. *Analysis of diaphragm movement during tidal breathing and during its activation while breath holding using MRI synchronized with spirometry*. Physiological Research. 2009, pp. 383–392. http://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/58/58_383.pdf
- KOLÁŘ P., ŠULC J., KYNČL M., ŠANDA J., ČAKRT O., ANDEL R., KUMAGAY K. KOBESOVÁ A. 2012. *Postural Function of the Diaphragm in Persons With and Without Chronic Low Back Pain*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2012, pp. 352–362. DOI 10.2519/jospt.2012.3830
- KOLÁŘ P., ŠULC J., KYNČL M., ŠANDA J., NEUWIRTH J., BOKARIUS A. V., KRÍŽ J., KOBESOVÁ A. 2010. *Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment*. Journal of Applied Physiology. 2010, pp. 1064–1071. DOI 10.1152/jappphysiol.01216.2009
- KOLÁŘOVÁ B., MARKOVÁ M., SZMEKOVÁ L., STACHO J. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc, Univerzita Palackého. 2014, 140 s. ISBN 978-80-244-4266-2

- KOMENSKÝ J. A. 2014. *Labyrint světa a ráj srdce*. vyd. 2. Brno, Česká knižnice. 2014, 249 s. ISBN 978-80-7491-154-5
- KONDO T., KOBAYASHI I., TAGUCHI Y., OHTA Y., YANAGIMACHI N. A. 2000. *A dynamic analysis of chest wall motions with MRI in healthy young subjects*. *Respirology*. 2000, pp. 19–25. DOI 10.1046/j.1440-1843.2000.00221.x
- KONRÁDOVÁ V. 2000. *Funkční histologie*. 1. vyd. Praha, H & H. 2000, 292 s. ISBN 80-86022-80-3
- KOUKOLÍK F. 2012. *Lidský mozek*. 3. vyd. Praha, Galén. 2012, 400 s. ISBN 978-80-7262-771-4
- KRÁLÍČEK P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3. vyd. Praha, Galén. 2011 235 s. ISBN 978-80-7262-618-2.
- LAMBERG E. M., MURATORI L. M. 2012. *Cell phones change the way we walk*. *Gait & Posture*. 2012, pp. 688–690. DOI 10.1016/j.gaitpost.2011.12.005
- LAMOTH C. J., VAN DEUDEKOM F. J., VAN CAMPEN J. P., APPELS B. A., DE VRIES O. J., PIJNAPPELS M. 2011. *Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people*. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2011, pp. 1–9. DOI 10.1186/1743-0003-8-2
- LARGE E. W. 2000. *On synchronizing movements to music*. *Human Movement Science*. 2000, pp. 527–566. DOI 10.1016/S0167-9457(00)00026-9
- LATASH M. L. 1998. *Progress in motor control - Bernstein's traditions in movement studies*. Champaign, Human Kinetics. 1998, 398 p. ISBN 978-0880116749
- LATASH M. L. 2006. *Motor control and learning*. New York, Springer. 2006, 169 p. ISBN 978-1-4419-3792-6
- LATASH M. L. 2008a. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed Champaign, Human Kinetics. 2008, 428 p. ISBN 978-0-7360-6367-8
- LATASH M. L. 2008b. *Synergy*. New York, Oxford University Press. 2008, 432 p. ISBN 9780195333169
- LATASH M. L. 2010. *Motor Synergies and the Equilibrium - Point Hypothesis*. *Motor Control*. 2010, pp. 294–322. DOI 10.1123/mcj.14.3.294
- LATASH M. L. 2012a. *Movements that are Both Variable and Optimal*. *Journal of Human Kinetics*. 2012, pp. 5–13. DOI 10.2478/v10078-012-0058-9
- LATASH M. L. 2012.b *The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy)*. *Experimental Brain Research*. 2012, pp. 1–5. DOI 10.1007/s00221-012-3000-4
- LATASH M. L., GORNIK S., ZATSIORSKY V. M. 2008. *Hierarchies of Synergies in Human Movements*. *Kinesiology*. 2008, pp. 29–38. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2846665/pdf/nihms72972.pdf>
- LATASH M. L., LEVIN M. F., SCHOLZ J. P., SCHÖNER G. 2010. *Motor Control Theories and Their Applications*. *Medicina*. 2010, pp. 382–392. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3017756/pdf/nihms232654.pdf>
- LATASH M. L., SCHOLZ P. J., SCHÖNER G. 2007. *Toward a new theory of motor synergies*. *Motor Control*. 2007, pp. 276–308. <http://www.sdsvs.univr.it/documenti/Seminario/documenti/documenti596036.pdf>
- LAU T. M., GWIN J. T., FERRIS D. P. 2014. *Walking reduces sensorimotor network connectivity compared to standing*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014, pp. 1–10. DOI 10.1186/1743-0003-11-14

- LAVCANSKA V., TAYLOR N. F., SCHACHE A. G. 2005. *Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults*. Human Movement Science. 2005, pp. 544–557. DOI 10.1016/j.humov.2005.08.001
- LEE D. N., YOUNG D. S. 1986. *Gearing action to the environment*. In Bruce V., Green P. R., Georgeson M. A. 2003. *Visual Perception: Physiology, Psychology, & Ecology*. Hove, Psychology Press. 2003, 483 p. ISBN 9781841692388
- LEE S. J., HIDLER J. 2008. *Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals*. Journal of Applied Physiology. 2008, pp. 747–755. DOI 10.1152/jappphysiol.01380.2006
- LEMAN M. 2008. *Embodied music cognition and mediation technology*. Cambridge, MIT Press. 2008, 320 p. ISBN 9780262252676
- LEVINE D. R., WHITTLE M. 2012. *Whittle's gait analysis*. 5th ed. Edinburgh, Churchill Livingstone. 2012, 177 p. ISBN 978-0-7020-4265-2
- LEWITOVÁ, C. M. 2016. *O bosé chůzi*. Youtube. <https://www.youtube.com/watch?v=wAY7IqLF2uU&t=1s>
- LI W. C. 2011. *Generation of locomotion rhythms without inhibition in vertebrates: The search for pacemaker neurons*. Oxford Journals. 2011, pp. 879–889. DOI 10.1093/icb/icr021
- LICHNOVSKÝ V., MALÍNSKÝ J. 2010. *Přehled histologie člověka v obrazech. I. díl. 2. vyd.* Olomouc, Univerzita Palackého. 2010, 153 s. ISBN 978-80-244-1769-1
- LICHTMAN J. W., LIVET J., SANES J. R. 2008. *A technicolour approach to the connectome*. Natural Review Neuroscience. 2008, pp. 418–422. DOI 10.1038/nrn2391
- LUND N. 2012. *Intelligence a učení*. Praha, Grada. 2012, 152 s. ISBN 978-80-247-3922-9
- MACDOUGALL H. G., MOORE S. T. 2005. *Marching to the beat of the same drummer: the spontaneous tempo of human locomotion*. Journal of Applied Physiology. 2005, pp. 1164–1173. DOI 10.1152/jappphysiol.00138.2005
- MACKAY-LYONS M. 2002. *Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence*. Physical Therapy. 2002, pp. 69–83. DOI 10.1093/ptj/82.1.69
- MACKLEM P. T. 1987. *(T)he(o)retical ideas of diaphragmatic function*. In Kolář P., Šulc J., Kynčl M., Šanda J., Neuwirth J., Bokarius A. V., Kříž J., Kobesová A. 2010. *Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment*. Journal of Applied Physiology. 2010, pp. 1064–1071. DOI 10.1152/jappphysiol.01216.2009
- MAGILL R. A. 2011. *Motor learning and control: concepts and applications*. 9th ed. Boston, McGraw-Hill. 466 p. ISBN 9780071289405
- MAGNUS R. 1926. *Some results of studies in the physiology of posture*. Edinburgh, The Lancet. 1926, pp. 1–31. <http://www.mouritz.co.uk/Mouritzpdfs/magnuslancet1926.pdf>
- MALENKA R. C., BEAR M. F. 2004. *LTP and LTD: An Embarrassment of Riches*. Neuron. 2004, pp. 5–21. DOI 10.1016/j.neuron.2004.09.012
- MALÍNSKÝ J., LICHNOVSKÝ V. 2008. *Přehled embryologie člověka v obrazech. 4. vyd.* Olomouc, Univerzita Palackého. 2008, 176 s. ISBN 978-80-244-2251-0
- MARDER E., BUCHER D. 2001. *Central pattern generators and the control of rhythmic movements*. Current Biology. 2001, pp. 986–996. DOI 10.1016/S0960-9822(01)00581-4

- MARTIN E., BAJCSY R. 2011. *Analysis of the Effect of Cognitive Load on Gait with off-the-shelf Accelerometers*. The Third International Conference on Advanced Cognitive Technologies and Application, Berkeley. 2011, pp. 1–6. ISBN 978-1-61208-155-7
- MATSAS A., TAYLOR N., MCBURNEY H. 2000. *Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects*. *Gait & Posture* 2000, pp. 46–53. DOI 10.1016/S0966-6362(99)00048-X
- MAXWELL J. P., MASTERS R. S., EVES F. F. 2000. *From novice to no know-how: A longitudinal study of implicit motor learning*. *Journal of Sports Sciences*. 2000, pp. 111–120. DOI 10.1080/026404100365180
- MAZAHERI M., HOOGKAMER W., POTOCANAC Z., VERSCHUEREN S., ROERDINK M., BEEK P. J., PEPPER C. E., DUYSSENS J. 2015. *Effects of aging and dual tasking on step adjustments to perturbations in visually cued walking*. *Experimental Brain Research*. 2015, pp. 3467–3474. DOI 10.1007/s00221-015-4407-5
- MCCLUNG C. A., NESTLER E. J. 2008. *Neuroplasticity Mediated by Altered Gene Expression*. *Neuropsychopharmacology*. 2008, pp. 3–17. DOI 10.1038/sj.npp.1301544
- MCCRAE, D. A., RYBAK I. A. 2008. *Organization of mammalian locomotor rhythm and pattern generation*. *Brain Research Reviews*. 2008, pp. 134–146. DOI 10.1016/j.brainresrev.2007.08.006
- MCINTOSH G. C., BROWN S. H., RICE R. R., THAUT M. H. 1997. *Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease*. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 1997, pp. 22–26. <http://jnnp.bmj.com/content/jnnp/62/1/22.full.pdf>
- MCNEILL W. H. 1995. *Keeping together in time: dance and drill in human history*. Cambridge, Harvard University Press. 1995, 216 p. ISBN 9780674502307
- MESULAM M. M. 1990. *Large-scale neurocognitive networks and distributed processing for attention, language, and memory*. *Annals of Neurology*. 1990, pp. 597–613. DOI 10.1002/ana.410280502
- MESULAM M. M. 2009. *Defining neurocognitive networks in the BOLD new world of computed connectivity*. *Neuron*. 2009, pp. 1–3. DOI 10.1016/j.neuron.2009.04.001
- MILLER T. G., SPOOLMAN S. 2012. *Living in the Environment*. 17th ed. San Francisco, Brooks Cole. 2012, 676 p. ISBN 978-0-538-73535-3
- MIRELMAN A., MAIDAN I., BERNAD-ELAZARI H., NIEUWHOF F., REELICK M., GILADI N., HAUSDORFF J. M. 2014. *Increased frontal brain activation during walking while dual tasking: an fNIRS study in healthy young adults*. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2014, pp. 1–7. DOI 10.1186/1743-0003-11-85
- MIYAMOTO K., SHIMIZU K., MASUDA K. 2002. *Fast MRI used to evaluate the effect of abdominal belts during contraction of trunk muscles*. *Spine*. 2002, pp. 1749–1755. DOI 10.1097/00007632-200208150-00012
- MOELANTS D. 2002. *Preferred tempo reconsidered*. Proceedings of the seventh international conference on music perception and cognition, Sydney. 2002, pp. 580–583. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.465.8019&rep=rep1&type=pdf>
- MOHLER B. J., THOMPSON W. B., CREEM-REGEHR S. H., PICK H. L., WARREN W. H. 2007. *Visual flow influences gait transition speed and preferred walking speed*. *Experimental Brain Research*. 2007, pp. 221–228. DOI 10.1007/s00221-007-0917-0

- MURATORI M. L., LAMBERG E. M., QUIN L., DUFF S. V. 2013. *Applying principles of motor learning and control to upper extremity rehabilitation*. Journal of Hand Therapy. 2013, pp. 94–102. DOI 10.1016/j.jht.2012.12.007
- MURRAY M. P., DROUGHT A. B., KORY R. C. 1964. *Walking patterns of normal man*. Journal of Bone & Joint Surgery. 1964, pp. 335–360. http://journals.lww.com/jbjsjournal/Abstract/1964/46020/Walking_Patterns_of_Normal_Men_9.aspx
- MURRAY M. P., SPURR G. B., SEPIC S. B., GARDNER G. M., MOLLINGER L. A. 1985. *Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate*. Journal of Applied Physiology. 1985, pp. 87–91. <http://jap.physiology.org/content/122/5/local/ed-board.full.pdf>
- NAGANO H., BEGG R. K., SPARROW W. A., TAYLOR S. 2013. *A Comparison of Treadmill and Overground Walking Effects on Step Cycle Asymmetry in Young and Older Individuals*. Journal of Applied Biomechanics. 2013, pp. 188–193. DOI 10.1123/jab.29.2.188
- NASHNER L. M. 1997. *Practical biomechanics and physiology of Balance*. In Jacobson, G. P., Newman G. W. Kartush J. M. 1997. *Handbook of balance function testing*. London, Thomson Delmar Learning. 1997, 439 p. ISBN 1-565-93907-7
- NEWELL K. M. 1991. *Motor skill acquisition*. Annual Review of Psychology. 1991, pp. 123–139. DOI 10.1146/annurev.ps.42.020191.001241
- NIETZSCHE F. 1981. *The will to power as art*. London, Routledge & Kegan Paul. 1981, 263 p. ISBN 0-7100-0744-2.
- NORDIN E., MOE-NILSSEN R., RAMNEMARK A., LUNDIN-OLSSON L. 2010. *Changes in step-width during dual-task walking predicts falls*. Gait & Posture. 2010, pp. 92–97. DOI 10.1016/j.gaitpost.2010.03.012
- PAGE P., FRANK C., LARDNER R. 2010. *Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach*. Champaign, Human Kinetics. 2010, 297 p. ISBN 978-0-7360-7400-1
- PAILHOUS J., FERRANDEZ A. M., FLUCKIGER M., BAUMBERGER B. 1990. *Unintentional modulations of human gait by optical flow*. Behavioural Brain Research. 1990, pp. 275–281. DOI 10.1016/0166-4328(90)90181-D
- PARK J., ZATSIORSKY V., LATASH M. L. 2010. *Optimality vs. variability: an example of multi - finger redundant tasks*. Experimental Brain Research. 2010, pp. 119–132. DOI 10.1007/s00221-010-2440-y
- PASHLER H. 1994. *Dual-task interference in simple tasks: data and theory*. Psychological Bulletin. 1994, 220–244. http://www.pashler.com/Articles/Pashler_PB1994.pdf
- PATEL P., LAMAR M., BHATT T. 2014. *Effect of type of cognitive task and walking speed on cognitive-motor interference during dual-task walking*. Neuroscience. 2014, pp. 140–148. DOI 10.1016/j.neuroscience.2013.12.016
- PECENKA N., ENGEL A., KELLER P. E. 2013. *Neural correlates of auditory temporal predictions during sensorimotor synchronization*. Frontiers in Human Neuroscience. 2013, pp. 1–16. DOI 10.3389/fnhum.2013.00380
- PERRY J., BURNFIELD J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. New Jersey, Slack. 2010, 551 p. ISBN 978-1-55642-766-4

- PETERKA J. R. 2002. *Sensorimotor Integration in Human Postural Control*. Journal of Neurophysiology. 2002, pp. 1097–1118. <http://jn.physiology.org/content/jn/88/3/1097.full.pdf>
- PETERSON D. 2012. *New York City Subway Stairs*. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=ap-22FjgoE4>
- PINKER S. 2007. *Toward a consilient study of literature*. Philosophy and Literature. 2007, pp. 161–177. DOI 10.1353/phl.2007.0016
- PLOTNIK M., AZRAD T., BONDI M., BAHAT Y., GIMMON Y., ZEILIG G., INZELBERG R., SIEV-NER I. 2015. *Self-selected gait speed - over ground versus self-paced treadmill walking, a solution for a paradox*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. 2015, pp. 1–10. DOI 10.1186/s12984-015-0002-z
- PLUMMER P., APPLE S., DOWD C., KEITH E. 2015. *Texting and walking: effect of environmental setting and task prioritization on dual-task interference in healthy young adults*. Gait & Posture. 2015, pp. 46–51. DOI 10.1016/j.gaitpost.2014.08.007
- POSNER M. I., SHEESE B. E., ODLUDAS Y., TANG Y. 2006. *Analyzing and shaping human attentional networks*. Neural Networks. 2006, pp. 1422–1429. DOI 10.1016/j.neunet.2006.08.004
- PRABHAKARAN V., NARAYANAN K., ZHAO Z., GABRIELI J. D. 2000. *Integration of diverse information in working memory within the frontal lobe*. Nature Neuroscience. 2000, pp. 85–90. DOI 10.1038/71156
- PRIEST A. W., SALAMON K. B., HOLLMAN J. H. 2008. *Age-related differences in dual task walking: a cross sectional study*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. 2008, pp. 1–8. DOI 10.1186/1743-0003-5-29
- PROKOP T., BERGER W., ZIJLSTRA W., DIETZ V. 1995. *Adaptational and learning processes during human split-belt locomotion: interaction between central mechanisms and afferent input*. Experimental Brain Research. 1995, pp. 449–456. <https://eurekamag.com/pdf.php?pdf=008109094>
- PROKOP T., SCHUBERT M., BERGER W. 1997. *Visual influence on human locomotion. Modulation to changes in optic flow*. Experimental Brain Research. 1997, pp. 63–70. DOI 10.1007/PL00005624
- PUCKREE T., CERNY F., BISHOP B. 1998. *Abdominal motor unit activity during respiratory and nonrespiratory tasks*. Journal of Applied Physiology. 1998, pp. 1707–1715. <http://jap.physiology.org/content/84/5/1707.long>
- REMMERS J. E. 1973. *Extra-segmental reflexes derived from intercostal afferents: phrenic and laryngeal responses*. Journal of Physiology. 1973, pp. 45–62. DOI 10.1113/jphysiol.1973.sp010296
- REPP B. 2006. *Musical Synchronization*. Music, Motor Control and the Brain. 2006, pp. 55–76. DOI 10.1093/acprof:oso/9780199298723.003.0004
- RILEY P. O., PAOLINI G., DELLA CROCE U., PAYLO K. W., KERRIGAN D. C. 2007. *A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects*. Gait & Posture. 2007, pp. 17–24. DOI 10.1016/j.gaitpost.2006.07.003
- RIMMER K. P., FORD G. T., WHITELAW W. A. 1995. *Interaction between postural and respiratory control of human intercostal muscles*. Journal of Applied Physiology. 1995, pp. 1556–1561. <http://jap.physiology.org/content/79/5/1556.long>
- RITMO Y. A. 2014. *El Toro Flamenco - La Malagueña*. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=2nMJokuUEQ8>

- ROERDINK M. 2009. *Anchoring: moving from theory to therapy*. Amsterdam, Vrije Universiteit. 2009, 232 p. https://www.researchgate.net/publication/242592805_Anchoring_moving_from_theory_to_therapy
- ROSENBAUM D. A. 2010. *Human motor control*. 2nd ed. Amsterdam, Elsevier. 2010, 505 p. ISBN 978-0-12-374226-1
- ROSENBLATT N. J., HURT C. P., GRABINER M. D. 2012. *Sensitivity of dynamic stability to changes in step width during treadmill walking by young adults*. *Journal of Applied Biomechanics*. 2012, pp. 616–621. DOI 10.1123/jab.28.5.616
- ROSSITER C. D., HAYDEN N. L., STOCKER S. D., YATES B. J. 1996. *Changes in outflow to respiratory pump muscles produced by natural vestibular stimulation*. *Journal of Neurophysiology*. 1996, pp. 3274–3284. <http://jn.physiology.org/content/76/5/3274.long>
- RUFFIEUX J., KELLER M., LAUBER B., TAUBE W. 2015. *Changes in Standing and Walking Performance Under Dual-Task*. *Sports Medicine*. 2015, pp. 1739–1758. DOI 10.1007/s40279-015-0369-9
- RUTHRUFF E., PASHLER H. E., KLAASSEN A. 2001. *Processing bottlenecks in dual-task performance: structural limitation or strategic postponement?* *Psychonomic Bulletin & Review*. 2001, pp. 73–80. DOI 10.3758/BF03196141
- SACKS O. 2008. *Musicophilia: tales of music and the brain*. London, Picador. 2008, 425 p. ISBN 978-0-330-41838-6
- SADLER T. W. 2011. *Langmanova lékařská embryologie*. Praha, Grada. 2011, 414 p. ISBN 978-80-247-2640-3
- SANTOS M. J., KANEKAR N., ARUIN A. S. 2010. *The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: Electromyographic analysis*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010, pp. 398–405. DOI 10.1016/j.jelekin.2010.01.002
- SAUNDERS M., INMAN W. T., EBERHART H. D. 1957. *The major determinants in normal and pathological gait*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1957, pp. 543–558. <http://jbjs.org/content/35/3/543>
- SAUNDERS S. W., RATH D., HODGES P. W. 2004. *Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion*. *Gait & Posture*. 2004, pp. 280–290. DOI 10.1016/j.gaitpost.2003.10.003
- SEJDIĆ E., FINDLAY B., MEREY C., CHAU T. 2013. *The effects of listening to music or viewing television on human gait*. *Computers in Biology and Medicine*. 2013, 1497–1501. DOI 10.1016/j.compbiomed.2013.07.019
- SEJDIĆ E., FU Y., PAK A., FAIRLEY J. A., CHAU T. 2012. *The Effects of Rhythmic Sensory Cues on the Temporal Dynamics of Human Gait*. *PLOS ONE*. 2012, pp 1–7. DOI 10.1371/journal.pone.0043104
- SELVERSTON A. 2010. *Invertebrate central pattern generator circuits*. *Philosophical transactions of the Royal Society of London*. 2010, pp. 2329–2345. DOI 10.1098/rstb.2009.0270
- SHERRINGTON S. C. 1947. *The integrative action of the nervous system*. Cambridge, University Press. 1947, 433 p. ISBN 978-1289761233
- SHUMWAY-COOK A., WOOLLACOTT M. H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia, Williams & Wilkins. 2012, 641 p. ISBN 9780781766913
- SCHABRUN S. M., VAN DEN HOORN W., MOORCROFT A., GREENLAND C., HODGES P. W. 2014. *Texting and Walking: Strategies for Postural Control and Implications for Safety*. *PLOS ONE*. 2014, pp. 1–8. DOI 10.1371/journal.pone.0084312

- SCHAEFER S., LÖVDÉN M., WIECKHORST B., LINDENBERGER U. 2010. *Cognitive performance is improved while walking: Differences in cognitive-sensorimotor couplings between children and young adults*. European Journal of Developmental Psychology. 2010, pp. 371–389. DOI 10.1080/17405620802535666
- SCHMID M., CONFORTO S., BIBBO D., D'ALESSIO T. 2004. *Respiration and postural sway: detection of phase synchronizations and interactions*. Human Movement Science. 2004, pp. 105–119. DOI 10.1016/j.humov.2004.06.001
- SCHMIDT R. A., LEE. T. D. 2011. *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. 5th ed. Champaign, Human Kinetics. 2011, 581 p. ISBN 978-0-7360-7961-7
- SCHUBERT T., SZAMEITAT A. J. 2003. *Functional neuroanatomy of interference in overlapping dual tasks: an fMRI study*. Cognitive Brain Research. 2003, pp. 733–746. DOI 10.1016/S0926-6410(03)00198-8
- SCHWEBEL D. C., STAVRINOS D., BYINGTON K. W., DAVIS T. O., NEAL E. E., DE JONG D. 2012. *Distraction and pedestrian safety: How talking on the phone, texting, and listening to music impact crossing the street*. Accident Analysis & Prevention. 2012, pp. 266–271. DOI 10.1016/j.aap.2011.07.011
- SINĚLNÍKOV R. D. 1980. *Atlas anatomie člověka. 1. díl, Nauka o kostech, kloubech, vazech a svalech*. 3. vyd. Praha, Avicenum. 1980, 467 s.
- SLOOT L. H., VAN DER KROGT M. M., HARLAAR J. 2014a. *Self-paced versus fixed speed treadmill walking*. Gait & Posture. 2014, pp. 478–484. DOI 10.1016/j.gaitpost.2013.08.022
- SLOOT L. H., VAN DER KROGT M. M., HARLAAR J. 2014b. *Effects of adding a virtual reality environment to different modes of treadmill walking*. Gait & Posture. 2014, pp. 939–945. DOI 10.1016/j.gaitpost.2013.12.005.
- SMITH C. E., NYLAND J., CAUDILL P., BROSKY J., CABORN D. N. 2008. *Dynamic Trunk Stabilization: A Conceptual Back Injury Prevention Program for Volleyball Athletes*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2008, pp. 703–720. DOI 10.2519/jospt.2008.2814.
- SONICGUY. 2012. *Bee Gees - Stay in Alive (Instrumental)*. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=4GPGL3g763M>
- SOUMAN J., ROBUFFO G. P., SCHWAIGER M., FRISSEN I., THUMMEL T., ULBRICH H. 2011. *CyberWalk: Enabling unconstrained omnidirectional walking through virtual environments*. Transactions on Applied Perception. 2011, pp. 1–22. DOI 10.1145/2043603.2043607
- SPORNS O., TONONI G., KÖTTER R. 2005. *The Human Connectome: A Structural Description of the Human Brain*. PLOS Computational Biology. 2005, pp. 1–7. DOI 10.1371/journal.pcbi.0010042
- SPRINGER S., GILADI N., PERETZ C., YOGEV G., SIMON E. S., HAUSDORFF J. M. 2006. *Dual-tasking effects on gait variability: the role of aging, falls, and executive function*. Movement Disorders. 2006, pp. 950–957. DOI 10.1002/mds.20848
- STERGIOU N., HARBOURNE R. T., CAVANAUGH J. T. 2006. *Optimal Movement Variability: A New Theoretical Perspective for Neurologic Physical Therapy*. Journal of Neurologic Physical Therapy. 2006, pp. 120–129. DOI 10.1097/01.NPT.0000281949.48193.d9
- STERNBERG R. J. 2002. *Kognitivní psychologie*. Praha, Portál. 2002, 636 s. ISBN 80-7178-376-5
- STOLZE H., KUHTZ-BUSCHBECK J. P., MONDWURF C., BOCZEK-FUNCKE A., JÖHNK K., DEUSCHL G., ILLERT M. 1997. *Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults*.

- Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. 1997, pp. 490–497. DOI 10.1016/S0924-980X(97)00055-6
- STROGATZ S. H. 2001. *Exploring complex networks*. Nature. 2001, pp. 268–276. DOI 10.1038/35065725
- STRUBHAR A. J., PETERSON M. L., ASCHWEGE J., GANSKE J., KELLEY J., SCHULTE H. 2015. *The effect of text messaging on reactive balance and the temporal and spatial characteristics of gait*. Gait & Posture. 2015, pp. 580–583. DOI 10.1016/j.gaitpost.2015.09.007
- STUSS D. T., ALEXANDER M. P. 2000. *Executive functions and the frontal lobes: a conceptual view*. Psychological Research. 2000, pp. 289–298. http://www.utm.utoronto.ca/~w3psy393/Stuss_PsychRes_2000.pdf
- STYNS F., VAN NOORDEN L., MOELANTS D., LEMAN M. 2007. *Walking on music*. Human Movement Science. 2007, pp. 769–785. DOI 10.1016/j.humov.2007.07.007
- SZAMEITAT A. J., SCHUBERT T., MÜLLER K., VON CRAMON D. Y. 2002. *Localization of executive functions in dual-task performance with fMRI*. Journal of Cognitive Neuroscience. 2002, pp. 1184–1199. DOI 10.1162/089892902760807195
- SZTURMA T., MAHARJANA P., MAROTTAB J. J., SHAYA B., SHRESTHAA S., SAKHALKAR V. 2013. *The interacting effect of cognitive and motor task demands on performance of gait, balance and cognition in young adults*. Gait & Posture. 2013, pp. 596–602. DOI 10.1016/j.gaitpost.2013.02.004
- TERRIER P., DE RIAZ O. 2011. *Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. 2011, pp. 1–14. DOI 10.1186/1743-0003-8-12
- THAUT M. 2008. *Rhythm, music, and the brain: scientific foundations and clinical applications*. New York, Routledge. 2008, 247 p. ISBN 0-415-96475-X
- THAUT M. H., LEINS A. K., RICE R. R., ARGSTATTER H., KENYON G. P., MCINTOSH G. C., BOLAY H. V., FETTER M. 2007. *Rhythmic auditory stimulation improves gait more than NDT/Bobath training in near-ambulatory patients early poststroke: a single-blind, randomized trial*. Neurorehabilitation and Neural Repair. 2007, pp. 455–459. DOI 10.1177/1545968307300523
- THAUT M. H., MILTNER R., LANGE H. W., HURT C. P., HOEMBERG V. 1999. *Velocity modulation and rhythmic synchronization of gait in Huntington's disease*. Movement Disorders. 1999, pp. 808–819. DOI 10.1002/1531-8257(199909)14:5<808::AID-MDS1014>3.0.CO;2-J
- TOGA A. W., CLARK K. A., THOMPSON P. M., SHATTUCK D. W., VAN HORN J. D. 2012. *Mapping the Human Connectome*. Neurosurgery. 2012, pp. 1–8. DOI 10.1227/NEU.0b013e318258e9ff
- TOMBU M., JOLICOEUR P. 2003. *A central capacity sharing model of dual-task performance*. Journal of Experimental Psychology. 2003, pp. 3–18. DOI 10.1037/0096-1523.29.1.3
- TOMPOROWSKI P. D., AUDIFFREN M. 2014. *Dual-task performance in young and older adults: speed-accuracy tradeoffs in choice responding while treadmill walking*. Journal of Aging and Physical Activity. 2014, pp. 557–563. DOI 10.1123/japa.2012-0241
- VAN DE CROMMERT H. W., MULDER T., DUYSSENS J. 1998. *Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training*. Gait & Posture. 1998, pp. 251–263. DOI 10.1016/S0966-6362(98)00010-1

- VAN DER STEEN M. C., BONGERS R. M. 2011. *Joint angle variability and covariation in a reaching with a rod task*. *Experimental Brain Research*. Experimental Brain Research. 2001, pp. 411–422. DOI 10.1007/s00221-010-2493-y
- VAN NOORDEN L., MOELANTS D. 1999. *Resonance in the Perception of Musical Pulse*. *Journal of New Music Research*. 1999, pp. 43–66. DOI 10.1076/jnmr.28.1.43.3122
- VAN SANT A. F. 1987. *Concept of neural organisation of movement*. In Connolly B. H., Montgomery C. P. 2005. *Therapeutic exercise in developmental disabilities*. 3th ed. Minneapolis, SLACK Incorporated. 2005, 547 p. ISBN 9781556426247
- VANČATA V. 2003. *Primatologie. 1. díl Evoluce, adaptace, ekologie a chování primátů*. Praha, Univerzita Karlova. 2003, 217 s. ISBN 80-7290-093-5
- VAŘEKA I., VAŘEKOVÁ R. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc, Univerzita Palackého. 2009, 141 s. ISBN 978-80-244-2432-3
- VÉLE F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha, Triton. 2006, 375 s. ISBN 80-7254-837-9
- VON HOFSTEN C., LINDHAGEN K. 1979. *Observations on the development of reaching for moving objects*. *Journal of Experimental Child Psychology*. 1979, pp. 158–173. DOI 10.1016/0022-0965(79)90109-7
- WADE O. L., GILSON J. C. 1951. *The Effect of Posture on Diaphragmatic Movement and Vital Capacity in Normal Subjects*. *Thorax*. 1951, pp. 103–126. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1018365/pdf/thorax00022-0002.pdf>
- WARABI T., KATO M., KIRIYAMA K., YOSHIDA T., KOBAYASHI N. 2005. *Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force*. *Neuroscience Research*. 2005, pp. 343–348. DOI 10.1016/j.neures.2005.08.005
- WARREN W. H., KAY B. A., ZOSH W. D., DUCHON A. P., SAHUC S. 2001. *Optic flow is used to control human walking*. *Nature Neuroscience*. 2001, pp. 213–216. DOI 10.1038/84054
- WILLEMS A. M., NIEUWBOER A., CHAVRET F., DESLOOVERE K., DOM R., ROCHESTER L., JONES D., KWAKKEL G., VAN WEGEN, E. 2006. *The use of rhythmic auditory cues to influence gait in patients with Parkinson's disease, the differential effect for freezers and non-freezers, an explorative study*. *Disability and Rehabilitation*. 2006, pp. 721–728. DOI 10.1080/09638280500386569
- WILLIAMS A. M., LAMARCHE J. A., ALEXANDER R. W., STANFORD L. D., FIELSTEIN E. M., BOLL T. J. 1996. *Serial 7s and Alphabet Backwards as brief measures of information processing speed*. *Archives of Clinical Neuropsychology*. 1996, pp. 651–659. DOI 10.1016/S0887-6177(96)80002-3
- WILLIAMS L. M. 2006. *An integrative neuroscience model of "significance" processing*. *Journal of Integrative Neuroscience*. 2006, pp. 1–47. DOI 10.1142/S0219635206001082
- WILSON D. M. 1961. *The Central Nervous Control of Flight in a Locust*. *Journal of Experimental Biology*. 1961, pp. 471–490. <http://jeb.biologists.org/content/jexbio/38/2/471.full.pdf>
- WINTER D. A. 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. New Jersey, Wiley & Sons. 370 p. ISBN 978-0-470-39818-0.
- WINTER D. A., PATLA A. E., RIETDYK S., ISHAC M. G. 2001. *Ankle Muscle Stiffness in the Control of Balance During Quiet Standing*. *Journal of Neurophysiology*. 2001, pp. 2630–2633 http://www3.bpe.es.osaka-u.ac.jp/~taishin/pdf_bioeng/ankle_stiffness_Winter_JNP.pdf

- WOLF S. L., CATLIN P. A., GAGE K., GURUCHARRI K., ROBERTSON R., STEPHEN K. 1999. *Establishing the reliability and validity of measurements of walking time using the Emory Functional Ambulation Profile*. Physical Therapy. 1999, pp. 1122–1133. DOI 10.1093/ptj/79.12.1122
- WOLPERT D. M., GHAHRAMANI Z., FLANAGAN J. R. 2001. *Perspectives and problems in motor learning: A longitudinal study of implicit motor learning*. Trends in Cognitive Sciences. 2001, pp. 487–494. DOI 10.1016/S1364-6613(00)01773-3
- WOOLLACOTT M., SHUMWAY-COOK A. 2002. *Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research*. Gait & Posture. 2002, pp. 1–14. DOI 10.1016/S0966-6362(01)00156-4
- WRIGHTSON J. G., ROSS E. Z., SMEETON N. J. 2016. *The Effect of Cognitive-Task Type and Walking Speed on Dual-Task Gait in Healthy Adult*. Motor Control. 2016, pp. 109–121. DOI 10.1123/mc.2014-0060
- YANG F., KING G. A. 2016. *Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young*. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2016, pp. 81–87. DOI 10.1016/j.jelekin.2016.09.004
- YANG F., PAI Y. C. 2014. *Adaptive control of center of mass (global) motion and its joint (local) origin in gait*. Journal of Biomechanics. 2014, pp. 2797–2800. DOI 10.1016/j.jbiomech.2014.06.001
- YANG F., ANDERSON F. C., PAI Y. C. 2007. *Predicted threshold against backward balance loss in gait*. Journal of Biomechanics. 2007, pp. 804–811. DOI 10.1016/j.jbiomech.2006.03.015
- YANG F., PASSARIELLO F., PAI Y. C. 2008. *Determination of instantaneous stability against backward balance loss: Two computational approaches*. Journal of Biomechanics. 2008, pp. 1818–1822. DOI 10.1016/j.jbiomech.2008.02.003
- YARDLEY L., GARDNER M., LEADBETTER A., LAVIE N. 1999. *Effect of articulatory and mental tasks on postural control*. Neuroreport. 1999, pp. 215–219. DOI 10.1097/00001756-199902050-00003
- YOGEV-SELIGMANN G., GILADI N., GRUENDLINGER L., HAUSDORFF J. M. 2012. *The contribution of postural control and bilateral coordination to the impact of dual tasking on gait*. Experimental brain research. 2012, pp. 81–93. DOI 10.1007/s00221-013-3412-9
- YOGEV-SELIGMANN G., HAUSDORFF J. M., GILADI N. 2008. *The role of executive function and attention in gait*. Movement Disorders. 2008, pp. 329–472. DOI 10.1002/mds.21720
- YOGEV-SELIGMANN G., ROTEM-GALILI Y., MIRELMAN A., DICKSTEIN R., GILADI N., HAUSDORFF J. M. 2010. *How Does Explicit Prioritization Alter Walking During Dual-Task Performance? Effects of Age and Sex on Gait Speed and Variability*. Physical Therapy. 2010, pp. 177–186. DOI 10.2522/ptj.20090043
- ZEDKA M., PROCHAZKA A. 1997. *Phasic activity in the human erector spinae during repetitive hand movements*. Journal of Physiology. 1997, pp. 727–734. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1159974/pdf/jphysiol00379-0218.pdf>
- ZIVOTOFSKY A. Z., HAUSDORFF J. M. 2007. *The sensory feedback mechanisms enabling couples to walk synchronously: An initial investigation*. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation. 2007, pp. 1–5. DOI 10.1186/1743-0003-4-28
- ZRZAVÝ J., LOUŽEK M. 2009. *Charles Darwin: dvě stě let od narození*. Praha, CEP. 2009, 201 s. ISBN 978-80-86547-80-0
- ŽLÁBEK K. 1950. *Přehled anatomie člověka*. 2. vyd. Praha, Zdravotnické nakladatelství. 1950, 634 s.

Seznam zkratek

- BMP – počet dob za minutu (z angl. beats per minute)
- BS – opěrná báze (z angl. base of support)
- CDT – z angl. Clock Drawing Test
- CMP – cévní mozková příhoda
- COG – vertikální projekce těžiště (z angl. center of gravity)
- COM – těžiště (z angl. center of mass)
- COP – působíště reakční síly podložky (z angl. center of pressure)
- Cp – krční páteř
- CPG – centrální generátory (z angl. central pattern generators)
- DK/DKK – dolní končetina/dolní končetiny
- DOF – stupně volnosti (z angl. degrees of freedom)
- EEG – elektroencefalografie
- EF – exekutivní funkce
- EMG – elektromyografie
- EXIT25 – z angl. The Executive Interview Test
- fMRI – funkční magnetická rezonance
- H_0 – nulová hypotéza
- H_A – alternativní hypotéza
- HK/HKK – horní končetina/končetiny
- KOK – kolenní klouby
- KYK – kyčelní klouby
- LDK – levá dolní končetina
- Lp – bederní páteř
- LTD – dlouhodobý útlum (z angl. long-term depression)
- LTM – dlouhodobá paměť (z angl. long-term memory)
- LTP – dlouhodobá potenciace (z angl. long-term potentiation)
- M. TRA – musculus transversus abdominis
- MI – primární motorická oblast
- MJ – motorická jednotka/motorické jednotky
- MMSE – z angl. Mini-Mental State Examination
- MoCa – z angl. Montreal Cognitive Assessment
- NIRS – blízká infračervená spektroskopie (z angl. near-infrared spectroscopy)

non-RAS – arytmičká akustická stimulace (z angl. arhythmic acoustic stimulation)
PDK – pravá dolní končetina
PET – pozitronová emisní tomografie
PM – premotorická oblast
RAS – rytmická akustická stimulace (z angl. rhythmic acoustic stimulation)
RHB – rehabilitace
SD – směrodatná odchylka
SMA – suplementární motorická oblast
SmCh – směrodatná chyba
STM – krátkodobá paměť (z angl. short-term memory)
Thp – hrudní páteř
VR – virtuální realita
WCST – z angl. Wisconsin Card Sorting Test

Seznam tabulek

Tab. 1 Fáze motorického učení	19
Tab. 2 Možnosti analýzy chůze	30
Tab. 3 Kognitivní úkoly využívané ve spojení s chůzí a jejich rozdělení.....	40
Tab. 4 Přehled sledovaných časoprostorových a silových parametrů	43
Tab. 5 Rozložení základních parametrů testovaného vzorku	44
Tab. 6 Přehled testovaných podmínek z pohledu etap G1 až G6	48
Tab. 7 Vývoj parametru FR-L v průběhu etap G1 až G6	49
Tab. 8 Vývoj parametru FR-R v průběhu etap G1 až G6.....	49
Tab. 9 Vývoj parametru SL v průběhu etap G1 až G6	51
Tab. 10 Vývoj parametru SW v průběhu etap G1 až G6	52
Tab. 11 Vývoj parametru StP-L v průběhu etap G1 až G6	53
Tab. 12 Vývoj parametru StP-R v průběhu etap G1 až G6	53
Tab. 13 Vývoj parametru DSP v průběhu etap G1 až G6	54
Tab. 14 Vývoj parametru Cad v průběhu etap G1 až G6.....	55
Tab. 15 Vývoj parametru LoGL-L v průběhu etap G1 až G6.....	56
Tab. 16 Vývoj parametru LoGL-R v průběhu etap G1 až G6	56
Tab. 17 Vývoj parametru SSL-L v průběhu etap G1 až G6.....	57
Tab. 18 Vývoj parametru SSL-R v průběhu etap G1 až G6.....	57
Tab. 19 Vývoj parametru A/PP v průběhu etap G1 až G6	57
Tab. 20 Vývoj parametru LS v průběhu etap G1 až G6	58
Tab. 21 Vývoj parametru MF1-L v průběhu etap G1 až G6	59
Tab. 22 Vývoj parametru MF1-R v průběhu etap G1 až G6.....	59
Tab. 23 Vývoj parametru MF2-L v průběhu etap G1 až G6	60
Tab. 24 Vývoj parametru MF2-R v průběhu etap G1 až G6.....	60
Tab. 25 Vývoj parametru MFF-L v průběhu etap G1 až G6.....	60
Tab. 26 Vývoj parametru MFF-R v průběhu etap G1 až G6	60
Tab. 27 Vývoj parametru MFH-L v průběhu etap G1 až G6	61
Tab. 28 Vývoj parametru MFH-R v průběhu etap G1 až G6	61

Seznam obrázků

<i>Obr. 1</i> Negativní feed-back smyčka	22
<i>Obr. 2</i> Fáze krokového cyklu z pohledu PDK	25
<i>Obr. 3</i> Timing krokového cyklu ve smyslu vzájemné interakce DKK	25
<i>Obr. 4</i> Zjednodušené schéma řízení lokomoce	27
<i>Obr. 5</i> A) Vztahy mezi respirační a non-respirační aktivitou bránice během pohybu končetin; B) Integrace vstupů k motoneuronům bránice	36
<i>Obr. 6</i> Kahnemanův model pozornosti	39
<i>Obr. 7</i> Fotografický záznam měření a schématický popis komponentů	46

Seznam grafů

<i>Graf 1</i> Vývoj parametru FR-L v průběhu etap G1 až G6.....	49
<i>Graf 2</i> Vývoj parametru FR-R v průběhu etap G1 až G6	50
<i>Graf 3</i> Vývoj parametru SL v průběhů etap G1 až G6.....	51
<i>Graf 4</i> Vývoj parametru SW v průběhů etap G1 až G6.....	52
<i>Graf 5</i> Vývoj parametru DSP v průběhů etap G1 až G6.....	54
<i>Graf 6</i> Vývoj parametru Cad v průběhů etap G1 až G6	55
<i>Graf 7</i> Vývoj parametru MF1-R v průběhů etap G1 až G6.....	59

Seznam příloh

<i>Příloha 1 Informovaný souhlas</i>	105
<i>Příloha 2 Anamnestický dotazník.....</i>	106
<i>Příloha 3 Tabulka latinské abecedy</i>	107

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas



Informovaný souhlas

Název diplomové práce: Kognitivní aspekty dýchání a lokomoce

Období sběru dat: 2016 – 2017

Jméno autora:

Jméno testovaného:

Testovaný byl seznámen s podstatou výzkumu a dává svým podpisem souhlas, že autor může v rámci své diplomové práce „Kognitivní aspekty dýchání a lokomoce“ zpracovat či zveřejnit jeho osobní údaje, včetně výsledků měření.

Autor se zavazuje zveřejnit pouze informace a data relevantní účelům diplomové práce, za současného zachování anonymity testovaného.

Tento dokument je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden připadá osobě testované a druhý řešiteli projektu.

Informace, které mohou být zpracovány či publikovány:

- Data anamnestického dotazníku
- Průběh, parametry či audiovizuální záznam měření

V Olomouci dne

.....

(podpis autora)

.....

(podpis testovaného)

Příloha 2 Anamnestický dotazník



Anamnestický dotazník

Jméno a příjmení

Pohlaví věk

Výška hmotnost

1. Chodil/a jste někdy na páse?
 - a) Ne
 - b) Ano
 - i. Ojediněle
 - ii. Často (*vícekrát do měsíce*)
2. Povolání
 - a) Student
 - b) Pracující
3. Dosažené vzdělání
 - a) Základní
 - b) Středoškolské
 - c) Vysokoškolské
4. Dominance dolní končetiny
(kterou nohou kopnete do *miče*?)
 - a) Pravá
 - b) Levá
5. Deficit dolní končetin / dolních končetin
 - a) Žádný
 - b) Zlomeniny (kde, kdy?):
 - c) Poruchy svalové/kloubní (kde, kdy?):
 - d) Zkrat či deformity (kde?):
 - e) Poruchy citlivosti (kde?):
 - f) Jiné:
6. Zrak
 - a) Vidím dobře (bez nutnosti korekce)
 - b) Nosím brýle/čočky
 - i. Korekce optimální
 - ii. Korekce neoptimální
7. Sluch
 - a) Slyším dobře na obě uši
 - b) Jsem nedoslýchavý(á) na jedno ucho
 - c) Jsem nedoslýchavý(á) na obě uši
8. Závratě či poruchy stability
 - a) Ne
 - b) Ano
 - i. Ojediněle (kdy?):
 - ii. Často (kdy?):
9. Úrazy hlavy
 - a) Žádné
 - b) Otřes mozku (kdy?):
 - c) Bezvědomí (kdy?):
10. Specifické poruchy kognitivní
 - a) Porucha pozornosti či paměti
 - b) Vada řeči
 - c) Diskalkulie
11. Psychické potíže
 - a) Žádné
 - b) Deprese
 - c) Jiné:
12. Vertebrogenní potíže
 - a) Žádné
 - b) Bolesti zad (kde?)
 - c) Vystřelující bolesti (kam?):
 - d) Onemocnění či poranění páteře (jaké, kdy?):
 - e) Skolióza
 - f) Jiné:
13. Další potíže
 - a) Žádné
 - b) Akutní či chronická bolest (kde?):
 - c) Onemocnění srdce (jaké?):
 - d) Dechové potíže (jaké?):
 - e) Jiné:
14. Užívané léky
 - a) Žádné
 - b) Dlouhodobě (jaké?):
 - c) Aktuálně či dnes (jaké?):
15. Jak se cítíte?
 - a) Odpočínutý/á, bez problémů
 - b) Unavený/á
 - c) Nachlazený/á
 - d) Jinak:

A B C D E F G H I

J K L M N O P Q

R S T U V W X Y Z