

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2023

Bc. Ondřej Růžek

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

BĚH V KONTEXTU VÝVOJOVÉ KINEZIOLOGIE

Diplomová práce

Vedoucí práce

Mgr. RADKA BAČÁKOVÁ, Ph.D.

Autor práce

Bc. ONDŘEJ RŮŽEK

PRAHA2023

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Prohlašuji, že jsem zaznamenal veškerou použitou literaturu, která byla během této práce použita. Zároveň souhlasím se zveřejněním diplomové práce v elektronické a tištěné podobě.

V Praze dne.....

.....

podpis studenta

Poděkování

Rád bych poděkoval kolegyni Mgr. Radce Bačákové, Ph.D. za lidský a osobní přístup při zpracování mé závěrečné práce. Rád bych rovněž poděkoval panu primáři doc. MUDr. Jiřímu Radvanskému, CSc. za nekončící motivování v průběhu mého vysokoškolského studia.

Abstrakt

Název: Běh v kontextu vývojové kineziologie

Cíl: Cílem této diplomové práce bylo popsat krokový cyklus běhu v kontextu motorické ontogeneze člověka. Z informačních zdrojů pracujících s tématem vývojové kineziologie byl zpracován ucelený text o vlivu založení postury na následovný vývoj lokomočních vzorů chůze a běhu.

Metody: V práci byla využita metoda kompilace. Bylo čerpáno z relevantních odborných článků s cílem zjištění aktuálních informací o kineziologii běhu pro následovné mezioborové srovnání přístupů k definici a popisu krokového cyklu běhu.

Výsledky: V práci bylo opakovaně akcentováno, že dosažení letové fáze v běžeckém kroku je geneticky podmíněnou vývojovou etudou v životě člověka. Práce vysvětluje, že centrální kontrola posturálně-lokomoční funkce se angažuje již v prvním roce života právě díky geneticky zakódovaným programům. Paralelně s tím, jak sílí muskuloskeletální aparát v průběhu prvního roku života s cílem přemoci gravitaci a dosáhnout na bipedalitu, sílí rovněž funkční řízení na úrovni CNS.

Klíčová slova: krokový cyklus běhu, běh, lokomoce, postura, kineziologie běhu

Abstract

Title: Running in the context of developmental kinesiology

Objective: The objective of this diploma thesis was to describe the running gait in the context of human developmental ontogenesis. From information sources working with the topic of developmental kinesiology, a comprehensive text was prepared on the influence of establishing posture on the subsequent development of locomotion patterns of walking and running.

Methods: The compilation method was used in this work. Relevant peer-reviewed articles were drawn upon to identify current information on running kinesiology for subsequent interdisciplinary comparison of approaches to the definition and description of the running stride cycle.

Results: In the thesis, it was repeatedly emphasized that reaching the float phase in a running gait is a genetically conditioned in a person's life. The thesis that the central control of postural-locomotor function is already engaged in the first year of life thanks to genetically encoded programs. In parallel with how the musculoskeletal system strengthens during the first year of life with the aim of overcoming gravity and achieving bipedality, the strength of functional control at the level of the CNS.

Key words: step cycle of running, running, locomotion, posture, kinesiology of running

Obsah

1	Úvod.....	8
2	Teoretická východiska	10
2.1	Vývojová kineziologie	10
2.2	Kontralaterální a ipsilaterální globální pohybový vzor.....	11
2.3	Novorozenecké období.....	11
2.4	Aplikace DNS	12
2.5	Vývojové fáze s přímým dopadem na krokový cyklus běhu	12
2.6	Ontogeneze bipedální lokomoce	18
2.7	Postura.....	23
2.8	Hluboký stabilizační systém páteře.....	24
2.9	Bránice a intraabdominální tlak	26
2.10	Dynamická neuromuskulární stabilizace.....	27
2.11	Běh.....	29
2.12	Kinematika běžeckého kroku	35
3	Cíle a úkoly práce	40
4	Metodika práce.....	40
5	Výsledky	41
6	Diskuze	42
6.1	Hyperlordóza.....	42
6.2	Vytažená ramena a omezená práce paží.....	43
6.3	Problémy s odrazem a kyčle jako tlumiče.....	44
7	Závěr	45
8	Seznam použité literatury	46

1 Úvod

Běžecský krok člověka představuje v kinematickém hledisku ustálený řetězec na sebe navazujících a opakujících se pohybů celého pohybového aparátu. Unifikovanost této pohybové konstanty lze definovat jako běžecský vzor, představující optimální podobu provedení. Oporu pro toto tvrzení lze hledat v obecném popisu postnatální ontogenetické řady, dle které dítě v terminální fázi batolecího věku rozvine krok o letovou fázi a dosáhne na běžecský krok. Lokomoci během má člověk zavzatou do balíčku geneticky podmíněných motorických dovedností. Vzorem pro kinematický popis běžecského kroku by tak mohla stát lokomoce u fyziologicky se vyvíjejících dětí mladšího a staršího školního věku, přičemž je třeba zohlednit specifickou morfologickou a anatomickou, co se stavby kostry a měkkých tkání vůči dospělému jedinci týče.

Hledání optimální podoby běžecského kroku je zdánlivě žádoucí dominantně pro potřeby výkonnostního rozvoje. Biomechanický popis běžecského kroku je totiž neméně stejně podstatný i pro terapeutickou a diagnostickou aplikaci. Primární a sekundární péče o běžce sehrává na úrovni dosahování požadovaných výsledků jednu ze stěžejních rolí. V jedenadvacátém století si lze již jen stěží představit atleta-profesionála bez permanentní fyzioterapeutické a kinesioterapeutické supervize. Nad rutinní selektivní přístup při ošetřování obtíží se takový pracovník zajímá i o etiologii jejich vzniku. V tomto ohledu se vydává až za hranice pohybového aparátu a poutá svou pozornost k jeho vlastnímu pohybu v trojdimenzionálním poli. Znalost fyziologického optima hybného stereotypu se proto jeví jako elementární pro úspěšnou léčbu, a tím i udržení atleta v plném zatížení, respektive pro nastavení co nejefektivnějšího léčebného postupu.

Současná podoba myšleného biomechanického optima běžecského kroku vychází z poznatků a definic lehké atletiky. Základní kinematické parametry běžecského kroku, jako rozčlenění na jednotlivé fáze a okamžiky a jejich doslovný popis, jsou zahrnuty v téměř každém článku, každé publikaci. Zpravidla jsou skloňovány proměnné jako délka a frekvence kroku a postuláty typu bazálního rozčlenění běžecského kroku na šlapavý a švihový, případně popisu zakládání opory dle postavení akra dolní končetiny (zadonoží/středonoží/předonoží). Má vlastní pedagogická, lektorská a terapeutická praxe mě v otázkách lidského pohybu nejedenkrát přivedla k pomyslnému vědomostnímu stropu. Mezioborový úkrok mě přivedl až ke studiu vývojové kineziologie, jež mi jako multidisciplinární nástroj rozšířila obzory o hodnocení pohybového projevu skrze testování a diagnostiku posturálních kvalit běžce, které rozvedu formou této závěrečné práce.

Seznam použitých zkratek

ABB	abduktor
ADD	adduktor
CNS	centrální nervový systém
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DNS	Dynamická Neuromuskulární Stabilizace
FIA	FootInclinationAngle
FFS	ForeFoot Strike
GRF	GroundreactionForces
HK	horní končetina
HSSP	hluboký stabilizační systém páteře
IAT	intraabdominální tlak
LDK	levá dolní končetina
LHK	levá horní končetina
m.	musculus
MFS	MidFoot Strike
OKC	Open KineticChain
PDK	pravá dolní končetina
PHK	pravá horní končetina
RFS	RearFoot Strike
SIAS	Spina IliacaAnterior Superior
SIPS	Spina IliacaPosterior Superior

2 Teoretická východiska

2.1 Vývojová kineziologie

Pojem vývojová kineziologie zavedl Václav Vojta. Věnuje se učení o vývoji motoriky člověka. Vojta do tohoto termínu zahrnuje příslušnou neurologii dítěte, diagnostické postupy - polohové reakce a vzory motorické ontogeneze a jejich souvztažnost k reflexům v raném dětském věku, dále teorii náhradních pohybových vzorů a terapii pomocí reflexní lokomoce (Vojta & Peters, 2010). Zabývá se motorickým vývojem a udává pravidla pro detekci ideální hybnosti dítěte. Seznamuje s přesným architektonickým popisem jednotlivých motorických vývojových stupňů. Zabývá se kineziologickým obsahem všech motorických vývojových vzorů typických pro daný věk dítěte. Na základě získaných poznatků pomáhá rozpoznat na kterém kvalitativním vývojovém stupni se dítě nachází (Vojta, 1997).

Dle Koláře (2002) se při vývoji držení těla postupně uplatňují svalové synergie, které jsou v mozku uchovány jako matrice. Dítě se podle autora neučí zvedat hlavičku, či lézt po čtyřech. Svaly se do postury zapojí automaticky na podkladě optické orientace a naplňování emočních potřeb dítěte. Vývoj tělesného držení je detailně načasován. Kupříkladu osový orgán se díky posturálnímu zapojení autochtonní muskulatury, hlubokých krčních flexorů a břišního svalstva nastavuje do optimálního statického držení v sagitálním směru mezi 3. a 4. měsícem věku dítěte. Tento jev je základním motorickým programem ve vývoji zakřivení páteře v sagitálním směru. Jak dále uvádí, u téměř třetiny dětí nedozraje program pro optimální statické nastavení, čímž se u těchto jedinců objevují svalové dysbalance a posturální poruchy. V opozici vůči této premise stojí Čápková (2008), která tvrdí, že ne všechny funkční poruchy hybného aparátu u vertikalizovaných jedinců by musely mít příčinu v patologickém procesu vývoje během prvního roku života.

Orientace v problematice vývojové kineziologie má přínos v rehabilitaci dětí i dospělých. Při aspekci a hodnocení postury jsme schopni určit ze kterého vývojového stupně pochází dané nedostatky a usuzovat pro výsledné držení těla. Znalost a orientace v této problematice je tedy nezbytná pro fyzioterapeuty nejen kvůli diagnostice pohybového aparátu, ale zejména kvůli jeho korekci, terapii. Kolář a Lewit (2005) popisují, že posturální ontogeneze se spouští automaticky, a to v závislosti na optické orientaci a emočních potřebách dítěte. Vývoj postury je podmíněn geneticky a zahrnuje motorické vzory, které tvoří základ pro naše automatické, mimovolně orientované motorické chování.

Pohyb člověka je možné z hlediska řízení pohybu rozdělit do tří základních skupin: motorika volní, motorika mimovolní a motorika emoční. Do volní motoriky spadají pohyby záměrné, motivované vlastní vůlí člověka. Mimovolní motorika zahrnuje reflexní a posturální reakce a pohyby rytmické, mezi které náleží i lokomoce chůzí a během, případně respirace. Do poslední skupiny spadají motorické projevy našich emocí sloužících ke komunikaci. Za fyziologické situace se jednotlivé skupiny řízení motoriky vzájemně překrývají, případně doplňují. Z toho důvodu zcela možné všechny pohyby člověka striktně kategorizovat (Druga, 2017).

2.2 Kontralaterální a ipsilaterální globální pohybový vzor

Obě varianty jsou součástí geneticky podmíněné motorické výbavy člověka. Ipsilaterální vzor je signifikantní shodou funkce dvou stejnostranných končetin. V tentýž moment vykonávají identický pohyb a funkci - náročnou, nebo opěrnou. Horizontální linie trupu a pánve rotují při pohybu stejným směrem. V prvních 12 měsících života je tento vzor v motorické ontogenezi angažovaný např. v přetáčení z polohy supinační na bok a dále při přechodu z polohy na boku do polohy pronační. Rovněž se uplatňuje u vývojově mladších přechodových pozic - v poloze nízkého šikmého sedu (opora o loket) a vysokého šikmého sedu (opora o dlaň), při lokomočním přechodu ze šikmého sedu do sedu, do polohy na čtyřech a do vysokého kleku (Kolář, 2009).

Při pohybu v kontralaterální variantě vykonávají v jeden okamžik stejný pohyb a funkci končetiny opačné, protilehlé. Horizontální linie pánve a trupu rotují opačným směrem, dochází k segmentální rotaci pánve a hrudníku. V motorické ontogenezi se kontralaterální pohybový vzor objevuje v pronační poloze s oporou o lokty, v pronaci s oporou o loket a protilehlé koleno (lokomoce plazením), v pronaci s plnou oporou o dlaň a protilehlé koleno, respektive s oporou o ruce a přední stranu stehna. V poloze na čtyřech pak při lokomoci ležením a v nároku ve vysokém kleku a stojí (Kolář, 2009).

2.3 Novorozenecké období

Dle Koláře (2009) se v období mezi 4. až 6. týdnem života dítěte objevují svalové koaktivace, rovnovážné mechanismy schopné synchronního zapojení antagonistických svalových skupin a jejich vzájemně reciproční facilitačně-inhibiční součinnosti. Dále je možné v tomto období zaznamenat posturální aktivitu fázických svalů, čímž se do stabilizačních funkcí zřizujících držení těla zapojují svaly nebo jejich části, které jsou fylogeneticky, respektive ontogeneticky

mladší, tzn. že více inklinují k atrofii. Dle Cíbochové (2004) je dítě v tomto období schopné zvednout dolní končetiny od podložky. V kontextu pozdější motorické geneze je žádoucí vyzdvihnout, že v tomto období se koaktivuje bránice s pánevním dnem, vzniká nitrobřišní tlak, a i díky tomu je umožněna extenze osového orgánu. Aktivace bránice do posturální funkce je pro budoucí vývoj páteře klíčová (Kolář, 2009). Je nosným prvkem hlubokého stabilizačního systému páteře, jež se spolupodílí na zajišťování postury. Svalová souhra HSSP zajišťuje zpevnění páteře během každého pohybu, stabilizuje trup a zajišťuje tak oporný bod pro pohyb horních i dolních končetin (Kolář, 2006).

2.4 Aplikace DNS

Níže popsané fáze motorické ontogeneze jsou součástí obsahu odborného kurzu konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace s názvem “DNS běžecký speciál” (DNS Running). Představují stěžejní vývojové periody s přímým vlivem na pozdní bipedální lokomoci chůzi a během. Jejich dlouhodobou aplikací do tréninku a terapie lze přímo ovlivňovat kvalitu posturálního zajištění na neuromuskulární úrovni a tím přímo ovlivňovat kvalitu lokomoce. Výběr těchto fází vyplývá z ústního sdělení získaného osobní konzultací se senior lektorkou konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace (Demeková, 2023).

2.5 Vývojové fáze s přímým dopadem na krokový cyklus běhu

3. měsíc

V poloze na zádech si dítě vytváří oporu v oblasti mezi lopatkami, spojuje ruce a chytá si dlaně, tělo má stabilní ve všech třech rovinách. Dolní končetiny udrží v 90 stupňové flexi nad podložkou. Pánev je ve středním postavení, páteř v celé své délce rozvinutá. Hlavu drží ve střední poloze a spontánně ji otáčí k oběmastranám. Má již převážně symetrické postavení končetin a čile se pohybuje (Cíbochová, 2004). Sagitální trupové stabilizace je dosaženo díky napřímenému postavení hlavy, trupu a pánve. Je tak zachována rovnoběžnost bránice a pánevního dna ve vertikální ose. Stabilní trup vytváří oporný bod pro izolovaný pohyb horních a dolních končetin v otevřeném kinematickém řetězci (DNS skripta, 2017).



Obrázek 1. 3.měsíc (Rehabilitation Prague School, 2013a).

4,5. měsíc

Dle Koláře (2009) je dítě v tomto věku schopné asymetricky protáhnout hrudník, čímž dochází k přenosu opory k rameni. To je umožněno jen díky distálně směřovanému tahu svalů. Z této polohy je dítěti již umožněno navázat na otáčení při napřímeném osovém orgánu. Opora v poloze na zádech přechází na svalově stabilizovaný thorakolumbální přechod. V této fázi vývoje je dítě poprvé schopno zvednout pánev nad podložku a dosáhnout si na kolena. Elevace DKK využívá dítě pro rovnovážnou stabilizaci pánve vůči rotovanému hrudníku.

Dle Cíbochové (2014) je v pronační poloze dítě schopné uvolnit přenesením váhy na jeden bok jednu horní končetinu a tím dojít k úchopu hračky. Jelikož se opěrná a fázická funkce končetin odehrává kontralaterálně, vzniká na páteři nová pohybová komponenta - páteř je od krčních obratlů po přechod hrudní a bederní páteře zcela napřímená a umožňuje tím šroubovitou rotaci s následným protažením v podélné ose. Krční a hrudní páteř se rotuje k úchopové horní končetině, bederní páteř se nastavuje konvexně (Čápková, 2008). Dítě je schopno izolovaného pohybu předloktí, manipuluje s hračkou oběma rukama ve střední rovině, otáčí u toho ruce dlaněmi nahoru a dolů, přendává si hračku z ruky do ruky, vkládá si jí do úst.

Noha se v tomto období chová jako úchopový orgán. Touto svalovou souhrou jsou vytvořeny podmínky pro vybudování optimální osy DK a klenby nohy (DNS skripta, 2017). S jasnější motorickou motivací a zráním CNS se věku 5 měsíců v supinační poloze uvolňuje druhostranná (úchopová) horní končetina a směřuje ke středu těla. K tomu dítě zatíží lopatku na straně zamýšleného úchopu a kompenzačně naklopí pánev. Pozorovatelná je asymetrická koncentrická aktivita ventrálního břišního svalstva. Pokud dítě přes osu těla na předmět nedosáhne, pomůže si druhostrannou končetinou a přetočí se na bok (side-lying). V této poloze lze i na ploškách nohou dítěte pozorovat asociovaný úchop (úchop rukama asociuje úchop nohou).



Obrázek 2. 4,5.měsíc (Rehabilitation Prague School, 2013a).

6.měsíc

V tomto období lze u dítěte pozorovat polohu letadélka, kdy udrží celou páteř v extenzi a všechny končetiny zvednuté nad podložkou, horní končetiny ve vnější rotaci v rameni, s lopatkou v neutrální pozici. Opora vzniká na spodních žebrech, břiše, symfýze a horních předních spinách. Dítě se umí z polohy na břicho dostat do polohy vyššího vzporu, kdy je symetricky vzepřeno o natažené horní končetiny s otevřenými dlaněmi a hlavou vzpřímenou. Na dolních končetinách se opírá o ventrální oblast kolene. Pohyb je zajištěn koordinovanou činností paraspinálních svalů, dorzolaterálních úseků břišní stěny a ischiokrurálních svalů. V 6. měsíci by mělo dojít k vyhasnutí úchopového reflexu ruky i nohy, aby mohlo dojít k rozvoji úchopové funkce ruky a opěrné funkce nohy (Vojta, 1997). Lopatky zůstávají v neutrální poloze, přičemž jejich mediální okraje jsou rovnoběžné s páteří. Dosažení 110-120° flexe v kyčelním kloubu je premisou pro dosažení polohy na čtyřech (Kolář, 2009). Období je signifikantní otočením z polohy na zádech na břicho. Děje se tak díky dozrání úchopu přes střední rovinu a následným vychýlením těžiště laterálně, čímž dítě přechází do polohy na boku. To je umožněno dvěma šikmými břišními řetězci. První rotuje pánev ve směru opěrné horní končetiny a druhý vede k rotaci horní poloviny trupu, čímž dochází ke vzpřímení na rameni za antagonistické funkce dorzální muskulatury (Kolář, 2009).

Diferencuje zároveň končetiny na opěrné a na fázické (úchopové). Úchopová horní končetina je přítomná na stejné straně jako nakračující dolní končetina, tj. ipsilaterálním vzorem. Z polohy na boku přechází do polohy na břicho, k čemuž dochází až po jistém nalehnutí na klíčové klouby opěrných končetin (ramenní a kyčelní kloub). Poté dochází k rotaci horního i dolního trupu. Po přechodu do polohy na břicho se dolní končetiny dostávají do semiflexe a mediální epikondyly kolenních kloubů se dotýkají podložky (Orth, 2009). V poloze vyššího vzporu je pánev zpevněna zádovými svaly a nitrobřišním tlakem. V případě, že je tato souhra porušena, vzpřimuje se dítě při anteverzním postavením pánve a akcentované reklinaci krční páteře. Vinou je zpravidla nedostatečná míra stabilizace skrze nitrobřišní tlak. Prekurzorem pro biomechanicky optimální vzpřímení je vyvážená stabilizace lopatky (Kolář, 2009).



Obrázek 3. 6.měsíc (Rehabilitation Prague School, 2013a).

7. měsíc

V období 7. měsíce věku se dítě dostává do polohy na čtyřech, ve které se pohupuje z HKK na DKK v sagitální rovině 2-3 týdny. Při tomto pohybu lze pozorovat napřímenou páteř s hlavou v jejím prodloužení. Váha těla spočívá na dlaních a je rovnoměrně rozložena mezi thenar a hypothenar. Scapula rovnoměrně naléhá na hrudní koš a udržuje svou neutrální pozici, mediální okraj běží rovnoběžně s páteří. Podobně i pánev zůstává v neutrálním postavení (Kolář a Lewit, 2005). Na končetinách probíhá napřímení a nárok. Tento lokomoční přechod vyplývá z polohy zaujeté v 6. měsíci pro úchop - z opory o dlaň, mediální kondyl kolena a ventrální část stehna druhostranné dolní končetiny. Opěrné (vzpřimovací) a nákročné končetiny jsou vůči sobě umístěny kontralaterálně, to znamená, že pokud je LHK nákročná a PHK opěrná, je PDK nákročná a LDK opěrná. Na opěrné DK se pánev pohybuje proti femuru, to znamená jamka vůči hlavici. Abduktory, adduktory, zevní rotátory a flexory kyčelního kloubu vzpřimují pánev a trup a táhnou směrem k opoře (mediální kondyl femuru), kde se vytváří punctumfixum. Pánev je v této chvíli zpevněna zádovým svalstvem a nitrobřišním tlakem. Na opěrné HK se pohybuje lopatka, respektive trup skrze humerus. Vyvážená stabilita lopatky tvoří předpoklad pro biomechanicky optimální napřímení. Na nákročných končetinách pozorujeme pohyb a směr tahu svalů v opačném gardu - punctumfixum je na pánvi a páteři a punctum mobile na končetinách. Svalstvo nákročné končetiny má punctumfixum na pánvi a páteři (Kolář, 2009).



Obrázek 4. 7.měsíc (Rehabilitation Prague School, 2013a).

8. měsíc

V 8. měsíci věku uzrává v dítěti přechodová pozice šikmého sedu s úplnou oporou o dlaň a mediální skupinu hýžďových svalů (m. glut. medius.). Šikmý sed se vyvíjí z polohy na zádech. Oporu pro jeho dosažení tvoří v 7. měsíci mediální oblast gluteí a loketní kloub. Na konci 8. měsíce a počátkem 9. měsíce již uzrává šikmý sed s oporou horní končetiny o dlaň. Pozice šikmého sedu slouží dítěti pro úchop (uvolnění fázické HK), respektive jako lokomoční rozcestník pro přechod do polohy na čtyřech a i pro přechod do vzpřímeného sedu. Přechody z a do šikmého sedu v sobě zahrnují jak ipsilaterální globální pohybový vzor, tak kontralaterální, respektive přechod jeden v druhý (Kolář, 2009). Do vzporové pozice s opřením o obě dlaně a přední část chodidel se dítě může dostat rovněž přes pozici šikmého sedu. Na konci 8. měsíce se začínají objevovat první pokusy o vzpřímený klek se symetrickou a kontralaterální oporou končetin, k čemuž dítě využívá pevné opory v podobě nábytku (Kolář, 2009).

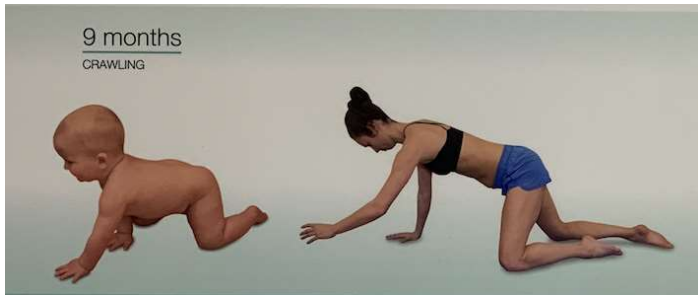


Obrázek 5. 8.měsíc (Rehabilitation Prague School, 2013a).

9. měsíc

Z předchozího období má dítě osvojenou polohu na čtyřech a začíná proto lézt. Lokomoce probíhá v kontralaterálním vzoru, kdy se střídá opěrná a fázická funkce protilehlých končetin. Pohyb nastává díky spirálnímu pohybu spojnic ramenních a kyčelních kloubů umožňujících osovému orgánu dopředný pohyb (Čápková, 2008). Protilehlé končetiny jsou vedeny vpřed ve

stejném okamžiku a zatížené končetiny se pohybují extenčně. Krční a hrudní páteř se rotuje ke straně nákročné horní končetiny. Bederní páteř se nastavuje konvexně k zatížené dolní končetině. Páteřní obratle se pohybují ve směru nákročné horní končetiny tak, že se hrudní páteř rotuje a bederní páteř uklání. Osa ramen a pánve tvoří lichoběžník. V tomto období dochází k upevňování vzpřímeného kleku (Čápová, 2008).



Obrázek 6. 9.měsíc (Rehabilitation Prague School, 2013a).

8. - 10. měsíc

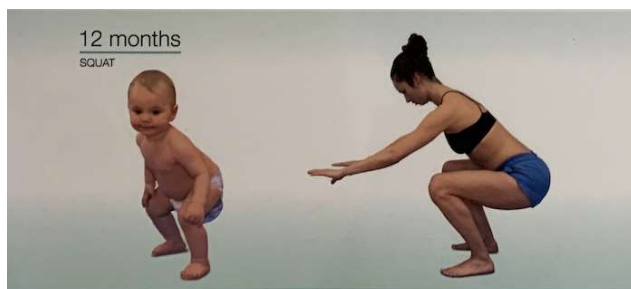
Ve 4. trimenonu se dítě začíná vertikalizovat do stoje. Z polohy na čtyřech postupně unožuje na úroveň kyčelního kloubu až následně nakročí jednou dolní končetinou vpřed k horním končetinám, a dá tak vzniknout tzv. trojnožce (tripod) s plnou oporou o chodidlo (Kolář, 2009). Kyčelní kloub nakročené DK je vytočen do mírné zevní rotace a ohnutý do 90° flexe. Zatížením jedné DK v ose ramen se otevírá prostor pro uvolnění jedné HK bez ztráty stability. Z pozice tripodu může dítě volně přecházet do pohupování v předozadní a bočné rovině, což mu pomáhá rozvíjet posturální stabilitu a rovnováhu. (Kolář, 2009). Pokud dítě pažičkou HK na předmět zájmu nedosáhne, použije jí k opoře a vytáhne se vzhůru za současného opření DKK. Z tripodu dítě přechází zpět do šikmého sedu, případně se zvedá přes vysoký klek do vertikály (Kolář, 2009).



Obrázek 7. 11.měsíc (Rehabilitation Prague School, 2013a).

12. měsíc

V poloze na zádech se dítě prakticky nevyskytuje – pouze předpočinkuči přispánku, končetiny má volně položeny na podložce. Dítě vydrží stát, pokouší se o svoje první krůčky, zpočátku velice neohrabané. Kroky jsou krátké (kratší než délka chodidla), chůze je hodně nestabilní a dítě častopadá. „Horní končetiny mají přichůzibalanční funkci, jsou v abdukci a ve flexi, pánev je v ose těla. Nedochází ke švihudolní končetiny přinakročení, pouze k flexi v kyčelním a kolenním kloubu. Špičky chodidel lehce směřují k sobě, dítě našlapuje na plná chodidla. Přichůzi nejsou viditelné souhyby končetin.“ (Cíbochová, 2004, str. 296). Nejedná se ovšem ještě o chůzi v pravém slova smyslu – dítě se neumí rozejít, zastavit a znovu se rozejít kam chce – je to pouze příprava na chůzi. Chodí vedeno za jednu ruku (Langmeier, Krejčířová 2006). Začíná se také stavět samo, v prostoru bez opory (Cíbochová, 2004). Pozice medvěda dozrává k přechodu z pozice na čtyřech do hlubokého dřepu a posléze i do stoje. Tělesná váha spočívá rovnoměrně na dlaních, lopatky naléhají v neutrální pozici na hrudník, kolena jsou umístěna vertikálně nad přednožím, v kyčelních kloubech je mírná flexe a pánev se horizontálně dostává nad úroveň hlavy. Páteř zůstává napřímená a hrudník je v neutrální pozici.



Obrázek 8. 12.měsíc (Rehabilitation Prague School, 2013a).

2.6 Ontogeneze bipedální lokomoce

2.6.1 Chůze

Běžeký krok v motorickém vývoji navazuje na ontogeneticky starší formu lokomoce člověka - chůze. Chůze je dle Kirtleyho (2005) nejpoužívanějším typem lidské lokomoce. Je nejjednodušším transportním prostředkem, ale také výchozí matricí pro ostatní typy lokomoce na ní navazující - běhání, poskakování, přeskakování, ale i pro sporty jako plavání, lyžování nebo jízda na kole. Je jedním z determinantních typů pohybu člověka, jehož kvalitu lze hodnotit aspekci na základě dostatečné znalosti krokového mechanismu a kineziologie

jednotlivých segmentů pohybového aparátu po čas průběhu pohybu (Kolář, 2009). Lidská chůze je jako způsob lokomoce v živočišné říši zcela jedinečná a pro druh *Homo sapiens sapiens* přísně specifická (Dungl, 2005).

Chůze představuje jeden z nejdůležitějších milníků lidského vývoje. Je první známkou samostatnosti batolete. Dosažení schopnosti nezávislé bipedální lokomoce bývá označováno jako kritický mezník v genezi řízení rovnováhy. I přesto, že je chůze komplexním složitým projevem motorických dovedností, objevují se první krůčky již v 8 až 10 měsících věku dítěte. V období 12. měsíce života bývá řada batolat schopna samostatné chůze. Od tohoto okamžiku dochází během následujícího ½ roku k výraznému vývoji a změnám v parametrech chůze - v rychlosti, délce kroku, délce jednotlivých fází krokového cyklu a změnám pohybů v jednotlivých kloubech. Dominantní známky zralosti chůze, jako kontralaterální švih horní končetinou a založení opory úderem paty se objevují u většiny dětí ve věku 18 měsíců. Parametry vyspělé chůze nese dětská chůze kolem 7 až 8 let věku dítěte (Kermoian, Johanson, Butler&Skinner, 2006).

Pohledem geneze lokomoce je dle Koláře (2009) chůze základním lokomočním stereotypem zbudovaným v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Popisuje chůzi jako komplexní pohybovou funkci, ve které se mohou reflektovat poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy. Běžně se hovoří o motorických vývojových vzorech definovaných na míšní a kmenové úrovni řízení. Jsou určeny přesně ohraničeným vztahem mezi aferencí a eferencí.

Chůze slouží jak k naplnění základních životních potřeb spojených se sebeobsluhou, tak i při práci. Bezpečná chůze na nerovném zemském povrchu je možná díky zajištění permanentní stabilizace vzpřímené polohy těla v pohybu i v klidu prostřednictvím centrálního nervového systému a muskuloskeletálního aparátu. K tomu dochází za předpokladu pevné opory v místě kontaktu opornou bází na zemi tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. Tento předpoklad je naplněn přilnutím dolní končetiny k bázi jejím uchopením a frikcí v místě kontaktu (Véle, 2006). Bipedální chůze předpokládá kombinaci automatizovaných a záměrných (ovládaných) složek držení těla. Pro optimální pohyb je nezbytné sjednocení mnoha fyziologických systémů. Běžná chůze vyžaduje stabilitu, aby bylo možné zajistit podporu hmotnosti těla ve vertikále, dále pohyblivost jednotlivých tělesných segmentů a motorickou kontrolu sledu pohybů mnoha částí těla při přenosu hmotnosti těla z jedné dolní končetiny na opačnou (Lusardi, 2007).

Dle Jandy (2004) je možné chůzi typologicky rozdělit do tří úrovní:

- kyčelní (dominuje činnost flexorů kyčelního kloubu s paralelním oslabením gluteálního svalstva)
- akrální (dominuje akcentované odvíjení planty s přetížením plantárních flexorů dolní končetiny a přetížením bérce)
- peroneální (dominuje pohyb v kolenním kloubu při zvýšené vnitřní rotaci v kloubu kyčelním a everzí paty).

Zralost chůze lze definovat 5 charakteristikami dle Sutherland, Cooper a Daniel (1980):

- trvání stoje na jedné noze (32 % 1 rok, 38 % 7 let, 39 % dospělý)
- rychlost chůze
- kadence – rytmus
- délka kroku
- poměrrozpětí pánve k šířce kroku

Po dosažení těchto charakteristik můžeme sice mluvit o zralé chůzi, ta se však dále vyvíjí a probíhá nepřetržitým procesem adaptace a anticipace. Zdravé děti se do vertikální polohy dostávají mnohem dříve, než jsou schopny samostatného stoje v prostoru. Díky tomu zakouší, jaké to je dívat se na svět z perspektivy, což působí jako motivace pro dosažení samostatného nezávislého stoje. Takové děti stojí mírně s nohama od sebe a dotýkají se celým chodidlem podložky. V kolenních i kyčelních kloubech je mírná flexe, ale obě stehenní kosti jsou ve vertikální rovině. Váha horního trupu je před stojnou bází. Díky relativně stabilní mudolnímu trupu je dítěti umožněn rozvoj horních končetin a hlavy. Přivzpřímeném postavení těla je navíc podporována síla a vytrvalost antigravitačních svalů, které jsou pro samostatný stoj nezbytné. Ve vzpřímené poloze získávají děti postupně stabilitu, která je předpokladem pro vývoj chůze (Green et al, 1993, s. 13- 18).

2.6.2 Ontogeneze chůze

Pohyb dítěte chůzí ve volném prostoru bez nutnosti zevní opory Vařeka (2009) datuje do období v intervalu od 9. do 18. měsíce věku. Rozhodující roli při vertikalizaci batolete nese postura, která zajišťuje napřímení osového orgánu. Její vývoj je jedním z nosných pilířů ontogeneze motoriky. Zráním centrální nervové soustavy na sebe nazavují jednotlivé fáze držení a manipulace těla s cílem dosáhnout na bipedální polohu a následně i pohyb ve vertikále pro potřeby sociální lokomoce (Vojta & Peters, 1995). Vývoj hybnosti směrem do vertikály rozděluje Lébl (2007) do 4 stádií:

Holokinetické stadium od 1. do 6. týdne (holos = celý). Dítě pohybuje končetinami nekoordinovaně, trhavě. Pohyby jsou neizolované, hýbe v zásadě „celým“ tělem. Hybnost je necílená, spíše by se dala charakterizovat jako mimovolná. Pro toto období jsou charakteristické nepodmíněné reflexy.

Monokinetické stadium od 2. do 5. měsíce (mono = jedno). Přechodná fáze do začátkucílené motoriky. Osamostatní se pohyb jedné končetiny, uplatňuje se podmiňování. Pohyby jsou zpočátku necílené, nemají ještě určený směr.

Dromokinetické stadium od 6. do 12. měsíce (dromos = cesta). Rozvíjí se cílená hybnost. Pohyby již mají správný směr, ale chybí jejich koordinace – podmíněná nedozrálou funkcí mozečku (Komárek, 2008).

Kratikinetické stadium od 1 roku věku (kratein = zvládnout). Dochází k rozvoji hybných dovedností, zdokonalují se cílené úmyslné pohyby.

Kategorizace fází motorického vývoje dle Cíbochové (2004) vychází z převahy míry flexe a extenze:

I. Flekční stadium od 1. do 6. týdne

I. Extenční stadium od 7. týdne až na konec 3. měsíce – počátek vůli řízených pohybů

II. Flekční stadium od 4. do 7. měsíce – příprava na první lidskou lokomoci

II. Extenční stadium od 8. až 12. měsíce – objevuje se bipedální lokomoce (chůze)

Z výše uvedeného výčtu se může zdát, že pro bipedální lokomoci jsou stěžejní terminální fáze motorického vývoje - kratikinetické dle Lébla, respektive druhé extenční stadium dle

Cíbochové, ve kterých batole opustilo vícebodou oporu a přechází do vertikály. Míru významu vývojově starších fází motorické ontogeneze pro budoucí lokomoci vystihuje Kolář (2009) popisem vývojové kineziologie.

Na počátku života vystihuje dítě jako nevyzrálé, a to jak z hlediska držení těla, tak z hlediska morfologie a anatomie skeletu. Pozorovat tak lze asymetrické postavení těla, predilekční postavení hlavy, reklinaci krční páteře, flekční držení v kyčelních i kolenních kloubech, palec uzavřený v dlani. Flekční držení těla novorozence se po zhruba 6. týdnu života postupně vytrácí (Cíbochová, 2004). Mizí predilekce hlavy a objevuje se pozice šermíře (dítě se v supinační a pronační poloze symetrizuje). V tomto věku se objevuje první opěrná funkce horních končetin a s ní i první schopnost stabilizovat posturu. Dítě v první polovině kojeneckého věku tak objevuje jeden z později stěžejních atributů lokomoce - oporu. V pronační poloze se dítě opírá o loketní klouby a symfýzu (počátek 3. měsíce), což mu umožňuje extenzi osového orgánu. V supinační poloze vzniká opěrná báze v oblasti linea nuchae, na úrovni spodních úhlů lopatek a na zevním kvadrantu gluteálního svalstva. Vyváženě se aktivují extenzory a flexory páteře a společně s nimi tak vzniká i nitrobřišní (intraabdominální) tlak. K respirační funkci bránice se tak připojuje její posturální funkce, a to v součinnosti s pánevním dnem a břišním svalstvem. Díky této vyvážené aktivitě se do centrovaného postavení dostávají klouby v oblasti páteře i na periferii (Kolář, 2009). Sagitální stabilizace pak plně dozrává ve věku okolo 4,5 měsíce, kde se osový orgán (hrudník, pánev a páteř) dostávají díky koordinované svalové aktivitě z původně kyfotického postavení do neutrální pozice. Dosažením sagitální stability se dítěti otevírá cesta pro dynamický rozvoj ná kročné a opěrné funkce končetin.

V 5. a 6. měsíci života se postupně dokončuje vývoj otočení ze supinační do pronační polohy. To je umožněno objevením úchopu přes střední rovinu těla, čímž dítě dosáhne polohy na boku (Kolář, 2010a). Lokomoce se proto vyvíjí paralelně ve dvou variantách globálního vzoru - ipsilaterálním a kontralaterálním, přičemž každý ze vzorů uzrává z odlišné výchozí polohy a slouží k jinému účelu. První z nich vzniká v supinační poloze (na zádech) a slouží k otáčení. Opěrná horní končetina a dolní končetina se nacházejí na jedné straně těla, ná kročné končetiny na opačné straně těla. Kontralaterální vzor se objevuje v poloze pronační (na bříše) a dítě jej objevuje pro potřeby lezení. Opora zde vzniká v diagonále, kdy opěrná horní končetina leží na opačné straně těla než opěrná dolní končetina, stejně tak i končetiny ná kročné (Kolář, 2010a). V počátku probíhá v pronační poloze diferenciaci ná kročných a opěrných končetin ještě bez lokomoce.

Na konci 6. měsíce se díky rozvoji úhlu v kyčelním kloubu (110 - 120 stupňů) otevírá možnost pro přechod do polohy na čtyřech. Po 6. měsíci se dítě při úchopu opírá o celou dlaň, na dolních končetinách je opora na úrovni kolen. V supinační poloze dokáže elevovat pánev a sáhne si oběma rukama na nohy, čímž rozvíjí koordinaci ruka-noha (Kolář, 2010a).

Se 7. měsícem věku začíná první lokomoce dítěte a to z pronační polohy na bříše, odkud se pak dostává do pozice na čtyřech, z níž v 9. měsíci věku začne lézt. V tomto období rovněž objevuje šikmý sed s oporou horní končetiny o dlaň a mediální gluteus, který využívá jako přechodovou polohu do vzpřímeného sedu či polohy na čtyřech. Tato polohová změna vyžaduje přechod mezi ipsilaterálním a kontralaterálním globálním pohybovým vzorem. Cíbochová (2004) mimo sed šikmý rozlišuje dále sed na patách, překážkový (jedna noha je pokrčená a přiložena k druhé), turecký sed a přímý sed.

Na konci 8. měsíce věku objevuje dítě též vzpřímený klek se symetrickou a kontralaterální oporou končetin, jež mu na počátku 9. měsíce poslouží k vertikalizaci do stoje. Samostatnou bipedální lokomoci objevuje mezi 12. a 14. měsícem života (Kolář, 2009), přičemž je pro dítě zpočátku jednodušší se pohybovat, nežli se pokoušet o volný stoj v prostoru (Vařeka, Vařeková, 2009).

2.7 Postura

Definice termínu postura nabízí literatura bezpočet, což svědčí o nejednoznačnosti pojmu. Podle Gutha (2004) posturou označujeme všechny motorické schopnosti člověka, jejichž cílem je udržování polohy. Na posturu v jejím neurálním rozměru nahlíží Ivanenko a Gurfinkel (2018) jako na proces udržování těla proti gravitaci za aktivity tonického svalstva, což klade zvýšené nároky na specifické neurální okruhy. Zachování rovnováhy závisí na zpracování senzorických informací, somatognozii, zkušenostech, vizích, cílech a subjektivních kognitivních schopnostech daného jedince. Moon (2014) definuje posturu jako aktivní držení segmentů těla v průběhu pohybu proti působení tíhové síly. Kolář (2009) posturou definuje aktivní držení těla proti zevním vlivům, jež je součástí každého pohybu a dosažené polohy a doplňuje, že posturální aktivita pohyb předchází a doprovází. Proces udržování vzpřímeného postavení těla má dle Vařeky (2002a) tři hlavní složky - senzorickou, řídicí a výkonnou. Senzorická složka je zastoupená především propiocepcí, zrakem a vestibulárním systémem. Řídicí procesy zajišťuje CNS, čili mozek a mícha. Vykonavatelem je potom pohybový systém, definovaný nejen anatomicky, ale i funkčně. Zásadní úlohu dle autora sehrává kosterní svalstvo, jež propojuje systém řídicí (CNS), a výkonný, který díky

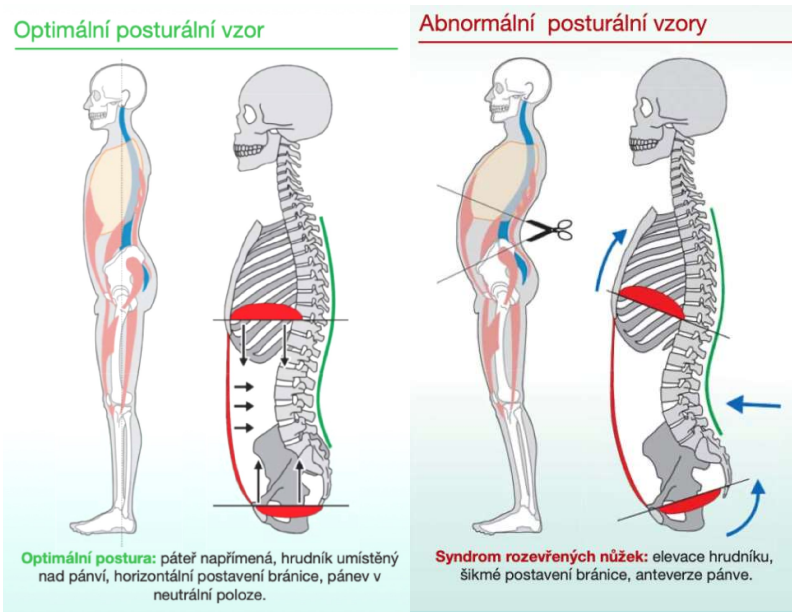
proprioceptivní složce sehrává důležitou roli i v oblasti senzorické. Posturu proto nelze chápat jen jako vzpřímené držení těla muskuloskeletálním aparátem, nýbrž jako komplexní fyziologický děj více řídicích složek.

Při hodnocení kvality postury vycházíme z porovnání s tzv. ideální posturou, která je odvozena z centrální programů posturální ontogeneze. Pro její definování je třeba vycházet z biomechanických a neurofyziologických funkcí. Jejich propojenost je nedílnou součástí posturálního vývoje a je proto třeba nahlížet na její hodnocení během statické i lokomoční funkce v ontogenetických souvislostech. Vývoj postury je synchronně spojen s vývojem naší anatomie, kterou do značné míry zároveň podmiňuje (Kolář, 2009). Důležitou roli v posturální stabilizaci hraje optická kontrola. Nervový systém je prostřednictvím zraku informován o aktuální pozici a pohybech částí těla v závislosti na ostatních tělních segmentech a vnějším prostředí (Lord & Menz, 2000). Zrakové informace se ve stoje s pevnou opěrnou bází podílejí na celkové aferentaci z 10 % (Horak, 2006).

2.8 Hluboký stabilizační systém páteře

Hluboký stabilizační systém páteře zahrnuje svaly, které umožňují zpevnění páteře během všech našich pohybů (Kolář, Lewit, 2005). K hlubokému stabilizačnímu systému patří zejména lokální svaly páteře a funkční stabilizační jednotka bederní páteře, kam řadíme m. transversus abdominis, svaly pánevního dna, diaphragmu, mm. multifidi, m. serratus posterior inferior, kostovertebrální a iliovertebrální vlákna, quadratus lumborum. V širším pohledu lze z hlediska funkce zmínit i svaly periferní a svaly kolem kořenových kloubů (Suchomel, 2006). Během zpevnění páteře se vždy aktivují extenzory páteře. V počátku se aktivují hluboké extenzory a přivětších svalových nárocích se zapojí i svaly povrchové. Jejich funkce je antagonisticky vyvažována flekční synergií, ve které dominují hluboké flexory krku a souhra mezi bránicí, břišními svaly a svaly pánevního dna (Kolář, 2007). Na stabilizaci páteře se nikdy nepodílí pouze jeden sval, ale díky svalovému propojení vždy celé svalové řetězce (Kolář, Lewit, 2005). Zcela zásadní vliv na stabilizaci páteře nese diaphragma. Má zásadní význam pro tvorbu intraabdominálního tlaku, tedy pro ventrální stabilizaci páteře. Intenzita její aktivace v posturálním režimu rozhoduje o tom, zda si dechová a posturální aktivita nebudou konkurovat. Respirace a stabilizace mohou probíhat paralelně, případně nastává synchronizace respirace s posturálně náročnější činností. Někdy je svalstvo respiračního systému i za cenu krátké respirační apnoe plně zapojeno ve prospěch postury (Kolář, 2006). Břišní svaly a svaly pánevního dna společně

působí proti kontrakci bránice. Tímto vzniká v břišní dutině nitrobřišní tlak (Kolář, 2006). Jak uvádí Čech a Tlapák (2010), aktivace hlubokého stabilizačního systému páteře je stěžejní pro každý pohyb, který provádíme. O to spíše by měla být aktivace hlubokého stabilizačního systému páteře součástí silových úkonů a zejména pak u cíleného posilování. Optimální aktivací HSSP předcházíme poškozování pohybového aparátu, zejména pak páteře, jelikož významně snižuje velikost působení fyzikálních sil na její jednotlivé páteřní segmenty.



Obrázek 9. Postura (Rehabilitation Prague School, 2013b).

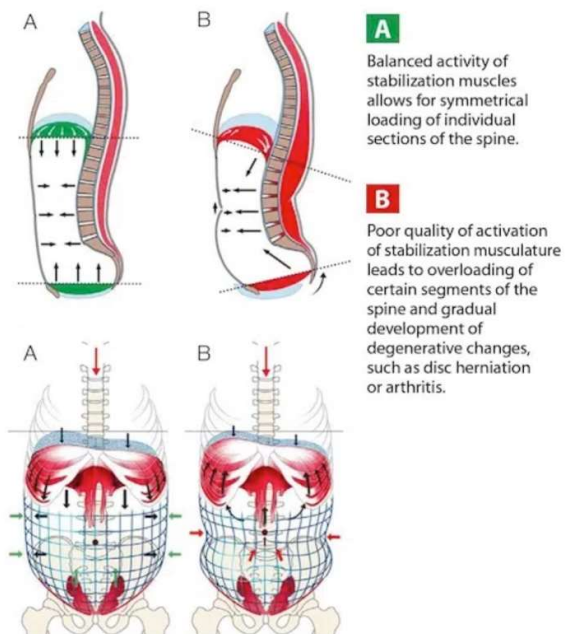
Při ovlivňování trupové stabilizace se dle Koláře (2009) zaměřujeme na:

- ovlivnění tuhosti a zlepšení dynamiky hrudního koše
- ovlivnění napřímění páteře
- nácvik posturálního dechové stereotypu a stabilizační funkce bránice (kontrola nitrobřišního tlaku)
- nácvik posturální stabilizace páteře s využitím reflexní lokomoce
- nácvik hluboké posturální stabilizace páteře v modifikovaných polohách
- cvičení posturální funkce ve vývojových řadách.

2.9 Bránice a intraabdominální tlak

2.9.1 Stabilizační funkce bránice

Lewit (2003) považuje ze všech pohybových stereotypů dýchání za nejdůležitější. Dle Čákové (2008) je respiraci jakožto vitální motorický stereotyp v kontextu vývojové kineziologie nutno chápat jako funkci neoddělitelně spojenou s funkcí posturální. Respirace ovlivňuje posturu a naopak postura respiraci. S fyziologickým nádechem dochází ke koncentrické kontrakci svalových snopců bránice, které stahují její šlašitý střed dolů do břišní dutiny. Původní kupole se tímto oplošťuje a vyvolává shora tlak na nitrobřišní orgány. Tento tlak je tekutým prostředím (voda je nestlačitelná) přenášen až do oblasti pánve. Současně s bránicí se tak koncentricky kontrahuje i svalstvo pánevního dna, čímž je zabráněno výhřezu pánevních orgánů. Bránice a pánevní dno tak společně tvoří dva písky, jež působí proti sobě shora i zezdola. Tím je vytlačován obsah břišní dutiny horizontálně. V tento okamžik se uplatňuje funkce m. transversus abdominis, který se aktivuje excentricky a brzdí pohyb obsahu břišní dutiny vpřed a do stran. S nádechem se proto zvětšuje obsah pasu (Véle, 1997).



Obrázek 10. Brániční dech (Rehabilitation Prague School, 2013b).

I v procesu posturální stabilizace je podstatný správný aktivační timing. Břišní svalstvo ve své kontrakci nesmí předcházet aktivaci bránice. Při předčasné aktivaci břišních svalů nedojde k dostatečnému oploštění bránice, což vede k nadměrné aktivaci paravertebrálních

svalů. Dolní segmenty páteře pak nejsou dostatečně stabilizovány z ventrální strany. Nadměrně se pak aktivuje kraniální část musculus rectus abdominis, naproti tomu musculus transversus abdominis se chová insuficientně (Kolář, 2006). Intraabdominální tlak představuje velice významnou součást sil vyvíjených na bederní páteř. Při zvýšení intenzity pohybové aktivity a zatížení páteře je nezbytné, aby došlo k adekvátnímu nárůstu míry nitrobřišního tlaku. Tento děj nastává automaticky tím, že nastane respirační apnoe, čímž se synergicky kontrahují svaly zavzaté do hlubokého stabilizačního systému páteře, jehož aktivita se rozšíří i na povrchové svalové skupiny. Tímto dojde k podstatnému zvýšení nitrobřišního tlaku, který podporuje páteř ventrálně (Malátová, 2006). Kolář (2010a) konstatuje, že bez optimální stabilizace těla nelze dosáhnout na biomechanicky optimální cílený pohyb končetin. Vyvážená aktivita agonistů i antagonistů těla zabezpečuje stabilizaci, čímž končetinám umožňuje plnit jejich funkci. Nadto nastavuje klouby do funkčně centrovaného postavení (Kolář, 2010a). Kvalita opory horní končetiny nebo dolní končetiny ovlivňuje stabilizační aktivitu v kořenových kloubech i na trupu (Kolář, 2007).

2.10 Dynamická neuromuskulární stabilizace

Nosným předpokladem konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace je posilování svalu v jeho fyziologickém biomechanickém řetězení. Toto řetězení však nelze odvozovat pouze z anatomických souvislostí, ale z důležitých řídicích procesů CNS. Tímto přístupem je respektována faktická participace podstatných řídicích funkcí centrální nervové soustavy na realizaci pohybu. Analytické posilování svalu na podkladě jeho anatomické struktury origin - insertio je tak rozvinuto o jeho funkční zapojení do pohybu v globálním pojetí. Kupříkladu při izolovaném posilování pectorálního svalstva dochází k paralelní aktivaci svalů, které stabilizují jeho úpony, tedy svalstvo zádové, břišní, bránice apod. Všechny segmenty skeletu vyžadují zpevněnou vyváženou svalovou aktivitou agonistů, aby nedocházelo ke vzniku posturální instability (Kolář, 2009). Nezbytnost koordinace a koaktivace stabilizačního systému při zapojení jakéhokoli kloubu pohybové soustavy je stěžejní myšlenkou konceptu DNS (Frank, 2013). K obecně přijímaným metodotvorným činitelům rozvoje silových schopností (Dovalil, 2009) jako jsou počet opakování, velikost odporu, rychlost pohybu a délka a způsob odpočinku, je tak žádoucí přihlídnout i k míře ovlivnění funkce svalu v jeho posturálně lokomoční funkci. I při plné síle svalu (dle svalového testu) může být jeho zapojení v konkrétní stabilizační (posturální) funkci v rámci biomechanického řetězce zcela nedostatečné (Kolář, 2009). Nefunkční stereotypní přetěžování svalu či celé skupiny je

jednou z významných příčin poruch pohybového systému, které mohou přejít v bolestivé syndromy muskuloskeletálního aparátu. Zásadní ochranou měkkých tkání a celého skeletu před chronickým přetěžováním je dosažení pohybu při optimální centraci daných kloubů (Kolář, 2009).

2.10.1 Aplikace DNS

V praktickém nácviku se nejprve cílí na optimální aktivaci HSSP. Jak bylo uvedeno, je nezbytným předpokladem jakéhokoliv pohybu.

Praktický postup pro nácvikové techniky DNS

V cíleném ovlivnění posturální funkce je využíváno obecných principů vyplývajících z centrálních programů vyvíjejících se v průběhu posturální ontogeneze (globální vzory, facilitace, odpor proti plánované hybnosti, centrace opory, centrace a tlak do kloubu).

Cvičení vždy začíná ovlivněním trupové stabilizace, respektive HSSP, jakožto předpokladu pro cílenou funkci končetin.

Cvičení v chronologicky sestavených vývojových posturálně-lokomočních řadách. Integrace svalů do biomechanických řetězců, případně centrálních biomechanických programů umožňuje modulovat automatickou aktivaci svalu v jeho stabilizační funkci.

Při cvičení zvoleného segmentu s cílem ovlivnění jeho síly a stabilizace je třeba respektovat, že zpevnění segmentu je vždy začleněno do globální svalové souhry vyplývající z opory.

Posturální síla musí vždy korespondovat se silou svalů, které pohyb provádějí (fázické svaly).

V opačném případě by byl pohyb realizován náhradním řešením (Kolář a Šafářová, 2009).

V rozvoji stabilizační funkce trupového svalstva ("core") je tedy podstatné cílit nejen na koncentrické posílení svalů (ventrální i dorsální skupina) dle jejich anatomické definice, ale zejména jejich integraci do stabilizační funkce za přesné koordinace s HSSP při paralelní regulaci intraabdominálního tlaku (IAT). Je-li dosaženo potřebné stabilizační funkce, je možné využít přídatných odporových pomůcek (expandery, externí zátěž, medicinbal) (Kolář & Šafářová, 2009; Frank, Kobesová & Kolář, 2013).

Cílem tréninku (terapie) je "posílit pohyb", vytrénovat CNS, aby udrželo centrální kontrolu, kloubní stabilitu a optimální provedení pohybu, které je v nácviku vyžadováno. Opakováním pohybu se v CNS utváří automatický model, který se stane základem pro habituální i sportovní aktivity. Integrace optimálních modelů stabilizace pak vede ke zkvalitnění

pohybových stereotypů a má preventivní vliv na vznik bolestivých syndromů. Kvalita pohybu má pak přímý vliv na minimalizaci nebezpečí vzniku sportovních úrazů a zlepšuje sportovní výkon (Frank, Kobesová & Kolář, 2013).

2.11 Běh

2.11.1 Geneze lokomoce



Obrázek 11. Běh v batolecím věku (foto autor, 2023)

Všeobecně se předpokládá, že lokomoce živočichů je řízena centrálním motorickým programem. Tento program je zakódovaný v programech neuronální sítě. Chůze, běh, let a plavání jsou jako lokomoční pohyb zajišťovány generátorem pohybu jako rytmická reciproční činnost dvou antagonistických svalových skupin (Pauch, 1997).

Běh je charakteristický přítomností letové fáze, která se v motorické ontogenezi vývoje člověka objevuje kolem 35. měsíce života. V ontogenezi představuje objevení letové fáze milník pro přechod z batolecího do předškolního věku (Kučera & Kolář, 1996). V rámci ontogeneze se běh objevuje přibližně 6 - 7 měsíců po dosažení lokomoce chůzí (Whitall & Getchell, 1995). Kučera a Kolář (1996) ve své práci dále uvádějí závěr, že za fyziologický vývoj dítěte lze považovat stav, kdy je letové fáze dosaženo do 36. měsíce věku dítěte, respektive do období dosažení 100 cm výšky postavy. Konstatují, že v opačném případě lze motorický vývoj dítěte považovat za nevyzrálý, opožděný.

Běh je stejně jako chůze vrozeným pohybem lidského druhu. Je komplexním cyklickým lokomočním vzorem (Véle, 2006). Dle Haywooda a Getchella (2014) je běhpokročilejší formou lokomoce, která v ontogenetickém vývoji jedince následuje po chůzi.

Předpokladem jakékoliv bipedální lokomoce jsou dle Vaughan, Davis a O'Connor (1999) nezbytné dvě podmínky:

konstantní působení reakčních sil na plošku pro zajištění opory
cyklický pohyb chodidel z jednoho místa opory k dalšímu.

Při lokomoci během se oproti chůzi vytrácí fáze dvojí opory (double support) a nastává fáze letová. Elementárním předpokladem tedy je, že mezi jednooporovými fázemi nepodpírá tělo ani jedna dolní končetina (Haladová & Nechvátalová, 2010). Odlišná je proto i oscilace těžiště - při chůzi poloha těžiště stoupá až do poloviny středního stojného okamžiku. Při běhu se v tomto okamžiku těžiště nachází nejnižší (Ryšánková et al., 2016). Z tohoto důvodu je pro běh neuplatnitelný model kyvadla, respektive obráceného kyvadla, dějícího se při chůzi, kdy DK plní funkci opěrné páky. V rámci krokového cyklu běhu plní DK funkci pružiny, která při dopadu absorbuje vzniklou energii, čímž tlumí dopad a zároveň energii uloží do tkání pro následovný odraz (Ryšánková et al., 2016). Míra efektivity je v tomto ohledu závislá na načasování pohybu, timingu (Tvrzník & Gerych, 2014).

2.11.2 Technika běhu

Pojem "technika" definuje Dovalil (2009) jako účelný způsobřešení pohybovéhoúoku. Je velmi individuální a v souladu s možnostmidaného jedince, biomechanickýmizákonitostmi pohybu, uskutečňovaný na základě neurofyziologických mechanismů řízení pohybu.

Téma techniky běhu se v komunitě běžců stalo poměrně kontroverzním tématem. Důvodem k tomu jsou v poslední době vzniklé nové trendy jako minimalismus, běh bez obuvi nebo technické směry jako ChiRunning. U pojmu správná technika běhu je třeba udělat rovnítko k pojmu zdravá technika běhu. Kritérium zdravé techniky by u rekreačních běžců mělo převládat nad všemi ostatními. Výkonnostní běžci kladou vyšší nároky na pohybový aparát a měli by proto počítat i s možnými zdravotními komplikacemi(Tvrzník a Gerych, 2014).

Bém a Kerssenbrock (1946) v monografii Lehká atletika shledávají, že "běh je jen jeden, a to rychlý." Ať už se jedná o sprintera, o maratonce, každý se snaží svou distanci urazit v nejkratším možném čase. I proto běží sprinter, středotrač a maratonec stejným způsobem. Odlišují se jen v tempu a rozsahu pohybů. Proti tomuto tvrzení Tvrzník a Gerych (2014) shledávají, že odlišnosti v běžecké technice vyplývají z různé rychlosti běhu, z odlišností terénních a z důvodu odlišné kondiční připravenosti. Muskulturní sprinter nedisponuje technikou lehkonožného maratonce a začátečník s nadváhou neovládne běžecký krok na úrovni elitního vytrvalce.

Tvrzník a Gerych (2014) nabízí ještě pohled skrze kinematiku. Techniku běhu lze posuzovat i na základě kinematického sledování vertikálních a horizontálních výkyvů těžiště. Na základě výsledného rozdílu mezi nejvyšší a nejnižší exkurzí těžiště lze hodnotit techniku běhu (Tvrzník a Gerych, 2014).

Technika běhu je stále více vnímána jako faktor s podstatným vlivem na možný vznik běžeckých zranění. Konkrétně zvýšení sil působících na bérec, síly z dokroku a vertikální zatížení jsou spojovány s možností vzniku stresové zlomeniny tibie (Milner et al., 2006).

Technika běhu se rovněž hodnotí dle vybraných stěžejních kritérií na základě zapojení klíčových částí lidského těla v podstatných fázích krokového cyklu běhu. Při kinematickém popisu sledujeme zejména polohu hlavy a trupu, práci paží, polohu pánve a zapojení kotníků (Tvrzník a Gerych, 2014).

2.11.3 Fáze běžeckého kroku

Běh je cyklický pohyb, u něhož můžeme rozlišit dvě základní fáze:

Fáze opěrná (stance/support phase)

Fáze letová (swing/non-support phase)

2.11.4 Krokový cyklus

Krokový cyklus běhu se dělí do dvou fází - oporné a švihové. Oporná fáze se skládá z iniciálního kontaktu, středního stojného okamžiku a odvalu, který zahajuje fázi švihovou (Puleo&Milroy, 2014). Založení opory (iniciální kontakt) se liší podle běžeckého stylu běžce. Rozlišujeme založení opory přes patu, špičku a celé chodidlo (Ryšánková et al., 2016). Obecně se udává, že na opěrnou fázi připadá 40 % doby jednoho cyklu a na letovou 60 % (Puleo&Milroy, 2014), nicméně jde pouze o přibližný údaj, jehož nejdůležitějším poselstvím je fakt, že letová fáze převažuje. Při snaze o dosažení maximální možné rychlosti je nutné zredukovat tzv. dobu kontaktu se zemí (oporná fáze). Delší opěrná fáze znamená také delší dobu zátěže opěrné končetiny, což způsobuje rychlejší svalovou únavu a zvyšuje riziko zranění. (Hok, 2022)

Na trhu je v dnešní době dostupná řada přístrojů, které poměrně přesně měří parametry týkající se běžecké kinematiky, mezi něž patří i zmiňovaná doba kontaktu se zemí. Nejde ani tak o absolutní hodnoty, přestože i ty mohou leccos prozradit, nicméně signifikantní bývá

porovnání obou dolních končetin. Vyváženost doby kontaktu se zemí je elementární pro “zdravý” běh. Pokud se hodnoty pro levou a pravou dolní končetinu výrazně liší, je to vždy problém, s nímž se musí pracovat. Příčinou nevyváženosti může být akutní zranění, dysbalance či podvědomé odlehčování jedné dolní končetiny po rekonvalescenci. Podobné přístroje dokáží skvěle doplnit videoanalýzu, která je z hlediska diagnostiky stále nejpřínosnější.

Fáze opěrná

Jedná se o koordinačně a silově náročnější fázi, při níž dochází k největší zátěži pohybového aparátu. Zatímco opěrná končetina se musí vypořádat s reakčními silami podložky, švihová noha se balí pod tělo a přesouvá vpřed. Svaly bérce této nohy by měly být víceméně relaxované, což je důležitým znakem ekonomiky běhu. Pokud tomu tak je, noha (špička) je svěšená. Trochu zjednodušeně můžeme fázi stance nazvat jako dynamický stoj na jedné noze. Prvním okamžikem stance phase, tedy fáze, při níž je jedna z končetin běžce v kontaktu s podložkou, je iniciální kontakt (došlap). Právě došlap by měl být veden mírně před vertikálu (kolmici z těžiště na podložku). Dopadající noha by měla být v mírné plantární flexi a mírné supinaci, aby následně mohlo dojít k mírné pronaci, čímž se síla rozloží na celou plochu chodidla a dojde k efektivnímu tlumení nárazu (Milroy&Puleo, 2018).

Po iniciálním kontaktu dochází k celkovému přenesení váhy na opěrnou končetinu a reakční síla podložky je až 3x vyšší než v případě stoje (Nilsson&Thorstensson, 1989). Toto maximální zatížení nastává v okamžiku midstance, resp. ve chvíli, kdy se běžec dostane do tzv. momentu vertikály, což znamená, že se jeho těžiště nachází přesně nad opěrnou nohou (zevní kotník přímo nad trochanterem). Horní končetiny jsou v daný moment přibližně ve stejné pozici. Koleno opěrné dolní končetiny je v mírné flexi, aby bylo schopno “absorpce” působící síly. Kotník je v dorziflexi a náraz je tlumen svaly bérce, zejména m. tibialis anterior a m. triceps surae (Milroy&Puleo, 2018). V rámci plosky hovoříme o tzv. třibodové opoře: malíková hrana, palcová hrana a střed calcaneu.

Midstance je pro výše zmiňované charakteristiky nejdůležitějším okamžikem pro běžeckou diagnostiku, jelikož odhalí posturální nedostatky a často nás dovede k nalezení původu problému daného běžce. Z frontálního pohledu je poměrně snadné sledovat vzájemné vztahy několika rovin, jež by měly být v ideálním případě rovnoběžné. Jedná se o:

- 1) pánevní dno, jehož náklon zjistíme pomocí spojnice obou SIAS
- 2) bránci, kterou kontrolujeme přímkou spojující ramena
- 3) dno ústní dutiny, které nám určí náklon hlavy, takže pomocnou přímkou vedeme jako spojnicí ušních boltců.

Náklon jedné z rovin bývá kompenzován opačným náklonem druhé a v návaznosti dochází i k náklonu třetí roviny. Naší pozornosti by nemělo uniknout ani hlezno, jež by se nemělo nadměrně propadat na vnitřní ani vnější stranu. Důležitým prvkem, na který je záhodno se zaměřit, je tibiální úhel. Jedná se o úhel mezi holení a podložkou. V midstance by měl odpovídat asi 80-90° (Novacheck, 1998).

Fáze mezi iniciálním kontaktem a midstance se nazývá absorpce, během níž dochází k reverzibilní deformaci pohybového aparátu. Tělo běžce si můžeme připodobnit k pružině, která vstřebává a akumuluje energii, již bude moci využít v následné fázi mezi midstance a samotným odrazem (toe-off), kterou nazýváme propulze.

Optimální postavení nohy má díky dlouhým svalovým měřetězcům zásadní vliv na posturu a posturální stabilitu, i přes relativně malou opěrnou bázi. Opěrná báze tedy udává část plochy kontaktu s podložkou, která se podílí na přenosu sil mezi nohou a podložkou. Kvalitnější posturální stability lze pak dosáhnout i jen malým zásahem do biomechaniky nohy přidošlapu (Moon, 2014).

Fáze letová

Odraz by měl začínat s mírně flektovaným kolenním kloubem. Plná extenze není žádoucí a značí spíše prvek speciálního běžeckého cvičení – tzv. odpich. Následovat by měla trojextenze, resp. synchronizovaná extenze v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. V jednu chvíli se obě nohy nachází ve švihové fázi, proto ji v případě běhu můžeme označovat jako fázi letovou. Dochází do jisté míry k “rozbalení” běžeckého kroku, nicméně tělo běžce by mělo být stále v mírném náklonu v kyčelním kloubu a běžec by měl být napasován v tzv. běžeckém válci, resp. v pomyslném, nepříliš širokém prostoru kolem svého těla, jež ideomotoricky zabraňuje prodlužování rozsahu pohybu v předozadní rovině a iniciuje pohyb do roviny vertikální. Letovou fázi si můžeme rozdělit na iniciální a terminální, jež dělí okamžik zvaný midswing, při němž běžec dosahuje amplitudy vertikální oscilace, resp. jeho těžiště se nachází v nejvyšším bodě v rámci celého cyklu. V této fázi registrujeme největší rozsah dolních a samozřejmě i horních končetin. Mírná rotace trupu je přirozená. Letová fáze končí iniciálním kontaktem a běžecký cyklus je tak zakončen.

2.11.5 Frekvence a délka kroku

Vyhodnocováním kinematiky krokového cyklu běhu sledujeme parametry, které jsou stěžejní pro jeho analýzu a kvalitativní hodnocení. Mezi nejčastěji sledované parametry řadíme délku kroku (step), délku dvojkroku (stride) a frekvenci (cadence) běžeckého kroku.

Délkou kroku (step) stanovíme vzdálenost od místa prvního kontaktu se zemí jedné nohy po kontakt nohy opačné (L-P/ P-L). Dvojkrok je pak vyjádřením vzdálenosti od místa prvního kontaktu jedné nohy po kontakt totožné nohy (P-L-P/L-P-L). Lze předpokládat, že si běžec sám optimalizuje parametry běžeckého kroku dle subjektivního pocitu směrem k co možná nejnižší energetické náročnosti. Výzkumy provedené na zkušených běžcích odhalily krok o 3% delší oproti objektivně optimální délce, přičemž u běžců méně zkušených byly rozdíly 8 – 10%. Rovněž frekvence kroku nedosahovala optimálních hodnot (Moore, 2016). Optimální kadence kroku je často diskutované téma, přičemž za optimální lze v hledisku energetické náročnosti považovat kadenci při 180 krocích za minutu (Souza, 2016). Některými studiemi bylo prokázáno, že nárůst frekvence kroku při běhu snižuje vertikální oscilaci těžiště běžce, snižuje velikost brzdících účinků sil působících na běžce v okamžiku založení dokroku a snižuje míru zatížení kloubů dolní končetiny (kyčel, koleno, hlezno). Nárůst kadence běžeckého kroku může ústít ve snížení účinku brzdících sil působících na tělo běžce (Van Gent, 2007, Lieberman, 2010). Níže uvedená přehledová tabulka kvantifikuje světové rekordy porovnáním kadence a délky kroku vzhledem k závodní disciplíně.

Disciplína	Jméno	Výkon	Rok	Kadence (avg)	Kadence (max)	Délka kroku (avg)	Délka kroku (max)	Zdroj
				kroky/min	kroky/min	m	m	
100 m	Usain Bolt	9,58	2009	253,8	282,0	2,47	2,94	(Maćkała & Mero, 2013)
200 m	Usain Bolt	19,19	2009	250,1		2,50	2,63	-
400 m	Wayde v. Niekerk	43,03	2016	227,4	238,8	2,45	2,63	(Škraba, 2016)
800 m	David L. Rudisha	1:40,91	2012	196,2		2,42		-
1500 m	Hicham Guerrouj	3:26,00	1998					
5000 m	Joshua Chentegei	12:35,36	2020	190	198	2,09		Strava, profil: J. Chentegei
10000 m	Joshua Chentegei	26:11,00	2020	189		2,03		-
Maraton	Eliud Kipchoge	2:01:09	2022	186		1,87		JP Gloria

Tabulka 1. Vliv kadence a délky kroku na rychlost (autor, 2023)

2.12 Kinematika běžeckého kroku

Kinematika jakovědní obor se zabývá popisem pohybu těles (dráha, rychlost apod.), přičemž nedefinuje síly, které pohyb způsobují a ovlivňují. Pohybem z hlediska působících sil se zabývá kinetika. Pro kinematickou analýzu pohybu je nezbytné, aby byly komparovány snímky pořízené ve stejném okamžiku krokového cyklu. V kontextu komplexnosti a komplikovanosti je žádoucí vyhodnocovat daný okamžik krokového cyklu ve všech třech anatomických rovinách. Pro objektivní kvalitativní popis pohybu je žádoucí stanovovat normativní data, jakkoliv je pohybový projev vždy významně intraindividuální. Tato data se získávají kinematickými studii realizovaných na rozsáhlém vzorku zdravých probandů. Různost výsledků je ovlivněna zvoleným protokolem a odlišností sledovaného kohorty (Williams, 1985).

Složitější multisegmentální pohyby, jakými jsou například chůze, běh nebo udržování posturální stability, je dle Koláře (2009) možné hodnotit pomocí digitálních videonahrávek. Principem takové diagnostiky je digitální zachycení klíčových segmentů pohybujícího se lidského těla. Ze získaných údajů je následně možné zrekonstruovat provedený pohyb.

Popis sagitální roviny

Variantu dopadu nohy na podklad lze sledovat díky zpomalenému videozáznamu pohybu, respektive jeho sledováním snímek po snímku. Je doporučeno volit variantu snímek po snímku a to z důvodu přesnosti popisu bez ohledu na zkušenost hodnotitele. Definovat tím lze tři varianty dopadu nohy (obuvi) na podklad: přední část nohy (ForeFoot Strike, FFS), střední část nohy (MidFoot Strike, MFS) a patou (RearFoot Strike, RFS) (Souza, 2016).

Dokrok (impakt) je zavzat do oporové fáze běžeckého kroku. Oporová fáze se člení na část pasivní (dokrok, respektive došlap) a aktivní (odraz) (Tvrzník & Gerych). Novacheck (1998) ve své práci nabízí širší a kontextuálnější dělení period běžeckého kroku z pohledu působení sil na akcelerační (generování pohybu) a decelerační (absorpce pohybu), jež lépe korespondují s koncentrickou a excentrickou svalovou kontrakcí. Právě kontrakce excentrická je typická pro dopad po výskoku, respektive pro chytání míče (Lehnert et al., 2010).

Pohledem na běžce z boku sledujeme zejména nastavení trupu vůči pánvi - náklon trupu. Optimálního náklonu trupu je dosaženo paralelním postavením hrudníku a pánve prostřednictvím flexe v kyčelním kloubu, antevertze pánve a napřímením hrudní páteře. Náklon tak probíhá současně v trupu a pánvi, přičemž ostatní výchylky jsou minimalizovány pro zvýšení efektivity pohybu. Sagitální osy brady (mandibula), hrudníku (diaphragma) a pánve (SIAS) jsou rovnoběžné, v art. talocruralis dochází k pasivní dorsální flexi. Tímto je dle Teng (2015) možné předcházet vzniku patelofemorálních bolestí.

Při chůzi a běhu opisuje těžiště člověka ve vertikální a horizontální rovině sinusoidu, jejíž amplituda výchylky je ovlivněná mechanismem chůze (zrychlením pohybu se výchylka zvětší a naopak). Maximální extenze kyčelní kloub dosahuje před okamžikem ToeOff (odraz), v maximální flexi pak v okamžiku midswing (polovina letové fáze). Oproti chůzi tak extenze v kyčelním kloubu nastává se zpožděním. Tím nedochází ke snížení rychlosti dopředného pohybu vlivem prodlužování kroku (Novacheck, 1998) a tím i ke zvýšení flexe v kolenním kloubu, jež dle Dierks (2011) může stát příčinou vzniku femoropatelních obtíží. Nejvyšší flexi v kolenním kloubu zaznamenáme v okamžiku midswing (střední okamžik letové fáze), kde se kloub flektuje k 90 až 105°. Véle (2006) píše, že flexe v kolenním kloubu roste paralelně s rychlostí lokomoce a extenze se naopak snižuje. Dle Stearne (2014) a Kelly

(2018) se míra flexe v kolenním kloubu individuálně liší, přičemž za hlavní faktor odlišnosti lze považovat formu založení opory vyjádřenou tzv. tibiálním úhlem v momentě impaktu. Ta je dalším z podstatných atributů pro kvalitativní popis a hodnocení běžeckého kroku. Z hlediska zdravotní prevence přetížení dolní končetiny a pohybového aparátu je pro založení opory nejméně vhodná situace, kdy se v momentě impaktu nachází zevní/vnitřní kotník před vertikální osou bérce (nadměrná extenze v kolenním kloubu) (Souza, 2016). Pohyb v hlezenním kloubu je velmi diskutovaným tématem. 70-80% vytrvalostních běžců zakládá oporu dokrokem na patu (RFS) (Cavanagh, 1990, Novacheck, 1998), přičemž ve sprintu je dokrok založen dominantně předonožím (Souza, 2016).

2.12.1 Hodnocení transverzální roviny pohybu

Popis pohybu v transverzální rovině je komplikovaný zachycením a popisem rotačních komponent pohybu. Z tohoto důvodu je žádoucí využít k záznamu pohybu více kamer (Novacheck, 1998).

Právě rotace je z pohledu biomechaniky pro tělo podstatná z důvodu energetické účinnosti globálního kontralaterálního vzoru. Horní končetiny vykonávají ve zkříženém vzoru pohyb vždy opačný vůči pohybu dolních končetin, přičemž jako uzlový přenašeč sil mezi končetinami funguje pánevní pletenec. Pánev zevně rotuje na straně švihové dolní končetiny a připravuje se na založení dokroku. Při dopadu (impakt) je pánev v mírné zevní rotaci na straně opěrné nohy s progresí zevní rotace až do okamžiku středního stoje (midstance), kdy je dosaženo maximální zevní rotace. V terminální fázi stoje se pánev začne vnitřně rotovat na straně opěrné DK a v okamžiku odrazu (toe-off) je pánev v neutrální poloze. Vnitřní rotace pánve na straně švihové DK dále pokračuje přes počátek švihové fáze s dosažením maximální vnitřní rotace v okamžiku střední letové fáze (midswing). Poté se pánev začíná opět rotovat zevně na straně DK, která je v závěru své švihové fáze. Naopak dolní končetina je v maximální vnitřní rotaci v úvodu stojné fáze a maximální zevní rotaci v jejím závěru, což umožňuje efektivní udržování rychlosti (Souza, 2016).

V akru končetiny probíhá pronačně-supinační pohyb. Ten má nezastupitelnou úlohu při založení opory a zároveň stabilitu po čas opěrné fáze. Část pohybu nohy v transverzální rovině představuje tzv. footprogressionangle, neboli abdukčně-addukční postavení nohy ve frontální rovině. Zbylá část se projevuje v sagitální rovině jako dorzální/plantární flexe.

Zmíněná supinace se vyjma zakládání opory účastní na generování propulzních sil v okamžiku odrazu (Novacheck, 1998, Lundberg, 2016).

2.12.2 Popis frontální roviny

Analýza frontální roviny pohybu slouží k posouzení posturálního zajištění běžce. V kontextu krokového cyklu se jeví jako stěžejní posouzení šíře opěrné fáze běžeckého kroku ve středním okamžiku opory (midstance). Šíře báze se zpravidla liší v závislosti na intenzitě běhu, zároveň je skloňován její vliv na přetěžování muskuloskeletálního aparátu. Posteriočním pohledem je popisována laterolaterální distance LDK a PDK v okamžiku založení opory. Nadměrná šíře opěrné báze je spojována s rizikem vzniku iliotibiálního syndromu, stresových fraktur a přetížení v oblasti kyčelního kloubu v důsledku jeho nadměrné addukce a kontextuální hyperpronace v subtalárním kloubu (Hetsroni, 2008, Souza, 2016).

Pánevní pletenec

Frontální výchylky pánve sledujeme na úrovni laterolaterálních a kraniokaudálních posunů, jež se projevují při přechodu z letové do stojné fáze krokového cyklu běhu. Laterolaterální posun je spjat s infucíencí stabilizátorů kyčelního kloubu, případně s neoptimální biomechanikou krokového cyklu běhu. Podobně je kraniokaudální zešíkmení pánve spojováno se silovou insuficiencí stabilizátorů kyčle, respektive hlubokého stabilizačního systému páteře. Posuzování obou těchto odchylek při kinematické videoanalýze usnadňuje umístění markerů na SIPS (Souza, 2016).

2.12.3 Kolenní kloub

Popis je opřen o vzájemné postavení kolenních kloubů v jednotlivých okamžicích krokového cyklu. Souza (2016) popisuje jev “kneewindow” udávající míru prostoru mezi kolenními klouby. Nedostatečný prostor a kontakt kolen je dle autora spjat s nadměrnou vnitřní rotací a addukcí v kyčelním kloubu. Zvětšený “kneewindow”, varozitu kolen, rovněž shledává jako rizikový faktor. Jakkoliv shledává diagnostiku jako poměrně jednoduchou, akcentuje na podstatně komplikovanější proces nápravy, vyžadující ovlivnění tonu a stability celé dolní končetiny, respektive postury.

S ohledem na stabilitu dolní končetiny bývá často ostrakizována pronace nohy. Jak je uvedeno výše, je podstatnou součástí při vytváření opory o plosku nohy. Ze zadní projekce pozorujeme zejména její kraniokaudální pohyb, v kontextu hyperpronace míru její everze. Tu je třeba sledovat v jednotlivých fázích od založení dokroku, přes střední fázy stoje, až po odraz. Případné deviace jsou rovněž spojovány s přetěžováním pohybového aparátu a jeho bolestivostí. (Novacheck, 1998).

3 Cíle a úkoly práce

Cíl práce

Cílem této diplomové práce je popsat krokový cyklus běhu v kontextu motorické ontogeneze člověka. Z informačních zdrojů pracujících s tématem vývojové kineziologie zpracuje ucelený text o vlivu založení postury na následovný vývoj lokomočních vzorů chůze a běhu.

Úkoly práce

shromáždění dostupné literatury

sepsání rešeršní části práce

aplikace teorie a empirie v kineziologii běhu

4 Metodika práce

Jedná se o odbornou práci. V práci byla využita metoda kompilace. Bylo čerpáno z relevantních odborných článků s cílem zjištění aktuálních informací o kineziologii běhu pro následovné mezioborové srovnání přístupů k definici a popisu krokového cyklu běhu. V práci byl komparován přístup k deskripci krokového cyklu běhu v kontextu motorické ontogeneze prostřednictvím definice vybraných vývojových fází s přístupem lehkotletickým, orientovaným na běžecou lokomoci jakožto prostředek pohybových aktivit.

5 Výsledky

Předložený teoretický souhrn na cestě hledání optimálního biomechanického vzoru běžeckého kroku odkazuje do raného dětství, do období zakládání posturální funkce, do období vývoje posturální stability. Rozliční autoři jednoduše deklarují přímou závislost mezi kvalitou postury a kvalitou lokomoce. Uvažme jen příklad závislosti vývoje nákročné a oporné funkce v období od 4. do 5. měsíce života dítěte (Cíbochová, 2014, Kolář, 2009) a její transfer, respektive její vliv na později objevenou bipedální lokomoci. Míra osvojení kontralaterálního vzoru v prvních měsících života má přímý dopad na následovný průběh zakládání lokomočních vzorů, a tedy přímý dopad na přechod do vertikály. Prerokvzitou dosažení bipedality v období mezi 9. a 18. měsícem věku (Vařeka, 2009) je posturální vyzrállost ovlivněná předchozími fázemi motorické ontogeneze. Vzorec, kdy starší vývojové fáze ovlivňují mladší, platí i v případě bipedální lokomoce. Po dosažení vertikály si dítě zpočátku osvojuje tzv. kvadrupedální chůzi skrze oporu horních končetin o nábytek (zpravidla) ve frontální rovině. Ve vertikální lokomoci jsou tak aktivovány pohybové vzorce získané před několika měsíci (lokomoce plazením a lezením).

Dítě má mezi 12.-14. měsícem života (Kolář, 2009) dozrát k samostatné bipedální lokomoci, jež má samoobslužný charakter - dítě si z vlastního popudu někam dojde, zastaví se a otočí se (Vojta, 1997), čímž de facto motoricky maturuje. V této fázi vývoje objevuje dle Kirtleyho (2005) do budoucna nejpoužívanější typ lidské lokomoce. Nad to je chůze pomyslnou "pramáti" vzorců pohybového chování jako běh, poskakování, přeskakování, ale i plavání, lyžování nebo jízda na kole. Prvně jmenovaná motorická nadstavba chůze, běžecký krok, se dle Whitall&Getchell (1995) u dítěte objevuje zhruba po půl roce od osvojení chůze. Nezbytnost dosažení letové fáze klade zvýšené posturální nároky na dítě nejen v otázce trojí extenze DK (koncentrická činnost), ale i ve fázi trojflexe DK (excentrická činnost). Tato skutečnost opětovně zvyšuje významnost vlivu posturálního zajištění (HSSP a IAT) v raných fázích motorického vývoje. První pokusy o běh jsou ovšem podobné spíše rychlé chůzi. Jsou prezentovány širokou opěrnou bází, dopadem na celé chodidlo a maximální abdukci horních končetin. Horní končetiny implementuje dítě do hybného stereotypu až s rozvojem stability a rovnováhy. Reciproční pohyb ramen a horních končetin se vyvíjí až kolem třetího roku věku (Haywood&Getchell, 2014).

6 Diskuze

V literatuře se rozliční autoři věnují problematice běžecké lokomoce na úrovni kinematiky (technika běhu, fáze běžeckého kroku, běžecká zranění) bez teoretické opory v konceptu vývojové kineziologie, kterou do praxe pro odbornou i laickou veřejnost uvádí koncept Dynamické muskulární stabilizace dle profesora Koláře. V dalších odstavcích se s argumentačním odkazem na teoretickou část této práce pokusíme hledat aktualizovaná východiska pro jinak konvenční přístup v tréninkově posturální péči o běžce.

6.1 Hyperlordóza

Neoptimální funkce trupu se v běžeckém kroku nejvíce projevuje nadměrnou lordózou v bederní páteři, tzv. hyperlordózou. Tato svalová dysbalance má příčinu v ochablých břišních svalech a zkrácených vzpřimovačích páteře, které překlápí pánev vpřed a dolů. Příčinou jejich zkrácení může být nedostatečné protahování v kombinaci s během po tvrdém povrchu (Tvrzník a Gerych, 2014). Paravertebrální svalstvo je pro běžce velmi důležité, což potvrzuje i situace, kdy nejsou svaly zkrácené, nicméně nemají potřebnou sílu udržet vzpřímený trup (Tvrzník & Gerych, 2014).

Na uvedenou kauzalitu hyperlordózy a snížené svalové flexibility, respektive síly, lze rovněž nahlížet skrze insuficientní funkci hlubokého stabilizačního systému páteře. Podle Koláře et al. (2012) může být regulace IAT a HSSP narušena nedostatečnou posturální funkcí bránice, což zpravidla vede ke zvýšení sil působících na páteř v důsledku kompenzační aktivity povrchových extenzorů páteře a k abnormálnímu postavení hrudníku a žeber v důsledku nerovnováhy mezi horní a dolní aperturou hrudníku. V tomto pohledu je insuficience nitrobřišního tlaku a restrikce funkce HSSP příčinou a napětí povrchového svalstva důsledkem. Synchronizovaná činnost bránice, pánevního dna a břišního svalstva reguluje IAT, čímž zajišťuje posturální stabilitu pánve vůči bederní páteři. Uvedené stabilizační svaly zajišťují dynamickou pevnost páteře v součinnosti s IAT. Tvoří “hluboké jádro” fungující pod automatickým a podvědomým mechanismem řízení (Hodges&Gandevia, 2000).

6.2 Vytažená ramena a omezená práce paží

Technická chyba v podobě příliš vytažených ramen a omezené práce paží se při běhu projevuje zejména zhoršenou prací paží. Jejich rozsah je v ramenním kloubu omezen a dochází tak k pohybu pouze “na prsa”. Z biomechanického hlediska se výrazně snižuje efektivita běhu. Dalším nežádoucím důsledkem jsou ztížené podmínky pro dýchání v důsledku většího sevření hrudníku, až může někdy dojít k “trnutí” šije a celkové strnulosti těla při běhu. Příčinou stojí zpravidla zkrácená horní část trapézového svalu, která vytahuje ramena vzhůru. Náprava spočívá v protahování a uvolňování daného svalu (Tvrzník & Gerych, 2014).

Véle (2006) uvádí, že horní končetiny plní funkci manipulačního/uchopovacího orgánu a člověkuslouží k sebeobsluze, k práci i ke komunikaci. Dylevský (2009) udává, že HKK jsou komunikačním orgánem umožňující spojení s okolím i vlastním tělem. S vyzráváním motoriky v útlém dětství ztrácí převážnou většinu svých lokomočních funkcí a buduje svou funkci manipulační. Jakkoliv jsou HKK významně méně vázány na osový orgán a trup v porovnání s končetinami dolními, neobejdou se bez jeho základní stability, která cílenou manipulaci umožňuje. Kvadrupedální zkřížený krokový cyklus je v rámci ontogeneze sledovatelný v rozličných fázích vývoje - od lezení po čtyřech postupně graduje v chůzi s koordinačně definovaným synkinetickým pohybem HKK (Kračmar, 2002).

V rámci ontogeneze se dostává horní končetina do plné opory (vzporu) kolem 5. měsíce věku, kdy se dítě vleže na břicho opírá najednou o kořen ruky (patu dlaně) a přední část stehna. Hlava se tak zdvihne, těžiště se posouvá níže k pánvi. Tento vývojový stupeň slouží zejména k získání lepší orientace a přehledu o okolním prostředí. Supinační pozice (na zádech) je v tomto věku již posturálně dokonale zajištěna, což umožňuje rozvíjet dechovou a mechaniku a ekonomiku. S jistotou v úchopu přes střední rovinu se otevírá možnost pro otočení dítěte na bok a následné úplné otočení na břicho v 6. měsíci věku (Kolář, 2009). Na konci 6. měsíce je pak uchopovací a opěrná funkce rukou téměř plně rozvinuta. Ve vývoji dítěte se tak otevírá prostor pro přechod do polohy na čtyřech končetinách (Orth, 2009). Vývojové stupně mezi 5. a 6. měsíce života v pozici supinační, na boku i pronační by tak mohly stát jako možná cesta řešení popisovaného kinematického nedostatku o stupeň lépe, neb zohledňují nezbytnost korekce postavení lopatky v kontextu globálním, nikoliv pouze lokálním. Integrace lopatky v ipsilaterální variantě pohybu, kdy se jedna HK nachází v otevřeném kinematické řetězci (fázická) a druhá HK v uzavřeném kinematickém řetězci (opěrná) má vysokou míru výtěžnosti. Fázické HK můžeme v rámci nácviku vytvářet odpor proti plánované hybnosti (respektive excentricky ve variantě reverzibilního pohybu), případně do ní umístit odporový

expander a simulovat ventrálně-dorsální pohyb HK při kontrole plně stabilizované lopatky a aktivovaném HSSP.

6.3 Problémy s odrazem a kyčle jako tlumiče

Pokud se běžci nedaří správně ukončit odrazový nápon, více tak “sedí” a nutně dochází ke zkrácení kroku. V takovém případě je třeba posilovat hýždě a přední stranu stehen a protahovat bedrokyčlostehenní svaly. Uvedený technický nedostatek nevádí u pomaleji běžajících joggerů, jakkoliv nedostatečné zatěžování, resp. neefektivní formování hýždí, může být v jistém ohledu zklamání pro některé ženy. Dámám s u vedeným cílem lze doporučit aktivnější běžecký styl nebo občasné zařazení odrazových cvičení do tréninku. Pokud u výkonnostnějších běžců nefungují v důsledku svalové nerovnováhy kyčle jako tlumiče, musí se opotřebením způsobené impaktem a odrazem nohy amortizovat v kolenních kloubech, což může vést k jejich přetížení (Tvrzník & Gerych, 2014).

Hypertrofii průřezu svalového vlákna gluteálního svalstva je možné nahlížet v kontextu míry flekčně-extenčního rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v průběhu běžeckého kroku. Jak uvádí Nilsson & Thorstensson (1989), po iniciálním kontaktu nastává okamžik zvýšení reakční síly podložky na běžce s až trojnásobkem účinku oproti stojící. Koleno se ve stejné fázi dostává do flexe v rozsahu odpovídajícímu rychlosti běhu, přibližně však 45° (Novacheck, 1998). Je tak zjevné, že rozsah pohybu v kloubech dolní končetiny není zcela vyčerpán a k aktivaci gluteálního svalstva v plném rozsahu nemůže dojít ani v okamžiku midstance a ani v okamžiku toe-off, kdy hýždě svaly koncentrickou kontrakcí extendují kyčelní kloub. Uvažme nad zmíněnou rovněž skutečnost, že míra vertikální oscilace těžiště má dle Novacheck (1998) odpovídat vertikální výchylce o rozsahu 6-8 cm, což je hodnota dosažená již 45° flexí v kolenním kloubu v momentě vertikály. Východiskem mohou být zmíněná odrazová cvičení, případně využití mladších (vyšších) vývojových pozic dle konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace, které jsou spjaté s přechodem do vertikály. Přechod ze šikmého sedu do vysokého kleku a následně do stoje lze považovat za výtěžný v obou hlediscích - na konci 8. měsíce se objevují první pokusy o vzpřímený klek (Kolář, 2009), kterým předchází klek na čtyřech s možným přechodem do tripodu, ve kterém je poprvé angažována plná tříbodová opora plosky nohy (palcová hrana - malíková hrana - pata), jež v terminální fázi zvednutí z vysokého kleku do stoje provádí odraz se supinací předonoží a odvalem palce (Vařeka, 2009).

7 Závěr

Cílem práce bylo popsat krokový cyklus běhu v kontextu motorické ontogeneze člověka. Cíl práce byl splněn. Úkoly práce byly splněny.

V práci bylo opakovaně akcentováno, že dosažení letové fáze v běžeckém kroku je geneticky podmíněnou vývojovou etudou v životě člověka. Představuje poslední střípek pomyslné ontogenetické mozaiky, na jejímž podkladě se buduje lidská lokomoce prostřednictvím programů centrálního nervového systému. Práce vysvětluje, že centrální kontrola posturálně-lokomoční funkce se angažuje již v prvním roce života právě díky geneticky zakódovaným programům. Paralelně s tím, jak sílí muskuloskeletální aparát v průběhu prvního roku života s cílem přemoci gravitaci a dosáhnout na bipedalitu, sílí rovněž funkční řízení na úrovni CNS. Funkce formuje orgán - programová informace je přetavená v konkrétní morfologický tvar, respektive konkrétní formát pohybu.

Studie citované v textu této práce potvrzují ontogenetický vliv běžecké lokomoce na pozdější vývoj jedince. Je zdůrazněno, že kontralaterální krokový cyklus chůze a běhu stojí jako rozcestník pro vyspělejší formy lokomoce - skok, plavání apod. Běžecký krok vyrůstá z komplexní platformy vývoje postury a lokomoce s jasně danými kineziologickými matricemi. V očích trenérů, lektorů a terapeutů by tak zpozorované biomechanické nedostatky byly efektivně odstranitelné a rozvíjitelné nejen prostřednictvím zažitého konceptu rozvoje síly ve fázickém pohybu, rozvojem koncentrické složky pohybu, ale právě skrze ovlivnění kvality posturálního zajištění, respektive skrze ovlivnění kvality opěrné fáze běžeckého kroku. Text vysvětluje, že lokomoce člověka se v raném dětství rozvíjí směrem od centra k periférii, počínaje respirací a konče odrazem do skoku, letu. Jakkoliv se v sekundární péči o běžce detekuje zejména kvalita lokomoční funkce periferie, je nezbytně nutné nahlédnout a vyhodnotit dle výše uvedeného textu i stav posturální kondice.

Hlavní limitací této práce je nedostatečné množství potřebné literatury a relevantních zdrojů věnujících se tématu rané bipedální lokomoce batolat v hledisku kineziologickém i kinematickém. Původním záměrem bylo částečně rozšířit teoretickou bázi konceptu vývojové kineziologie o poznatky z dílčích studií o lokomoci batolat, přičemž v průběhu sestavování práce bylo zjištěno, že v této problematice je poměrně značný prostor pro realizaci výzkumu vlastní cestou.

8 Seznam použité literatury

- Bém, J., & Kerssenbrock, K. (1946). *Lehká atletika*. Praha: Mladá Fronta.
- Burnett, C. N., & Johnson, E.W. (1971). Development of Gait in Childhood: Part II. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 13(2), 207–215. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-8749.1971.tb03246.x
- Cavanagh, P. R. (1990). *Biomechanics of distance running*. 1. Champaign, IL: Human Kinetics Books. ISBN 0-87322-268-7.
- Cíbochová, R. (2004). *Psychomotorický vývoj dítěte v prvním roce života. Pediatrie pro praxi* [online]. Praha: Solen, No. 6 [cit. 2008-03-04]. Dostupné na www: <<http://www.pediatriepropraxi.cz/artkey/ped-200406-0007.php>>
- Čápová, J. (2008). Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“. Ostrava: Repronis.
- Čech, Z. & Tlapák, P. (2010). Koncepce centračně-stabilizačních posilovacích cvičení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 181 - 187.
- Demeková, J. (2023). *Ústní sdělení*. 2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy, 14.4.2023.
- Dierks, T. A., K. T. Manal, J. Hamill, & I. Davis, (2011). Lower Extremity Kinematics in Runners with Patellofemoral Pain during a Prolonged Run. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 43(4), 693-700 [cit. 2021-03-15]. ISSN 0195- 9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e3181f744f5
- DNS skripta* (2017). <https://is.muni.cz/el/fsps/jaro2019/sbp2257/um/DNS.pdf>
- Dovalil, J. a. (2009). *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia.
- Druga, R. (2017). Centrální mechanismy řízení motoriky. In Švestková, O., Angerová, Y., Druga, R, Pfeiffer, J., & Votava, J. (2017). *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada Publishing, pp. 65-150.
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2009.
- Frank, C., Kobesová, A., & Kolář, P. (2013). Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 8(1), 62-73.

- Green, E., M. et al. (1993). The chailey standing support for children and young adults with motor impairment: a developmental approach. *British journal of occupational therapy*. [online]. 56 (1), s. 13-18. [cit. 2022-02-20]. ISSN: 1477-6006. Dostupné z: <http://bjo.sagepub.com/content/56/1/13.full.pdf+html>
- Gúth, A. (2004). *Vyšetřovací metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth.
- Haladová, E., & Nechvátalová, L. (2010). *Vyšetřovací metody hybného systému*. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, pp. 92-127.
- Haywood, K. M., & Getchell, N. (2014). *Life span motor development*. B.m.: Human Kinetics. ISBN 9781450496193.
- Hetsroni, I., Finestone, A., Milgrom, C., Ben-Sira, D., Nyska, M., Mann, G., Almosnino, S., & Ayalon, M. (2008). The Role of Foot Pronation in the Development of Femoral and Tibial Stress Fractures: A Prospective Biomechanical Study. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. s. 18-23 [cit. 2021-08-14]. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/JSM.0b013e31815ed6bf
- Hodges, P.W., & Gandevia, S.C. (2000). Changes in intra- abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol*, 89(3), 967–976.
- Hok, D. (2022). VŠE NA TÉMA: Dynamika běhu (vertikální oscilace, kadence, DKZ aj.). *Hodinky-365.cz*. Retrieved May 22, 2023, from <https://www.hodinky-365.cz/blog/bezecka-dynamika-chytre-hodinky>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(2), ii7- ii11. <https://www.dns-cz.com/o-dns>
- Chan, C., & Rudins, A. (1994). [obrázek] Foot Biomechanics During Walking and Running. *Mayo Clinic Proceedings* [online]. s. 448-461 [cit. 2021-11-03]. ISSN 00256196. Dostupné z: doi:10.1016/S0025-6196(12)61642-5
- Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V.S. (2018). Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 12 [cit. 2022-08-30]. ISSN 1662453X. Dostupné z: doi:10.3389/fnins.2018.00171
- Janda, V. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada.

- Kelly, L., D. Farris, G. Lichtwark, & A. Cresswell, (2018). The Influence of Foot-Strike Technique on the Neuromechanical Function of the Foot. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. s. 98-108 [cit. 2022-08-15]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000001420
- Kermoian, R., Johanson, M. E., Butler, E. E., & Skinner, S. (2006). Development of gait (pp. 119-130). In J. Rosse & J. G. Gamble (Eds.), *Human walking* (3rd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kirtley, C. (2005). *Churchill Livingstone*. Clinical gait analysis: theory and practice. New York: Elsevier.
- Kolář, P., Šulc, J., Kyncl, M., Sanda, J., Cakrt, O., Andel, R., Kumagai, K., & Kobesova, A. (2012). Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 42(4):352–62.
- Kolář, P. & Lewit, K. (2005). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 6(5), 270-275.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(4), 155-170.
- Kolář, P. (2007). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře - terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 14(1), pp. 3-17.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd., Praha: Galén.
- Kolář, P., & Šafářová, M. (2009). *Dynamická neuromuskulární stabilizace*. In *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P., & Kobesová, A. (2010). Postural–locomotion function in the diagnosis and treatment of movement disorders. *Clinical Chiropractic*. **13**(1), 58-68. ISSN 14792354. Dostupné z: doi:10.1016/j.clch.2010.02.063
- Komárek, V.; Zumrová, A.; et al. *Dětská neurologie*. Vybrané kapitoly. 2. vydání. Praha: Galén, 2008. ISBN 978-80-7262-492-8
- Kračmar, B. (2002). *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku. Praha: Triton.
- Kračmar, B., Chrástková, M., & Bačáková, R. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Vydání první. Praha : Univerzita Karlova, Nakladatelství Karolinum.

- Kučera, M., & Kolář, P. (1996). Význam stanovení zvládnutí letové fáze kroku pro výběr pohybové stimulace dítěte. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. (4), 145–147.
- Langmeier, J., & Krejčířová, D. (2006). *Vývojová psychologie*. 2. aktual. vyd. Praha: Grada.
- Lébl, J., Provazník, K., & Hejčmanová, L. (2007). *Preklinická pediatrie*. 2. přepracované vydání. Praha: Galén.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vyd, Praha: Sdělovací technika.
- Lieberman, D., M. Venkadesan, W. Werbel, A. Daoud, S. D'andrea, I. Davis, R. Mang'eni, & Y. Pitsiladis, (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* [online]. pp. 531-535 [cit. 2022- 09-10]. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/nature08723
- Lopes, A., Hespanhol, L., Yeung, S., & o Costa, L. (2012). What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries?. *Sports Medicine* [online]. s. 891-905 [cit. 2020-09-06]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/BF03262301
- Lord, R., & Menz, H. (2000). Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*. 46(6), pp. 306-310.
- Lundberg, A., I. Goldie, B. Kalin, & Selvik, G. (2016). Kinematics of the Ankle/Foot Complex: Plantarflexion and Dorsiflexion. *Foot & Ankle* [online]. s. 194- 200 [cit. 2022-08-13]. Dostupné z:doi:10.1177/107110078900900409
- Lusardi, M., M., & Nielsen, C., C. (2007). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2nd ed. Elsevier Inc.
- Malátová, R. (2006). Význam hlubokého stabilizačního systému páteře. *Studia Kínanthropologica*. , roč. 7, č.2, s. 89-96. [online]. [cit. 2022-06-11-05-21]. Dostupné z:http://www.pf.jcu.cz/stru/katedry/tv/SK_vol_7_2007_2.pdf
- Milner, C.E., Ferber, R., Pollard, C.D., Hamill, J., & Davis, I.S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc*, 38(3), 23–8.
- Milroy, P., & Puleo, J. (2018). *Running Anatomy*. Human Kinetics.
- Moon, D., K. Kim, & S. Lee, (2014). Immediate Effect of Short-foot Exercise on Dynamic Balance of Subjects with Excessively Pronated Feet. *Journal of Physical Therapy Science*

[online]. 26(1), 117-119 [cit. 2022-03-22]. ISSN 0915-5287. Dostupné z:
doi:10.1589/jpts.26.117

Moore, I. S., (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine* [online]. 46(6), 793-807 [cit. 2022-03-23]. ISSN 0112-1642. Dostupné z:doi:10.1007/s40279-016-0474-4

Mužík, V., Nováček, V., & Kopřivová, J. (2000). *Vybrané kapitoly z teorie a didaktiky tělesné výchovy*. Brno: MU. Učební text.

Novacheck, T. F., (1998). The biomechanics of running. *Gait and Posture* [online]. s. 77-95 [cit. 2022-07-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(97)00038-6

Orth, H. (2009). *Dítě ve Vojtově terapii: příručka pro praxi*. 1. vyd. České Budějovice: Kopp.

Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine*. 13(4), 843–863.

Pauch, Z. (1997). Analýza Parkinsonské chůze jako východisko pro reedukaci lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4(3), pp. 103 – 105.

Pometlová, M., & Nohejlová, K. (2015). Fyziologie a patofyziologie pohybu. In ROKYTA, Richard, 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing. s. 454-465. ISBN 978-80-247-4867-2.

Pontzer, H., Holloway III, J.H.I, Raichlen,D.A., & Lieberman, D.E. (2009). Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology* [online]. s. 523 - 534 [cit. 2022-07-14]. ISSN 00220949.Dostupné z: doi:10.1242/jeb.024927

Puleo, J., & Milroy, P. (2014). *Běhání - anatomie*. Brno: CPress. s. 25-79 ISBN 978-80-264-0358-6.

Ryšánková, L., Chrástková M. & Kračmar, B. (2016). Lidská lokomoce prostřednictvím pletence pánevního. In Kračmar, B., Chrástková, M., & Bačáková, R. (2016). *Fylogeneze lidské lokomoce*. Vydání první. Praha : Univerzita Karlova, Nakladatelství Karolinum.

Souza, R. B., (2016). An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. s. 217-236 [cit. 2021-11-02]. ISSN 10479651. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmr.2015.08.006

Stearne, S., J. A. Alderson, B. Green, C. Doneely, & Rubenson, J. (2014). Joint Kinetics in Rearfoot versus Forefoot Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. s.

- 1578-1587 [cit. 2022-08-15]. ISSN 0195-9131. Dostupné z:
doi:10.1249/MSS.0000000000000254
- Rehabilitation Prague School (2013a). Developmental Positions.
<https://www.rehabps.com/posters.html>
- Rehabilitation Prague School (2013b). Stabilization. <https://www.rehabps.com/posters.html>
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13(3), 112 - 124.
- Teng, H., & C. Powers, (2015). Influence of Trunk Posture on Lower Extremity Energetics during Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. s. 625- 630 [cit. 2021-11-02]. ISSN 0195-9131. Dostupné z:doi:10.1249/MSS.0000000000000436
- The development of mature gait DH Sutherland, R Olshen, L Cooper and SL Woo J Bone Joint Surg Am. 1980
- Tvrzník, A., & Gerych, D. (2014). *Velká kniha běhání*. Praha: Grada. Sport extra. s. 111.
- Valouchová, P. & Kolář, P. (2009). Vyšetření posturálních funkcí. In P. Kolář (Ed.), *Rehabilitace v klinické praxi* (pp. 48-50). Praha: Galén.
- Van Gent, R. N., D. Siem, M. Van Middelkoop, A. G. Van Os, S. M. A. Bierma-Zeinstra, B. W. Koes, & J. E. Taunton, (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review comentary. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 41(8), 469-480 [cit. 2022-09-06]. ISSN 0306-3674. Dostupné z:
doi:10.1136/bjism.2006.033548
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I. část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. Monografie..
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & Ó'Connor, J. C. (1999). *Dynamics of human gait*, 2nd ed. Cape Town: Kiboho Publishers.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F., (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2., rozšíř. a přeprac. vyd.* Praha: Triton.

Vojta, V. & Peters, A. (1995). *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing.

Vojta, V. (1997). Vyjadřovací schopnost vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1997(1), pp. 7-10.

Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip: Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi* (3rd ed). Praha: Grada Publishing.

Vývojová kineziologie. [online]. [cit. 2022-05-17]. Dostupné z: <<http://www.rl-corpus.cz/kineziologie.htm>>

Whitall, J., & Getchell, N. (1995). From Walking to Running: Applying a Dynamical Systems Approach to the Development of Locomotor Skills. *Child Development* [online]. B.m.: John Wiley & Sons, Ltd (10.1111), 66(5), 1541–1553 [vid. 2022-07-13]. ISSN 0009-3920. Dostupné z: doi:10.1111/j.1467-8624.1995.tb00951.x

Wille, C. M., R. L. Lenhart, S. Wang, D. G. Thelen, & B. C. Heiderscheit, (2014). Ability of Sagittal Kinematic Variables to Estimate Ground Reaction Forces and Joint Kinetics in Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online].

Williams, K. R., (1985). Biomechanics of running. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. 13(1), 389–442. Dostupné z: doi:10.17832/isc.2013.23.1.4

Seznam obrázků

Obrázek 1. 3.měsíc

Obrázek 2. 4,5.měsíc

Obrázek 3. 6.měsíc

Obrázek 4. 7.měsíc

Obrázek 5. 8.měsíc

Obrázek 6. 9.měsíc

Obrázek 7. 11.měsíc

Obrázek 8. 12.měsíc

Obrázek 9. Postura

Obrázek 10. Brániční dech

Obrázek 11. Běh v batolecím věku

Seznam tabulek

Tabulka 1. Vliv kadence a délky kroku na rychlost