

UNIVERZITA KARLOVA

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Jan Dvořák

Fyziologické pohyby páteře při lokomoci

Diplomová práce

Praha 2021

Autor práce: Bc. Jan Dvořák

Vedoucí práce: PhDr. Marcela Šafářová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Šárka Špaňhelová

Datum obhajoby: 2021

Bibliografický záznam

DVOŘÁK, Jan. Fyziologické pohyby páteře při lokomoci. Praha, Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2021. 75 s. Vedoucí diplomové práce PhDr. Marcela Šafářová, Ph.D.

Abstrakt

Diplomová práce Fyziologické pohyby páteře při lokomoci se zabývá vztahem lokomoce, časoprostorových vlastností chůze a pohybů páteře. Teoretická část práce shrnuje poznatky o fylogenetickém a ontogenetickém vývoji páteře. V práci jsou rozebírané vlivy, jež ovlivňují hybnost páteře od intrauterinního vývoje až po stáří. Hlavní část teoretické části je věnována přehledu studií zkoumající pohyby páteře při lokomoci člověka.

Experimentální část byla realizována testováním skupiny mladších (24.6 ± 3.6 let) a starších dospělých (43.5 ± 4.6 let). Každá skupina čítala 8 žen a 8 mužů. Celkem bylo testováno 32 dobrovolníků. Všem byla změřena Ottova distance na páteři, rotace hrudní páteře, 95% COP ve stoji a časoprostorové údaje chůze pomocí Zebris Rehawalk FDM-T. Poté byla aplikována terapie na hrudník s cílem ovlivnit dynamiku její hybnosti. Nakonec bylo provedeno kontrolní měření všech dobrovolníků.

Statistické zpracování dat prokázalo statisticky významný efekt terapie na Ottovu distanci u skupiny mladších i starších dobrovolníků. Dále zapříčinila aplikovaná intervence prodloužení krokového cyklu, zvýšení maximum force 1 a 2 a prodloužení length of gait line u skupiny starších dobrovolníků.

Předkládaná práce prokazuje efekt fyzioterapeutické intervence zaměřené na oblast hrudníku a hrudní páteře. Efekt se projevil zejména u starších dobrovolníků. Tedy u těch dobrovolníků, u kterých již může být chůze ovlivněna fyziologickým stárnutím organismu. Na základě výsledků lze předpokládat, že takováto intervence má pozitivní vliv na muskuloskeletální systém stárnoucích osob a je vhodným prostředkem k optimalizaci zátěže kladené na kyčelní a kolenní klouby při chůzi.

Klíčová slova

Pohyby páteře, lokomoce, analýza chůze, terapie hrudní páteře

Bibliographical record

DVOŘÁK, J. *Physiological movements of the spine during locomotion*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine 2021. 75 p. Thesis supervisor PhDr. Marcela Šafářová, Ph.D.

Abstract

The diploma thesis *Physiological movements of the spine during locomotion* deals with the relationship between locomotion, spatiotemporal properties of gait and spinal movements. The theoretical part of the work summarizes the knowledge about the phylogenetic and ontogenetic development of the spine. The paper discusses the influences that affect the motility of the spine from intrauterine development to old age. The main part of the theoretical part is devoted to an overview of studies examining the movements of the spine during human locomotion.

The experimental part was performed by testing a group of younger (24.6 ± 3.6 years) and older adults (43.5 ± 4.6 years). Both groups consisted of 8 women and 8 men. A total of 32 volunteers were tested. Otto's spine distance, thoracic spine rotation, 95% COP standing, and spatiotemporal gait data were measured using a Zebris Rehawalk FDM-T. Thereafter, therapy was applied to the chest to affect the dynamics of movement. Finally, control measurements of all volunteers were performed.

Statistical data processing showed a statistically significant effect of therapy on Otto's distance in a group of younger and older volunteers. Furthermore, the applied intervention caused a prolongation of the step cycle, an increase in the maximum force 1 and 2 and an extension of the length of gait line in a group of elderly volunteers.

The presented work demonstrates the effect of physiotherapeutic intervention focused on the chest and thoracic spine. The effect is manifested especially in older volunteers, volunteers in whom walking may already be affected by physiological aging of the organism. Based on the results, it can be assumed that such an intervention has a positive effect on the musculoskeletal system of aging people and is a suitable means of optimizing the load on the hip and knee joints when walking.

Keywords

Spine movement, walking, gait analysis, thoracic spine treatment

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením PhDr. Marcely Šafářové, Ph.D. Uvedl jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze

Poděkování

Na prvním místě bych rád poděkoval vedoucí práce PhDr. Marcele Šafářové, Ph.D. za cenné rady, připomínky a konzultace. Dále bych chtěl poděkovat všem dobrovolníkům za účast a spolupráci při měření. V neposlední řadě děkuji MUC. Kateřině Šiškové za korekturu textu a Bc. Martinu Povišerovi za úvod do statistického zpracování dat.

Obsah

ÚVOD	10
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	11
1.1 FYLOGENETICKÝ POHLED NA VÝVOJ PÁTEŘE ČLOVĚKA.....	11
1.2 ONTOGENEZE ČLOVĚKA A PÁTEŘE	12
1.3 POHYBY PLODU	14
1.4 POSTNATÁLNÍ VÝVOJ PÁTEŘE.....	15
1.5 DOSPÍVAJÍCÍ PÁTEŘ	17
1.6 DOSPĚLÁ PÁTEŘ	18
1.7 STÁRNOUCÍ PÁTEŘ	18
1.8 ZPŮSOBY MĚŘENÍ HYBNOSTI PÁTEŘE	19
2 FYZIOLOGICKÉ POHYBY PÁTEŘE PŘI CHŮZI	21
2.1 OBECNÁ PRAVIDLA POHYBLIVOSTI PÁTEŘE	21
2.2 CHŮZE V ZAHRANIČNÍ LITERATUŘE.....	21
2.3 STUDIE ZABÝVAJÍCÍ SE POHYBLIVOSTÍ PÁTEŘE PŘI BIPEDÁLNÍ LOKOMOCI.....	22
2.4 STÁRnutí A POHYBY PÁTEŘE PŘI CHŮZI	25
2.5 ŘÍDÍCÍ SYSTÉMY A CHŮZE.....	25
2.6 VLIV PLETENCE RAMENNÍHO A POHYBU HORNÍCH KONČETIN NA CHŮZI A PÁTEŘ	26
2.7 VLIV PLETENCE PÁNEVNÍHO A POHYBU DOLNÍCH KONČETIN NA CHŮZI A PÁTEŘ	27
2.8 KINEZILOGICKÁ SPECIFIKA BĚHU	27
2.9 POROVNÁNÍ KINEZIOLOGIE BIPEDÁLNÍ A KVADRUPEDÁLNÍ LOKOMOCE	28
3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST PRÁCE	29
3.1 CÍLE A HYPOTÉZY	29
3.2 METODIKA	30
3.3 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO VZORKU.....	30
3.4 METODIKA VYŠETŘENÍ.....	31
3.5 VYŠETŘENÍ POMOCÍ PŘÍSTROJE ZEBRIS REHAWALK FDM-T.....	33
3.6 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	34
4 VÝSLEDKY	35

4.1	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY H1	35
4.2	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY H2	36
4.3	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY H3	37
4.4	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY H4	38
4.5	OVĚŘENÍ HYPOTÉZY H5	40
4.5.1	<i>Sledovaný parametr H5A</i>	40
4.5.2	<i>Sledovaný parametr H5B</i>	41
4.5.3	<i>Sledovaný parametr H5C</i>	42
4.5.4	<i>Sledovaný parametr H5D</i>	43
4.5.5	<i>Sledovaný parametr H5E</i>	44
5	DISKUZE	45
5.1	DISKUZE K TEORETICKÉ ČÁSTI	45
5.2	DISKUZE K EXPERIMENTÁLNÍ ČÁSTI	47
5.3	LIMITY EXPERIMENTÁLNÍ ČÁSTI PRÁCE	51
	ZÁVĚR	52
	REFERENČNÍ SEZNAM	53
	SEZNAM OBRÁZKŮ	64
	SEZNAM GRAFŮ	65
	SEZNAM TABULEK	66
	SEZNAM PŘÍLOH	68

Seznam zkratek

C	Cervikální
CT	Computed tomography
Č	Číslo
FDM-T	Force Distribution Measurement - Time
L	Lumbální
RTG	Rentgen
T	Torakální

Úvod

Lidská kostra prošla v průběhu evoluce zásadními proměnami. Jedinečné anatomické dispozice přináší mnoho benefitů. Bohatá pohybová variabilita však nepřináší pouze výhody. Lidská populace čelí obtížím, jejichž analogii u kvadrupedů nepozorujeme. Potýkáme se například s idiopatickou skoliózou páteře nebo vysokou prevalencí imobilizujících bolestí zad.

Uspořádání a funkční propojení skeletu nám umožňuje jedinečnou formu pohybu, bipedální lokomoci. Jedinec musí projít zákonitou motorickou ontogenezí počínající novorozeneckým stádiem, kdy novorozenec postrádá jakoukoliv lokomoční schopnost. Přes kvadrupedální lokomoci kojence a chůzi ve frontální rovině až po nejprve nezralou, později zralou bipedální chůzi.

Centrum lidské kostry tvoří osový orgán. Propojuje dolní končetiny s horními. Je jedním z klíčových segmentů umožňující nám pohyb ve vertikále. Napřímená páteř umožňující intersegmentální rotabilitu obratlů je jedním ze základních předpokladů správného motorického vývoje.

Studium hybnosti páteře při lokomoci je složité. Osy hybnosti páteře se nachází hluboko pod povrchem těla. Páteř je navíc soustava segmentů tvořená jednotlivými obratli, kde každý segment disponuje různým potenciálem hybnosti ve frontální, transverzální i sagitální rovině.

Cílem teoretické části práce je předložit komprehenzivní přehled vývoje pohyblivosti lidské páteře počínaje intrauterinním vývojem, přes dětský věk, až po kostru dospělého jedince. Zároveň informovat o možnostech měření pohyblivosti páteře při lokomoci využívaných v kineziologických a biomechanických studiích. Část textu se věnuje výsledkům měření pohyblivosti páteře zdravých, dospělých lidí při chůzi. Nakonec je v práci vyhodnocen vliv dolních a horních končetin na hybnost páteře při chůzi, kineziologická specifika běhu a kineziologické porovnání bipedální a kvadrupedální chůze.

Experimentální část je zaměřena na ozřejmění vlivu hybnosti hrudní páteře v sagitální a transverzální rovině a na časoprostorové parametry stoje a chůze měřitelné pomocí přístroje Zebris Rehawalk FDM-T.

1 Přehled teoretických poznatků

1.1 Fylogenetický pohled na vývoj páteře člověka

Člověk je jediný savec pohybující se pouze prostřednictvím dvou končetin. Lidská kostra se musela v průběhu evoluce úzce specializovat pro bipedální lokomoci. Lokomoční schopnost horních končetin se vyvinula ve funkci jemné motoriky. Páteř pak musí odolávat tíhovým silám ve své vertikále.

Lidská vývojová linie patří svou kosterní morfologií do kmene strunatců, pro které je charakteristická přítomnost chordy dorsalis. U člověka přetrvává pozůstatek chordy dorsalis ve formě nucleus pulposus obratlového disku. Páteř člověka je typicky dvou esovitě prohnutá. Tvoří ji čtyři segmenty morfologicky podobných obratlů, kterých má člověk 33-34. Různé segmenty zajišťují pro svou tvarovou specifitu pohyb v rozdílných rovinách.

Nejde pouze o vývoj kostry jako takové. V průběhu evoluce hominidů se vyvíjela kostra osového orgánu společně s vývojem nervové soustavy. Již před 3,6 miliony let měl náš předek *Australopithecus afarensis* krční míchu vyspělou stejně jako dnešní člověk. Poznatky ze studia fosilií naznačují, že tito předci disponovali neuroanatomickým potenciálem pro cílenou jemnou motoriku rukou blízkou vyspělému člověku. Což vlastně potvrzuje kosterní anatomie ruky a paže. Podobně je tomu tak u *Homo erectus*, u kterého dospěla hrudní mícha před 1,8 miliony let na úroveň, která je známá u člověka i dnes. Hrudní mícha prošla rozvojem pro umožnění preciznější motorické kontroly dechových pohybů při respiraci. (Meyer, 2016)

Studium evoluce obratlů a páteře je pro fragilitu obratlů komplikované. Fragilní segmenty kostry lze objevit fosilizované výjimečně. Navíc jsou obratle metamerické, to tvoří jejich anatomickou determinaci a studium složité. (Franciscus, 2002) Bipedální lokomoce je považována za jednu z prvních autapomorfii objevujících se u hominidů. Dle Lovejoye (2005, 2007) jsou prvními strukturami adaptovanými pro bipedální chůzi kyčelní a kolenní klouby, včetně páteře. Pilbeam (2004) označuje dokonce jako první možnou adaptaci na bipedální chůzi změnu morfologie týkající se právě páteře.

Williams a Russo (2015) uvádí ve své studii nejdůležitější aspekty morfologických změn páteře ve vývoji hominidů. Prvním důležitým milníkem ve vývoji páteře byla ztráta ocasu, která je datována do období před 18,5 miliony let. Ocas se v průběhu evoluce postupně zkracoval. Období

ztráty ocasu u hominidů lze odečíst z fosilních pozůstatků, ovšem přímý důvod ztráty ocasu není znám.

Druhá evoluční změna páteře nastala v počtu obratlů. Pokud si odmyslíme úbytek obratlů tvořících ocas, nejedná se o úbytek jako takový, ale došlo ke změně v počtu segmentálních obratlů páteře. Svou funkci změnila dva presakrální obratle, jeden thorakální a jeden lumbální nebo dva lumbální, které dotvořily sakrum v synostózu pěti obratlů. (Russo, 2015)

Třetí zásadní adaptace páteře reagují na její vzpřímení. Na pozůstatcích vyhynulých hominidů lze pozorovat postupné zužování hrudníku v sagitální rovině a rozšiřování ve frontální rovině, které je především dáno zvětšením a zvýrazněním angulus costae a rozšířením hrudní kosti. Dále hraje roli posun hrudních obratlů ventrálně mezi žebra a zmenšení bederní části páteře v kraniokaudálním rozměru. Pro zlepšení stability lumbální páteře přispěl právě úbytek počtu bederních obratlů a reorganizace epaxiálního svalstva. Na změnu tvaru hrudníku a páteře reagují pletence horních končetin prodloužením klíčních kostí a posunem lopatek dorzálně. (Williams a Russo, 2015)

1.2 Ontogeneze člověka a páteře

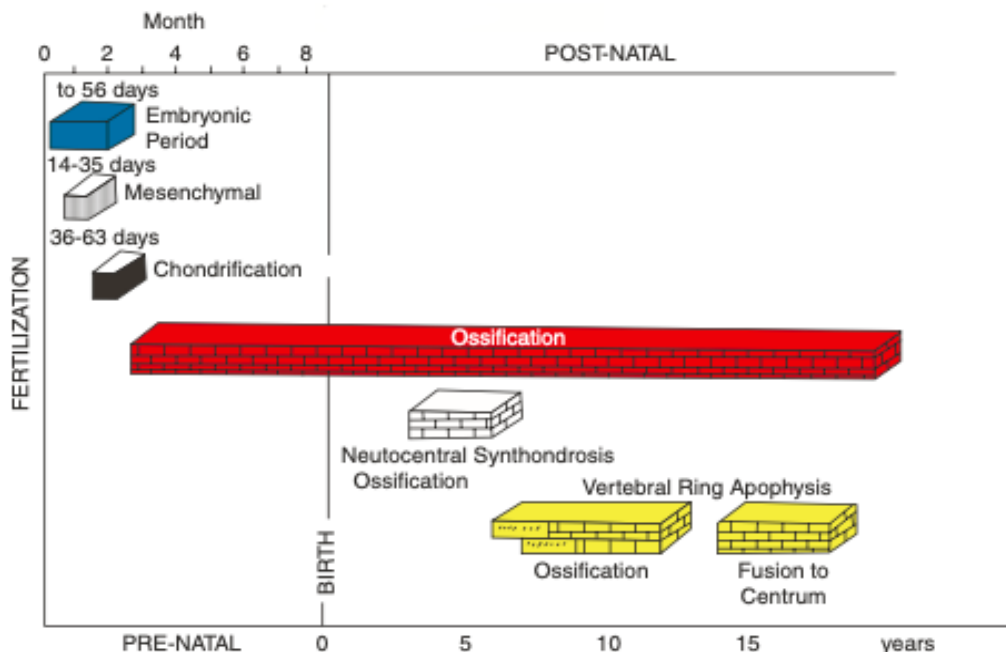
Páteř každého jedince prochází vývojem, který má nepochybně vliv pro její konečnou architekturu a pohyblivost. Vital a Cawley (2020) rozdělili vývoj páteře do tří hlavních milníků. Jedná se o období embryologického, fetálního a postnatálního vývoje. Růst obratlů probíhá enchondrální osifikací. Nejprve začíná mesenchymálním krokem a následuje chrupavčitý krok. Osifikace začíná brzy v třetím měsíci intrauterinně a pokračuje přibližně dalších 15 let.

Embryonální vývoj je vymezen na 60 dní od početí. V embryonálním vývoji dochází během 8 týdnů k založení míchy a jejich kořenů a zároveň k formování obratlů. Růstové chrupavky mají ve vývoji hierarchicky jasné načasování v závislosti od aktivace nebo inaktivace náležitých genů.

Splynutím dvou gamet vzniká zygota, ta se opakovaně, mitoticky dělí. Vznikají blastomery. Z 12-15 blastomer se formuje morula. Uprostřed moruly se objevuje dutina vyplněná tekutinou. Tím se z moruly stává blastocysta. Tekutina rozděluje blastomery na dvě části. Na vnitřní část buněk (embryoblast) a vnější část buněk (trofoblast). Blastocysta se uchytí na epitelu endometria a trofoblast proliferuje a diferencuje se v cytotrofoblast a syncytiotrofoblast. Embryoblast se také diferencuje ve dvě vrstvy, epiblast a hypoblast. Mezi 11. a 12. dnem se objevuje v embryu nová populace buněk, mesoderm. (Vital a Cawley, 2020)

Pro správný vývoj páteře začíná být zásadní vývoj embrya od 3. týdne. Klíčovým dějem vývoje je gastrulace a vznik trojvrstevného zárodečného terčíku. Vyvíjí se chordomesodermový výběžek z primitivní jamky epiblastu. Chordomesodermový výběžek luminizací přechází v chordální kanálek, ten splyne s entodermem a oploští se v ploténku. Z ploténky se odděluje chorda dorsalis, která tvoří osovou strukturu těla embrya pod vznikající neurální trubicí. (Behrooz, 2017)

Při gastrulaci se utváří mesodermální struktura po stranách chordy dorsalis, která má longitudinální členění na paraaxiální mesoderm, intermediální mesoderm a laterální nesegmentovaný mesoderm. Paraaxiální mesoderm je první segmentující se tělní struktura, a to v kraniokaudálním směru v somitomery a následně v 42-44 párů somitů podél notochordu. Somitogeneze začíná kolem 20. dne a končí během 5. týdne. Somity se rozpadají na tři části, laterální dermatom, střední myotom a mediální část, sklerotom. Sklerotomy kondenzují kolem notochordu a dělí se na kraniální a kaudální polovinu. Dojde ke splynutí kaudální části horního a kraniální části kaudálního sklerotomu v prekurzor obratle. Prostor mezi sklerotomy je vyplněn mesenchymem, jež je základem pro meziobratlové ploténky. Chorda dorsalis utváří nucleus pulposus. (Behrooz, 2017) Osifikace obratlů začíná 6. gestačním týdnem a u epiphysis annularis páteře a šestého hrudního obratle trvá až do 27 let. (Cardoso a Rios, 2011)



Obrázek č.1 - Osifikace hrudního obrate v ontogenezi (Vital a Cawley 2020)

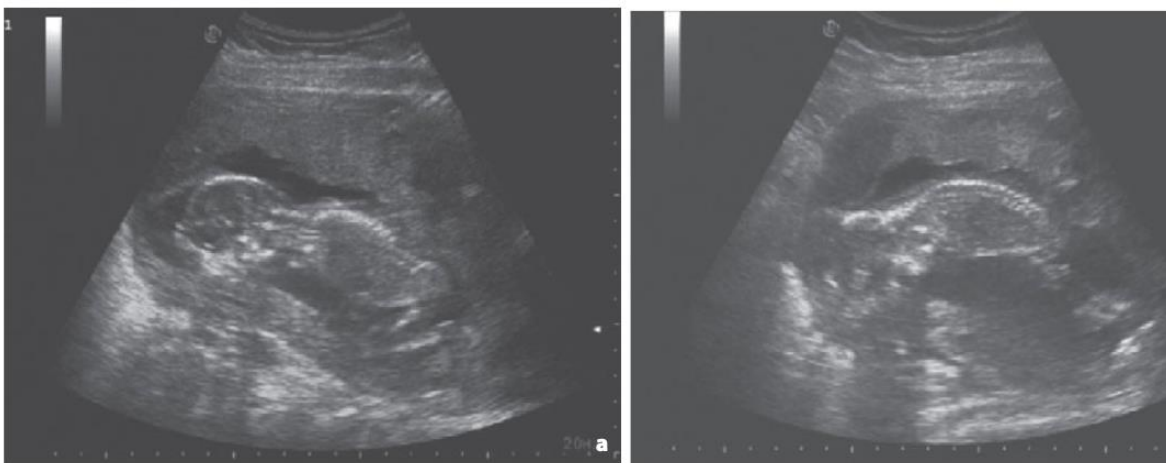
Fetální období je nejsilnější období celého růstu. Jedná se o období od začátku 9. týdne do porodu. V druhém měsíci intrauterinního vývoje tvoří páteř 2/3 délky těla. Tento poměr se mění,

jakmile pokročí vývoj končetin. V pátém měsíci intrauterinního vývoje představuje páteř 3/5 z celé délky plodu. Po porodu až do dospělosti je páteř dlouhá pouze 2/5 z celé délky těla. V první části intrauterinního života je páteř napřímená nebo jen s mírnou anteriorní konkavitou. V pátém měsíci se objevuje mírný sakro-vertebrální úhel. I přes to není po porodu patrný rozdíl krční a hrudní páteře. (Vital a Cawley, 2020)

1.3 Pohyby plodu

Nejvýraznější a jedny z prvních pohybů plodu jsou nazývané: „general movements“. Jde o holokinetické pohybové vzory, které se poprvé objevují mezi 7. a 8. týdnem vývoje. Mezi 10. a 13. týdnem vývoje jsou general movements iniciovány z osově části těla. Plod protahuje páteř do extenze. Na to reagují i ramenní pletence a hlava. Obecně by se dalo říct, že pohyby distálních segmentů plodu reagují na pohyby osového orgánu pasivně. Ve 14. týdnu se extenční pohyb ještě zvýrazní. Pokud není páteř protažená do extenze je celá kyfotizována. Schopnost extendovat a rotovat hlavu se vyvíjí v průběhu 15. a 16. týdne. Pokud vezmeme v úvahu proporcionální velikost hlavy vůči tělu plodu, nepřekvapí nás, že aktivní hybnost hlavy zapříčiní pohyby celého plodu. (Piontelli, 2010)

V průběhu 14. týdne se začíná objevovat izolovaná hybnost dolních končetin. Plod dolní končetiny extenduje, až přijdou nohy do kontaktu s dělohou. Zkouší do stěny dělohy tlačit. Ruce a pletence ramenní hrají v tomto období v general movements méně důležitou roli. Na pažích a rukou můžeme pozorovat spíše lokalizované pohyby. Častou pozicí, kterou plod zaujímá je sed. Ten spočívá ve flektované páteři a extrémně pokrčených nohou. Ruce spočívají na kolenou a přidávají sílu při následné extenzi nohou. Plod se odráží pohybem, který je přirovnáván skoku kobylky. (Piontelli, 2010)



Obrázek č.2 - Skok plodu, 16 týdnů (Piontelli, 2010)

Použitím dolních končetin a extenze trupu funguje pánev a kolena jako jakýsi „pant“. Dalším růstem a vývojem se přidává k pohybu zad a dolních končetin i rotace trupu. Paže fungují jako kormidlo pro balancování v děloze. Od 18. týdne jsou také zapojovány do general movements. Pro pohyb plodu začínají být důležité i další anatomické struktury jako lokty, ramena, kolena. Při zpomalení pohybu dolních končetin nám může střídavý pohyb připomenout model lezení batolete. (Piontelli, 2010)

Páteř se stává flexibilnější a v různých částech si můžeme povšimnout rozdílného zakřivení. Plod se dokáže dostat do polohy, kdy je páteř takřka v horizontální rovině s dolními končetinami směřujícími kaudálně. Při extenzi dolních končetin připomíná tento general movement vertikalizaci kojence u nábytku. Pohyby jsou silnější a rychlejší. Častým pohybem 23.-25. týdne je kopání vleže na zádech a pohyby připomínající poskakování a „polostoj“ s krokovými pohyby. (Piontelli, 2010)

Další pohyby, které mají vliv na vývoj plodu jsou startující pohyby, takzvané „startles“. Jsou to cukající pohyby, záškuby lokalizované pouze na končetinách. Mají vliv na vývoj somatostezie a vnímání polohy a váhy končetin. Klonus jako série rychlých, rytmických, alternujících pohybů, většinou aker končetin, s maximálně 5-6 opakováními. Na vývoj páteře má pravděpodobně vliv také škytání plodu a zívání, které je doprovázeno protahováním se. (Piontelli, 2015)

1.4 Postnatální vývoj páteře

Při porodu jedince je již 30 % jeho páteře osifikováno. Obratle mají tři centra osifikace. Jedno centrum se nachází v těle obratle a zbylá dvě v zadním oblouku. Velikost páteře se na konci růstu takřka ztrojnásobí. Mezi obratli ještě nejsou v tuto dobu zásadní tvarové rozdíly. Výška hrudního obratle je u novorozence přibližně 7 mm, délka celé páteře poté 35 cm. (Vital a Cawley, 2020)

Pro první rok života stanovuje Vital a Cawley (2020) jako dva nejdůležitější vývojové aspekty páteře vznik kostní dřene a formování křivek krční, hrudní a bederní páteře. Kojenecký a batolecí věk jsou klíčovými obdobími pro utvoření tvaru páteře jež definuje křivky páteře v dospělosti. (Saunders a kolektiv, 2019) V průběhu prvních pěti let je zvětšen lumbosakrální úhel z 20° na 70°. Další roky se již nemění. (Maurice, 1987) Vývoj krční lordózy se dokončuje mezi 9. a 10. rokem života. U dospělých lze pozorovat její mírné oploštění. Formování křivek páteře probíhá v závislosti na motorickém vývoji v období od 6. do 24. měsíce věku. (Saunders a kolektiv, 2019)

Tvar trupu novorozence v poloze na zádech lze charakterizovat lordotizací v sagitální rovině a konvexitou v rovině frontální směrem na stranu obličeje. Hlava je otočena častěji k predilekční

straně, zakloněna a ukloněna. V poloze na břiše je novorozenec schopen otočit hlavu přibližně o 60°. Od 6. týdne se vyvíjí stabilizace trupu v rovině sagitální a je možno pozorovat rotaci trupu ke straně čelistní. Třetí měsíc je důležitý milník napřímění páteře, což umožňuje do budoucna její volnou intersegmentální rotabilitu. V polovině 5. měsíce můžeme pozorovat poprvé využití zkříženého vzoru a aktivní intersegmentální rotaci celé páteře. (Skaličková-Kováčiková, 2017; Vojta a Peters, 2010)

V měsících třetího trimenonu je dítě schopno plazení, a to díky vyspělé opoře o lokty a zvyšujícímu se zájmu o okolí. Horní končetiny se střídají, dolní končetiny se této první lokomoce takřka neúčastní. V dalším modelu třetího trimenonu si dítě osvojuje šikmý sed. Páteř se dostává poprvé do vertikály. Osmý měsíc je páteř napříměna ve volném sedu. Na konci třetího trimenonu se dítě dokáže vertikalizovat do stoje přes nakročení dolní končetiny v poloze na čtyřech a oporou horních končetin o překážku. (Skaličková-Kováčiková, 2017; Vojta a Peters, 2010)

Na začátku čtvrtého trimenonu zkouší dítě ve stoji u překážky kroky stranou. Z tohoto nácviku se vyvine vertikální kvadrupedální chůze ve frontální rovině. Nakonec si dítě osvojuje bipedální chůzi přes pokusné nakračování do prostoru. (Skaličková-Kováčiková, 2017; Vojta a Peters, 2010) Nejprve nedochází k souhybu horních končetin, které jsou drženy ve flexi a addukci pro balanční funkci. Držení horních končetin se upravuje v průběhu prvních deseti týdnů bipedální chůze. Souhyb horních končetin je vyvinut kolem 18. měsíce a jako dokončený vzor lze považovat chůzi kolem 3.5 roku. (Ledebt a Blandine, 2000) Dle Skaličkové-Kováčikové, (2017) dosahuje dítě samostatné bipedální lokomoce s pozorovatelnými souhyby horních končetin kolem 15. měsíce. Chůzi považují Vojta a Peters (2010) za vyzrálou ve věku 4 let.

Do roku 2020 byla publikována pouze jedna studie zabývající se asociací mezi raným vývojem motoriky a tvarem páteře v dospělosti. Saunders a kolektiv (2019) testovali 1327 dobrovolníků, jež jsou sledováni již od roku 1946. Na základě RTG snímků byly pomocí statistického modelování vytvořené modely popisující páteř každého z nich. Z výsledků bylo vyvozeno jen mírné spojení pozdějšího nástupu chůze při motorickém vývoji a tvarem páteře v raném stáří. Větší lordotické zakřivení a méně variací ve velikosti obratlů, ale celkově větší obratle byly popsány u mužské populace s pozdějším nástupem chůze. Tato asociace byla pozorována také ve spojení s věkem osvojení si stoje, ale ne s věkem sedu. Dříve prokázaná souvislost mezi zvýšenou bederní lordózou, menší celkovou velikostí obratlů a spondylolýzou nebo spondylolistézou tedy nabízí možnost ovlivnit tvar páteře skrz vhodné metody umožňující dřívější nástup samostatné chůze jedince.

1.5 Dospívající páteř

Výraznou akcentaci křivek páteře můžeme u dospívajících pozorovat v období růstového spurtu. Hrudní kyfóza a bederní lordóza se zvětšují. Při porovnání nárůstu hrudní kyfózy mezi dívkami a chlapci nebyl prokázán statisticky významný rozdíl. Jinak tomu bylo u bederní lordózy, jejíž nárůst byl statisticky větší u dívek. (Gardner a kolektiv, 2018)

Růst krčních obratlů je konzistentní s růstem těla. Velikost úhlu krční lordózy se až do 9. roku života zmenšuje. Stejně tak dochází ke zmenšení poměru mezi výškou přední a zadní části obratlového těla. Po 9. roce se tato tendence mění a úhel krční lordózy se dále zvětšuje. Největší intersegmentální pohyb mezi krčními obratli u dětí mladší osmi let je popsán mezi C2 a C3. (Kasai a kolektiv, 1996)

Studie zkoumající vývoj zakřivení páteře v sagitální rovině u dětí od 3 do 15 let podává podrobné informace o finálním formování páteře. Změny se netýkají pouze zakřivení, ale také vývoje velikosti a tvaru jednotlivých obratlů. Kyfotické zakřivení hrudní páteře začíná i u dětí v oblasti Th1-Th2 s vrcholem kyfózy v oblasti Th7-Th8 disku. Th/L přechod je překvapivě také kyfoticky zakřivený (3,6°- 9,8°). Lumbální lordóza je popsána od obratle L1 k obratli S1. U dětských dobrovolníků je lumbální lordóza menší než u dospělých, a to zejména kvůli L1-L3 segmentu. Hrudní kyfóza je naopak akcentovanější u pediatrických probandů. (Cil a kolektiv, 2005)

Poussa a kolektiv (2005) se zabývali křivkami páteře dobrovolníků v 11, 12, 13, 14 a 22 letech. Získali údaje o křivce hrudní a bederní páteře v sagitální rovině před nástupem puberty, v průběhu a po pubertě a nakonec výsledky porovnali s měřením v dospělosti. Hrudní kyfóza prominovala u chlapců ve všech letech měření oproti velikosti kyfózy dívek. Naopak dívky převládaly v každém věku měření velikostí bederní lordózy. Ve 14 letech byla u chlapců i dívek stejná prevalence hrudní hyperkyfózy ($\geq 45^\circ$). V dospělosti dosáhl mužský vzorek vícenásobně větší prevalence hyperkyfózy oproti ženskému vzorku. (9,6 % u mužů oproti 0,9 % u žen)

V průběhu dospívání prochází dětská postura zásadní transformací. Dítě si buduje prostřednictvím motorických zkušeností tělesné schéma. Jakákoliv nerovnováha v tonickém systému může provázet jedince až do dospělosti a následně i v jejím průběhu. Je složité stanovit co je „normální“ postura a co je posturální abnormalita na základě křivek páteře pro velký rozptyl hodnot fyziologické křivky. Důležité je hodnocení symetrizace trupu. (Drzal-Gabriele a kolektiv, 2016)

1.6 Dospělá páteř

Velice důležitou roli pro správnou funkci páteře hraje její tvar v sagitální rovině. Často jsou akcentované křivky páteře spojovány s rozvojem bolesti či jiných patologií. Z dřívějších studií je známo, že ženy mají větší bederní lordózu než muži. Závislost mezi pohlavím a velikostí hrudní kyfózy ovšem už není tak jasná. Existují práce, které spojitost potvrzují, jiné vyvracejí. (Lang-Tapie a kolektiv, 2011)

Analýzu křivky páteře zdravých dospělých dobrovolníků u nás v České republice zpracovali Krejčí a Gallo (2016). V této práci bylo vyšetřeno 440 zdravých mužů a 580 žen ve věkovém rozmezí 19-30 let. Výsledkem je pro muže průměrná křivka v sagitální rovině: C3–12.9°–C7–43.0°–T10–27.1°–L5. Křivka žen: C3–12.1°–C6–44.5°–T11–34.1°–L5. Ve frontální rovině bylo stanoveno průměrné vychýlení 6.1° pro obě pohlaví.

Při hodnocení fyziologických pohybů páteře je nutné zamyslet se nad úskalím toho, že každý z vyšetřovaných má jiné pohybové návyky a pohybovou historii. U fyzicky více aktivní populace zatím nebylo rozlišeno, zda dochází k omezení hybnosti páteře kvůli degenerativním změnám spojenými se stárnutím nebo se sportovní aktivitou. Generalizovaně je sledováno snížení rozsahu hybnosti spojené se stárnutím od 40 let. Dochází k omezení lumbální flexe, extenze a lateroflexe. (Bryant a kolektiv, 2018)

1.7 Stárnoucí páteř

Pro křivku stárnoucí páteře je charakteristické zmenšení bederní lordózy se zároveň zvyšující se kyfotizace hrudní páteře. Korelace mezi vlivem tělesné hmotnosti a tvaru křivky páteře nebyla prokázána. (Lang-Tapie a kolektiv, 2011) Stárnutí se na páteři projevuje zejména úbytkem kostní hmoty a tvorbou degenerativních změn. Degenerace intervertebrálního disku začíná postupnou dehydratací disku, ztrátou glykoproteinů a narušením organizace kolagenních vláken. Dochází ke snížení výšky disku, čímž jsou vlákna anulus fibrosus více relaxovaná. V této fázi dochází ke zvětšení neutrální zóny a zvětšení instability páteře. Další progresí se pohyblivost snižuje, disk se rozpadá a formováním osteofytů dochází ke spontánní fúzi obratlů. Přenos sil působících na páteř v její ose probíhá u zdravé páteře zejména v přední a střední části obratlového těla. U degenerativně postižené páteře se tyto síly přenáší zejména prostřednictvím zadní části obratlového těla a obratlovými oblouky. (Papadakis a kolektiv, 2011)

Koncové ploténky ztrácí při degenerativním procesu svou sílu a tloušťku, spolu s nimi ztrácí přilehlá kost svou denzitu. Hlavním úkolem facetových kloubů páteře je odolávat smykovým silám. Tato schopnost je progresí degenerativních změn omezena zánětlivou hypertrofií synoviální membrány, utvářením osteofytů a sklerotizací okolní kosti. Dalšími změnami jsou úbytek elasticity a síly ligament, tuková degenerace svalových vláken, celkový úbytek kostní hmoty obratlů a zároveň její kvality. (Papadakis a kolektiv, 2011)

Sangtarash a kolektiv (2015) postavili svou studii na vztahu mezi zvětšováním hrudního kyfotického úhlu s progresí osteoporotických změn. Výsledky studie na 34 ženách s osteoporózou prokazují úzkou souvislost mezi zvyšujícím se thorakálním kyfotickým úhlem a snižující se kvalitou chůze a celkového snížení kvality života.

1.8 Způsoby měření hybnosti páteře

V této části práce je zpracován výčet metod využívaných k měření hybnosti páteře ať už v klinické praxi či ve výzkumných studiích. Metodou využívanou každým fyzioterapeutem je měření distancí na páteři, tak jak uvádí Haladová a Nechvátalová (2010) nebo goniometrické vyšetření dle Jandy a Pavlů (1993). K těmto snadno reprodukovatelným vyšetřením přibývají přístrojové metody slibující přesnější měření snadno opakovatelné v čase.

Goniometrické měření obohacují nové možnosti měření náklonu. Hwang a kolektiv (2017) porovnávali spolehlivost měření rotace hrudní páteře za pomoci klasického goniometru, sklonoměru v chytrém telefonu, duálního sklonoměru a bublinkového sklonoměru. Všechny tyto postupy přinesly stejný výsledek, a to i při opakovaných měřeních. Sklonoměr nabízí také možnost objektivizovat kyfotizaci hrudní páteře a lordotizaci bederní páteře. Zatím nebyla publikována přesvědčivá data o přesnosti měření křivek páteře sklonoměrem oproti RTG měření. Van Blommestein a kolektiv (2012) se zabývali spolehlivostí opakovaných měření provedených jedním vyšetřujícím. Studie prokazuje velmi vysokou spolehlivost přesnosti při opakovaných měřeních.

Metody měření pohyblivosti při dynamické aktivitě jsou náročné na technické provedení. Za zlatý standard neinvazivního měření pohyblivosti je považovaný optoelektrický systém VICON, který využívá pro záznam pohybu soustavu kamer. Ty snímají pasivní nebo aktivní markery umístěné na definovaných anatomických místech vyšetřovaného dobrovolníka. Software následně vyhodnocuje získaná data v kinematickou analýzu. Mezi další často využívané optoelektrické systémy patří systém Qualysis. (Kolář a kolektiv, 2009)

Pro zjednodušení měření pohyblivosti vyšetřovaného člověka postupuje vývoj nových vyšetřovacích metod směrem k měřícím přístrojům vhodným k nošení. Jedná se o akcelerometry měřící zrychlení v jedné, dvou nebo třech rovinách. Některé technologie využívají akcelerometry současně s gyroskopem nebo magnetometrem. Senzory spolu komunikují a shromažďují data do měřícího přístroje umístěného také na těle. Při porovnání 22 dvou studií hodnotící spolehlivost měření pomocí různých přenosných senzorů pro měření hybnosti páteře oproti optoelektrickému systému vychází tyto metody jako dobrou alternativou. Jejich využití je prozatím stále omezeno pro laboratorní měření, zejména pro nedokonalé designy vyhodnocovacích softwarů. Je nutné zapracovat na přívětivosti zpracování a vůbec protokolování naměřených dat. Přenosné senzory bude možné využít pro dlouhodobější měření během běžných denních aktivit. (Papi a kolektiv, 2017)

Pro vyšetření páteře při pohybu byla inovována klasická Moiré topografie (rasterografie) v možnost snímání 4D záznamu. Nejčastěji využívanou technologií je Diers Formetric 4D (Diers International GmbH). Pomocí povrchové topografie analyzuje systém asymetrie a kostěné výstupky. Stanoví si mapu bodů a porovná jí s databází CT snímků, které byly využity pro matematický algoritmus spojující povrchovou topografii s pozicí páteře. Rozsah chyb měření pomocí povrchové topografie je srovnatelný s VICON systémem a to i při opakovaných měřeních v průběhu jednoho dne. Je tedy možné využít tuto metodu měření například i pro hodnocení efektu technik manuální medicíny. (Gipsman a kolektiv, 2014)

Vliv na výsledky vyšetření chůze má také vyšetření chůze na zemi nebo na běhátku. Studie porovnávající obě varianty se shodují na zkrácení kroku a zvýšení kadence při chůzi na běhátku v porovnání s chůzí na pevné zemi. Studie chůze na běhátku také potvrzují snížení rozsahu pohybu v kolenních a hlezenních kloubech a zvýšení rozsahu flexe kyčelních kloubů. Při chůzi na běhátku je zaznamenáno i zmenšení rotace pánve. Evidence o vlivu chůze na běhátku na hybnost páteře chybí. (Jung a kolektiv, 2021)

2 Fyziologické pohyby páteře při chůzi

2.1 Obecná pravidla pohyblivosti páteře

Pro pohyby bederní páteře byla formulována pravidla, jež definují zákonité vztahy mezi pohybem obratlů. Kolář a kolektiv, (2009) se zmiňuje o Lovettovu pravidlu. Lovettovo pravidlo bylo publikováno již v roce 1900 a říká, že lateroflexe bederní páteře je vždy provázena její rotací a naopak. Při lateroflexi páteře v neutrální pozici nebo při extenčním držení páteře rotují obratle na konvexní stranu křivky páteře. Lateroflexe při flekčním držení páteře je doprovázena rotací obratlů na stranu konkávní křivky. (Lovett, 1900)

Fryett rozšířil Lovettovo pravidlo o tři dílčí postuláty. Tato pravidla předpokládají, že somatická dysfunkce, postihující hybnost páteře v jedné anatomické rovině, negativně ovlivní hybnost postiženého segmentu i ve zbylých dvou rovinách. (Gyer a Michael, 2020; Nelson a Glonek, 2015)

Spárované pohyby lateroflexe a rotace obratlů bederní páteře opravdu existují. Párování pohybu bederní páteře je ale vysoce individuálně variabilní a nelze tedy označit jediný vzor za predominantní. (Legaspi a Edmond, 2007)

2.2 Chůze v zahraniční literatuře

Komplexní studie zabývající se pohyblivostí páteře jako celku při chůzi nebyla při vyhledávání nalezena. Většina autorů se uchyluje ke zkoumání pohyblivosti v jedné rovině nebo pouze jednoho segmentu páteře. Publikované studie se velmi liší věkem dobrovolníků, rozdílným zastoupením mužských a ženských účastníků studie, rychlostí chůze při vyšetření i vyšetřovací metodikou. (Valdivia a kolektiv, 2009)

V anglické literatuře můžeme narazit na dva slovní obraty vyjadřující chůzi: „gait“ a „walking“. I přes stejný překlad do češtiny nemají stejný význam. Slovo gait je původně spojováno s lokomocí koní, kvadrupedální lokomocí. Zahrnuje totiž celý repertoár lokomočních vzorů jako: kráčení, klus, cval nebo trysek. Při vyjadřování lidského pohybu se využívá pro způsob chůze, včetně patologických vzorů chůze nebo chůzí s holemi. Pod pojmem gait si tedy můžeme představit například: parkinsonický typ chůze, antalgickou, coxalgickou, hemiparetickou, paretickou, tabickou nebo cerebelární chůzi. Anglický termín walking je věnován v odborné literatuře bipedálnímu chůzovému cyklu jako takovému. (Whittle, 2008)

Jedním z důvodů biomechanického zkoumání pohyblivosti páteře je zvýšení úspěšnosti invazivních metod léčby. Chirurgický obor specializující se na výkony na páteři se nazývá spondylochirurgie. Dle studie Reitmaier a kolektiv (2016), jsou nejčastějšími zvířecími modely pro pochopení konsekvencí chirurgické intervence na lidské páteři využity ovce, prasata, kozy nebo skot. V rámci navazující review studie Reitmaier a Schmidt (2020) porovnávající výzkumy zabývající se biomechanickými vztahy hybnosti lidské páteře a zvířecích modelů nebyl překvapivě nalezen článek vyhodnocující hybnost páteře dříve zmíněných zvířat a už vůbec ne komparace s pohybem lidské páteře.

Dalším důvodem zájmu o hluboké pochopení hybnosti páteře je vysoká prevalence bolestí zad. Fatoye a kolektiv (2019) zpracoval systematické review studií zabývajících se prevalencí bolestí dolní části zad z různých koutů světa a spočítal reálnou celosvětovou prevalenci bolestí zad v rozmezí 1.4 % - 20 %. Porovnané studie se liší už v definici co je „low back pain“, ale pro utvoření si představy o prevalenci slouží článek dobře. V bolesti zad mohou vyústit i degenerativní onemocnění páteře nebo „overuse injuries“. Biomechanické studie sledující pohyby páteře napomáhají k pochopení mechanismu vzniku obtíží a mohou být na jejich základě stanoveny preventivní doporučení.

2.3 Studie zabývající se pohyblivostí páteře při bipedální lokomoci

Úklon páteře ve frontální rovině je určen jako hlavní směr pohybu páteře při chůzi. Probíhá zejména v bederní páteři. Pohyb do lateroflexe ovlivňuje délka kroku i rychlost chůze. (Reitmaier a Schmidt, 2020) Při bipedální lokomoci využívá jedinec 13-18 % z celkového potenciálu lateroflexe lumbální páteře. V transverzální rovině dosahuje rotace lumbální páteře 21-37 % aktivního rozsahu bederní páteře do rotace. (Feipel a kolektiv, 2001)

Kompletní hybnost lumbální páteře při chůzi byla zkoumána za pomoci markerů umístěných dvěma Kirschnerovými dráty do spinózních výběžků L1-L5 a do sakrálního segmentu S1. Nejprve bylo vyšetřeno 6 mužů a 4 ženy. Na základě tohoto měření vyšla odchylka metody měření $<1^\circ$, což byl podnět k bližšímu zkoumání. (Rozumalski a kolektiv, 2008) Navazující studie již rozebírá intersegmentální pohyb lumbálních obratlů při chůzi a stanovuje pohyb jednotlivých obratlů v sagitální rovině $\leq 2,5^\circ$, transverzální rovině $\leq 2,8^\circ$ a ve frontální rovině $\leq 3,5^\circ$. Pohyb v sagitální rovině se odehrává zejména v kaudálních segmentech bederní páteře, lateroflexe ve středních segmentech a rotace obratlů byla znatelnější také v kaudálních segmentech bederní páteře. Pohyblivost konkrétních obratlů se nachází v tabulce č. 1. (MacWilliams a kolektiv, 2013)

	Flexion			Abduction			Rotation		
	Min.	Max.	Range	Min.	Max.	Range	Min.	Max.	Range
Intersegmental motion (deg)									
Trunk-L1	-1.2	1.4	2.5	-2.1	2.1	4.3	-4.5	4.4	8.9
L1-L2	-0.8	0.7	1.5	-0.9	0.9	1.8	-0.9	1.0	1.9
L2-L3	-1.0	0.9	1.9	-1.3	1.4	2.7	-0.8	0.8	1.6
L3-L4	-0.9	0.8	1.7	-1.8	1.7	3.5	-1.2	1.1	2.3
L4-L5	-1.0	1.2	2.2	-1.4	1.6	3.0	-1.1	1.3	2.4
L5-S1	-1.2	1.3	2.5	-1.0	1.4	2.4	-1.7	1.1	2.8
Motion of vertebral body relative to pelvis (deg)									
Trunk-pelvis	-1.4	1.6	3.0	-6.8	6.7	13.5	-5.6	5.2	10.7
L1-pelvis	-1.5	1.4	3.0	-5.1	5.3	10.4	-2.5	2.1	4.5
L2-pelvis	-1.7	1.5	3.3	-4.3	4.4	8.7	-2.3	1.9	4.2
L3-pelvis	-1.2	1.1	2.3	-3.1	3.3	6.5	-1.9	1.6	3.5
L4-pelvis	-1.2	1.2	2.4	-2.0	2.1	4.1	-1.7	1.5	3.2
L5-pelvis	-1.2	1.2	2.3	-1.7	1.8	3.5	-2.1	1.4	3.5

Tabulka č.1 - Minimum, maximum a rozsah pohyblivosti bederních obratlů při chůzi (MacWilliams a kolektiv, 2013)

V sagitální rovině dosahuje bederní páteř maximálního rozsahu přímo při nebo těsně po odvalu palce. (Crosbie a kolektiv, 1997) Rozsah pohybu v sagitální rovině odpovídá 6 % poměru z celkového součtu maximální flexe a extenze bederní páteře. (Feipel a kolektiv, 2001) Výsledky zkoumání vztahu rychlosti a hybnosti bederní páteře v sagitální rovině ukazuje vysokou variabilitu a nebyla tedy zatím jednoznačně prokázána korelace. (Reitmaier a Schmidt, 2020)

Pro četnost bolestí dolní části zad (low back pain) se biomechanické a kinematické studie zkoumající hybnost páteře zabývají ve vysoké míře hybností pouze bederní části páteře. Při poruchách páteře nelze izolovat obtíž pouze na jeden segment. Crosbie a kolektiv (2013) prokázali ve své studii pozměněnou hybnost dolní a horní části hrudní páteře při předklonu v sedě u lidí s bolestí dolní části zad oproti zdravým dobrovolníkům. U hybnosti bederní páteře nebyla zaznamenána žádná změna oproti kontrolní skupině. Budoucí studie může podpořit ve zkoumání fakt, že pro hodnocení hybnosti trupu dostačuje dle Schinkel-Ivy a Drake (2015) umístit shluky trojdimenzionálních markerů do oblasti obratlů C7, Th6, Th12 a L5. Ideálním řešením by bylo umístit marker pro každý obratel. Při větším počtu markerů se ale začíná projevovat vyšší chybovost měření. (Papi a kolektiv, 2019)

Největší naměřené exkurze aktivní hybnosti páteře při chůzi jsou zaznamenány v transverzální rovině. Maximálního rozsahu rotace je dosaženo vždy při úderu paty do podložky. (Feipel a kolektiv, 2001) K axiální rotaci páteře při chůzi přispívá zejména střední část hrudní páteře. Podobný pohybový vzorec, avšak v opačném směru vykonávají kaudální a kraniální obratle hrudní páteře. (Crosbie a kolektiv, 1997) V české literatuře můžeme najít popis rotace hrudní páteře jako torzní pohyb vztahující se k obratli Th8. (Véle, 2006). Asultan a kolektiv (2020) stanovili průměrnou rotaci trupu při chůzi díky studii na 20 zdravých dobrovolnících na 8.82° a rotaci hlavy o rozsahu 4.56° . Hrudník a pánev rotují v transverzální rovině při pomalé chůzi synchronně. Zrychlení chůze posouvá rotaci těchto dvou segmentů mimo fázi. (Prins a kolektiv, 2019)

Při zkoumání vztahu chůze a rotace hrudní i krční páteře je vhodné se zaměřit na rychlost chůze. Velikost rotace je totiž závislá na rychlosti chůze. Se zvyšující se rychlostí se zároveň zvyšuje variabilita rozsahu rotace u testovaných jedinců. Například při testování chůze při rychlosti 3 km/h vyšla průměrná rotace trupu kolem 8.5° . Při rychlosti chůze 5 km/h byla průměrná rotace hrudníku 16° . Při rychlosti 3 km/h rotuje krční páteř v rozsahu do 4° , při chůzi 5 km/h se přibližuje rotace 5° . Zajímavá je implikace bolesti krční páteře na pohyby páteře při chůzi. Dobrovolníci s bolestí krční páteře mají kratší krok a zároveň omezenou rotabilitu hrudní páteře oproti zdravým dobrovolníkům. (Falla a kolektiv, 2017)

Pohyby horní části trupu, krční páteře a hlavy popisuje studie Cromwell a kolektiv (2001). Dolní končetiny a spodní část trupu mají za úkol stěžejní část lokomoce, kdežto horní trup, horní končetiny a hlava odolávají vychýlením a udržují vzpřímenou polohu těla. Krční páteř přispívá svými pohyby při lokomoci k vytvoření stabilního podkladu pro hlavu a sensorické systémy. Horní část trupu je při chůzi nepatrně předkloněna, krční páteř vyrovnává předklon trupu svou extenzí a napřímením. Hlava je také předkloněna. Krční páteř a hlava reagují na pohyby trupu při chůzi v sagitální rovině v opačném směru. Maximální průměrnou exkurzi trupu v sagitální rovině popsala Cromwell a kolektiv o velikosti 3.3° . Na tyto pohyby hlavy reaguje krk pohybem o velikosti 9.9° a hlava 3.9° .

Stále častěji se můžeme setkat s lidmi využívající chytrý telefon při chůzi. Styl držení a čtení z chytrého telefonu tvoří zajímavou simulaci chůze s flektovanou krční páteří. Využívání chytrého telefonu během chůze za pomoci obou horních končetin je spojeno s předklonem hlavy a krční páteře o průměrné velikosti 36.9° . Při porovnání běžné chůze a chůze s využíváním chytrého telefonu byla změřena vyšší aktivita extenzorů krční páteře a hlavy o 33.3 % až 101.8 %. (Yoon a kolektiv, 2019) Vliv na časoprostorové parametry takovéto chůze oproti běžné chůzi zatím nebyl vyhodnocen.

2.4 Stárnutí a pohyby páteře při chůzi

Předpokládá se, že při fyziologické chůzi využívá kontrolní systém část kapacity pozornosti pro udržení vzpřímeného, stabilního trupu. Kontrola pohybů trupu hraje důležitou roli v udržení stabilního podkladu pro zrak a kontrolu hlavy. Studie zkoumající vliv dvojích úkolů nám pomáhají pochopit a vyšetřit změny v kontrole trupu a chůze spojené se stárnutím a zabránit případným pádům. Pro pochopení výše zmíněných vztahů se využívá chůze ve spojení s manuálním nebo kognitivním úkolem. Kognitivní úkol při chůzi vede například ke zpomalení chůze, zvýšení její variability a zvýšení kolísání trupu v horizontální rovině. U stárnoucích lidí se objevuje strach z pádu a ztráta sebedůvěry pro vykonávání běžných věcí bez pádu. Přítomnost tohoto strachu a nejistoty zaměstnává část kapacity pozornosti a prokazatelně zpomaluje rychlost chůze, zvyšuje šířku kroku a narušuje trupovou kontrolu při chůzi. (Asai a kolektiv, 2014)

Porovnání chůze mladých (26.3 ± 2.5 roku) a stárnoucích dobrovolníků (67.1 ± 4.2 roku) pomocí kinematické analýzy a EMG prokazuje významně snížený rozsah pohybu bederní páteře u stárnoucích. A to tedy při chůzi různé rychlosti i inklinace. Zároveň je prokázán menší celkový předklon trupu a snížená rotace pánve při chůzi starších. Mladší dospělí využívají při chůzi větší rozsah pohybu v kyčelních kloubech, což stárnoucí dobrovolníci kompenzovali větším rozsahem v hlezenních kloubech. U starších dobrovolníků byla také změřena výrazně menší vrcholná aktivace multifidus superficialis. Naopak mnohem vyšší vrcholná aktivace byla zaznamenána u thorakolumbálního a lumbálního erectoru spinae. (Crawford a kolektiv, 2018)

2.5 Řídící systémy a chůze

Na chůzi mají zásadní vliv dva nezávislé a podvědomé děje řízené mozkem. Jedním z nich je udržení vzpřímeného držení těla a druhým je řízení pohybu. Klíčovými sensorickými systémy obstarávající oba zmíněné děje jsou propiocepce, vestibulární a zrakový systém. Mozek využívá pro pohyb v prostoru vnitřní reprezentace vnějšího světa a přijímané sensorické informace využívá pro korekci. (Fitzpatrick a kolektiv, 2006)

Chůze je komplexní pohybová aktivita, kterou reguluje v koordinaci mnoho center a struktur CNS. Na řízení chůze u člověka se podílí části všech úrovní CNS od mozkové kůry až po páteřní míchu. (Takakousaki, 2016)

Jednou z hlavních teorií řízení chůze je regulace chůze, potažmo všech volných pohybů na základě energetických nároků. I když se zdá chůzový cyklus jako stereotypní, obsahuje mnoho proměnných. Těmi jsou například délka kroku, frekvence kroku, šířka kroku nebo rychlost chůze. Proto pozorujeme za stejných podmínek u každého člověka jiný stereotyp chůze. (Croft a kolektiv, 2019)

Vyšetření a testování chůze se často využívá pro hodnocení funkční kapacity starších pacientů. Všeobecně je známo, že schopnost chůze se neodvíjí pouze od stavu muskuloskeletálního systému, ale je také závislá na stavu centrální nervové soustavy. Výsledky dlouholeté práce Rasmussen a kolektivu (2019) přináší přesvědčivé poznatky o spojitosti mezi rychlostí chůze a celkovým stárnutím organismu u osob ve věku 45 let. Dobrovolníci participující ve studii byli komplexně vyšetřeni nejprve ve svých 3 letech a následně ve 45 letech. Účastníci studie, kteří uvedli více fyzických limitací během aktivit denního života volili pomalejší chůzi. Pomalá chůze je také asociována s menším povrchem mozku a menším objemem mozku. Pomalejší chůze byla zároveň neměřena u dobrovolníků s nižším IQ. Porovnání výsledků vyšetření ve 3 letech s vyšetřením ve 45 letech potvrzuje souvislost mezi zdravím dětského mozku a rychlostí chůze ve středním věku.

2.6 Vliv pletence ramenního a pohybu horních končetin na chůzi a páteř

Pletenec ramenní a horní končetiny jsou integrální součástí lidské bipedální lokomoce. Často jsou biomechanickými a kineziologickými studii přehlíženy. Na pohyb paží při chůzi bylo dlouho pohlíženo zejména jako na pasivní děj bez vlivu na mechaniku chůze. Dnes je již známo, že pohyb horních končetin má aktivní komponentu. Zatím ale není stanoveno, do jaké míry je švih paží produkován aktivně a jakou část rozsahu tvoří švih pasivní. Důvody pohybu horních končetin při bipedální lokomoci byly stanoveny dva. Švih paží snižuje energetické náklady chůze až o 8 %. Výzkumné práce se také shodují na facilitaci pohybu dolních končetin díky švihu horních končetin. (Meyns a kolektiv, 2013)

Důležitost pohybu horních končetin pro bipedální lokomoci prokazuje studie chronických pacientů po mozkové mrtvici. Účastníci studie trénovali funkci horních končetin na rumpálovém ergometru 30 minut, 3x týdně po dobu 5 týdnů. Tento rehabilitační plán vedl k celkovému zvýšení síly, zlepšení mezisvalové koordinace při chůzi a k lepšímu neurologickému funkčnímu propojení mezi horními a dolními končetinami. Zlepšení chůze je přikládáno aktivaci mezikončetinové, neurální CPG sítě. (Kaupp a kolektiv, 2018)

Pohyb paží při chůzi se podílí na dynamické stabilitě trupu vyvažováním úhlového zrychlení, které je produkované dolními končetinami. Rozsah pohybu do rotace mezi hrudníkem a pánví při chůzi je úzce propojen s pozicí paží a rozsahem pohybu horních končetin při chůzi. Při běžném či prodlouženém švihů horních končetin při chůzi je medián rozsahu rotace hrudníku oproti pánvi 12° a 15° . Pokud je pohyb paží omezen překřížením předloktí na hrudníku, jejich přivázáním k trupu nebo vědomým zkrácením jejich švihů, je rotace hrudníku oproti pánvi zredukována při chůzi na 9° . (Angelini a kolektiv, 2018)

2.7 Vliv pletence pánevního a pohybu dolních končetin na chůzi a páteř

Vztahy mezi fází kroku dle pozice dolních končetin jsou zmiňovány v podkapitole „2.3 Studie zabývající pohyblivostí páteře při bipedální lokomoci.“ O vlivu délky dolních končetin vypovídá studie adolescentních pacientů se strukturálním zkratem dolní končetiny od 2 cm do 6 cm. Při vyšetření pohybů páteře u pacientů se zkratem jedné končetiny byl zaznamenán výraznější úklon bederní páteře k delší dolní končetině, tedy konvexní zakřivení směrem ke kratší dolní končetině. Také byl potvrzen pokles pánve na straně kratší dolní končetiny a zvětšená addukce na straně delší dolní končetiny. (Bangerter a kolektiv, 2019)

Informace získané při vyšetření krokového cyklu dolních končetin při chůzi nám mohou podat důležitá data o stavu organismu vyšetřovaného. Dle Medeiros a kolektivu (2013) Dochází k prvnímu omezení rozsahu pohybu u zdravé populace v průběhu čtyřicátých a padesátých let nejprve v ramenních kloubech a trupu. Tato omezení se mohou projevit postupně na časoprostorových údajích krokového cyklu. Průměrná délka kroku zdravého třicetiletého dobrovolníka je stanovena na 1.4 m, šířka kroku $0.07 \text{ m} \pm 0.047 \text{ m}$. Délka kroku se stárnutím zkracuje. U devadesátiletých dobrovolníků je zdokumentovaná délka kroku $0.994 \text{ m} \pm 0.158 \text{ m}$. Šířka kroku se naopak stárnutím zvyšuje. Sedmdesátiletým dobrovolníkům byl naměřen krok široký průměrně $0.151 \text{ m} \pm 0.021 \text{ m}$. (Herssens a kolektiv, 2018)

2.8 Kineziologická specifika běhu

Hlavním kineziologickým aspektem odlišující běh od chůze je fakt, že při bipedální lokomoci dochází v průběhu chůzového cyklu v jeden moment ke kontaktu obou dolních končetin s podložkou. Běh se vyznačuje letovou fází, při níž není v kontaktu s podložkou ani jedna končetina. (Véle, 2006)

Dle Michauda (2013) je jediný spolehlivý rozdíl, pomocí kterého je možné rozlišit chůzi od běhu umístění těžiště těla. Při chůzi se v mezistoji nachází hmotný střed těla ve své nejvyšší pozici. Naopak je tomu při běhu, kdy je těžiště lokalizováno v mezistoji nejnižší z celého běžeckého cyklu.

I přes dominantní podíl trupu na tělesné váze schází hlubší porozumění vztahů kinematiky trupu ke končetinám a vůbec k běhu jako takovému. Arellano a Kram (2014) vysvětlují pohyby trupu a horních končetin při běhu jako protiváhu k vyrovnání se s pohybem dolních končetin a pánevního pletence. Důkazem je prodloužení kroku a zmenšení krokové kadence při vědomém zvětšení rotační exkurze trupu při běhu. (Hordyk a Hsieh, 2020) Fontecchio and Savionis (2012) prokázali ve své práci korelaci mezi délkou kroku při běhu a rotací páteře. Studie zároveň dokazuje, že dobrovolníci, jež měli delší krok a zároveň tedy větší rotaci páteře, zatěžovali kolenní klouby menší silou.

Vyšetření dynamické plantografie chůze prokázalo takřka identické zatížení plosky v průběhu chůzového cyklu naboso a v obuvi. Ze studie běhu v obuvi vyplývá o 10.2% vyšší zatížení přednoží oproti patě. Průměrné zvýšení poměru zatížení přednoží při běhu naboso je dokonce 21 % ve prospěch přednoží. Dobrovolníci běžící naboso vykazovali vyšší kyfotický i lordotický úhel a menší předklon trupu oproti běžcům v obuvi. Výsledky studie potvrzují účast páteře na tlumení nárazů. (Lieberman a Castillo, 2018; Draus a kolektiv, 2015)

2.9 Porovnání kineziologie bipedální a kvadrupedální lokomoce

Vztahy mezi lokomocí člověka a lokomocí savců a ostatních zvířat jsou častým zájmem studií. Důvodů pro hledání podobných kineziologických aspektů lokomoce je více. Zejména jde o získání co nejpodobnějšího animálního modelu ke studii potenciačních přístupů spondylochirurgie. (Reitmeier a Schmidt, 2020) Dalšími důvody jsou bližší objasnění funkce kvadrupedie ve vývoji jedince a konkrétnější vysvětlení evoluce člověka. (Rigghetti a kolektiv, 2015)

Kineziologický rozbor lezení dítěte a kvadrupedální lokomoce primátů naznačuje pravděpodobnou podobnost neuronální kontroly lokomoce mezi lidmi a primáty. (Rigghetti a kolektiv, 2015) Komparace kinematické analýzy pohybů lidské páteře a permanentních kvadrupedů dokazuje vyšší shodu hybnosti páteře při chůzi mezi lidskou a psí páteří, než mezi hybností lidské páteře a páteře primátů. (Reitmeier a Schmidt, 2020) Specifikem lidské bipedální lokomoce je kontrarotace hrudníku a pánve vůči sobě. Rotace trupu šimpanzů a makaků při bipedální lokomoci je obdobná jako u lidí, ale hrudník a pánev rotují společně. (Kinoshita a kolektiv, 2020)

3 Experimentální část práce

3.1 Cíle a hypotézy

Cílem experimentální části práce bylo ozřejmit účinek aplikované intervence zaměřené na oblast hrudníku a zjistit, zdali dojde k bezprostřednímu efektu na pohyblivost hrudníku v sagitální a transverzální rovině. Dalším cílem bylo zhodnotit vliv intervence na výsledky statické a dynamické plantografie a porovnat efekt u obou testovaných skupin.

Hypotézy

Skupina výzkumných otázek A

H1 - Aplikovaná terapie ovlivní hybnost hrudníku v sagitální rovině.

H2 - Aplikovaná terapie ovlivní hybnost hrudníku v transverzální rovině.

Skupina výzkumných otázek B

H3 - Aplikovaná terapie ovlivní konfidenční elipsu COP (mm²) při statické plantografii se zrakovou kontrolou.

H4 - Aplikovaná terapie ovlivní konfidenční elipsu COP (mm²) při statické plantografii bez zrakové kontroly.

Skupina výzkumných otázek C

H5 - Aplikovaná terapie ovlivní alespoň jeden sledovaný parametr* měřený dynamickou plantografií.

*Sledované parametry: H5_A - délka krokového cyklu

H5_B - šířka kroku

H5_C - maximum force 1

H5_D - maximum force 2

H5_E - length of gait line

3.2 Metodika

Dobrovolníci měli možnost přihlásit se do studie přes inzerát vyvěšený na sociálních sítích. Se zájmem o účast mě kontaktovalo kolem 50 dobrovolníků, z nichž splňovalo kritéria pro zařazení do studie 32 lidí. Žádný z potenciálních probandů nesměl trpět akutní ani chronickou bolestí pohybového aparátu. Nikdo z vyšetřovaných nepodstoupil operaci hrudníku, břišních orgánů ani páteře. Odebrání základní anamnézy a vyšetření proběhlo po podepsání informovaného souhlasu (Příloha č. 1, stránka 67). Všichni zúčastnění byli informováni o průběhu vyšetření i fyzioterapeutické intervence, jejich účelem a vyhodnocením dat pro účely této diplomové práce. Vyšetření probanda proběhlo těsně před provedením terapie a následně ihned po terapii. Měření probíhalo na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF a FN Motol od října 2020 do února 2021.

3.3 Charakteristika testovaného vzorku

Dobrovolníci tvořili dvě testované skupiny po šestnácti lidech. Každá skupina čítala osm žen a osm mužů. Do studie se mohl přihlásit kdokoliv, kdo splňoval zdravotní kritéria definovaná v informovaném souhlasu a zároveň patřil do skupiny mladších dospělých (20-34 let) a starších dospělých (35-50 let).

Při získávání časového údaje o pohybové aktivitě probandů bylo vysvětleno, že se otázka týká všech plánovaných, sportovních aktivit ať už aerobního či anaerobního charakteru. Zároveň jsou tyto aktivity součástí pravidelného návyku dodržovány alespoň celý předchozí měsíc.

	Skupina*	Věk (roky)	Výška (cm)	Váha (kg)	Pohybová aktivita (h)	BMI
Mean	Mladší	24.6	177	72.5	6.63	23.1
	Starší	43.5	174	81.4	6.38	26.8
Median	Mladší	23.5	178	71.0	6.00	23.1
	Starší	45.0	176	86.5	6.00	27.6
Standard deviation	Mladší	3.59	6.82	10.8	4.47	2.65
	Starší	4.60	6.92	16.7	3.26	4.34

*Mladší n= 16 dobrovolníků, Starší n= 16 dobrovolníků

Tabulka č.2 - Charakteristika testovaných vzorků

3.4 Metodika vyšetření

Každý dobrovolník byl v úvodu obeznámen s průběhem experimentu. Všichni zúčastnění měli možnost vznést doplňující otázky a byl jim dán dostatečný čas pro vyplnění informovaného souhlasu. Následovalo změření Ottova inklináčního a reklinačního indexu - měřeného od processus spinosus C7+30 cm kaudálně a následnou maximální flexí a extenzí hrudníku. Pro přesnost měřené vzdálenosti byly oba antropometrické body označeny dílkem kineziologického tejpů. Poté došlo na změření aktivního rozsahu rotace hrudní páteře dle Hwang a kolektivu (2017). Pro tento účel byla využita pozice tzv. „lumbar locked position“ (Obrázek č. 4 a 5, stránka 32). Pro svou vysokou spolehlivost a jednoduchost byla rotace měřena klinometrem, neboli sklonoměrem, za pomoci chytrého telefonu. Měření rotace hrudníku pomocí klinometru vyšlo v již zmiňované studii jako velice přesné. Nakonec byl dotýčný vyšetřen pomocí přístroje Zebris Rehawalk FDM-T. Přístroj byl před každým měřením kalibrován a všechna měření proběhla naboso. Dobrovolník absolvoval nejprve analýzu stoje se zrakovou kontrolou (30 s), následně analýzu stoje bez zrakové kontroly (30 s) a jako třetí v řadě byla analyzována chůze (60 s). Analýze chůze přecházela adaptace chůze na měřícím přístroji (5 min) za konstantní, předem nastavené rychlosti 3,5 km/h. Pro analýzu byla ponechána stejná rychlost.



Obrázek č. 3 - Ottova inklináční a reklinační vzdálenost



Obrázek č. 4 - Měření rotace hrudní páteře 1



Obrázek č. 5 - Měření rotace hrudní páteře 2

Po získání vstupních dat následovala fyzioterapeutická intervence cílená na hrudní segment. Terapie se skládala z techniky pro protažení hrudní fascie, mobilizaci hrudních obratlů a aktivního cvičení rotace hrudníku. Intervence byla zahájena anterolaterálním protažením hrudní fascie s rotační komponentou (Obrázek č. 6). Poté byla aplikována mobilizace hrudní páteře dle Dvořáka a kolektivu (2008) (Obrázek č. 7). Fyzioterapeutický zásah byl zakončen aktivním cvičením, jehož hlavní pohybovou komponentou byla rotace páteře (Obrázek č.8 a 9, stránka 33). Bezprostředně po dokončení aktivního cvičení byl proband vyšetřen podruhé.



Obrázek č. 6 - Protažení hrudníku do rotace



Obrázek č. 7 - Mobilizace Th páteře



Obrázek č. 8 - Aktivní cvičení rotace hrudníku 1



Obrázek č. 9 - Aktivní cvičení rotace hrudníku 2

3.5 Vyšetření pomocí přístroje Zebris Rehawalk FDM-T

Zebris Rehawalk je přístroj vyvinutý německou společností Zebris Medical GmbH. FDM-T v názvu zastupuje slovní spojení: „Force Distribution Measurement in Time“. Tedy měření rozložení sil v průběhu času. Zebris Rehawalk má využití diagnostické i terapeutické. Skládá se z běhátka, jehož pohyblivý pás disponuje integrovanými tlakovými senzory. Podpůrné konstrukce, včetně závěsného systému nebo zábradlí. Důležitou součástí je samozřejmě i software designovaný pro pohodlné uživatelské využití. Systém umožňuje regulovat rychlost stupňovitě po 0.1 km/h až do 10 km/h. Lze také korigovat náklon běhátka do 25°stoupání. (Zebris Medical, 2011)

Základní vyšetření předvolené v systému jsou jednodominutové vyšetření chůze a třicetivteřinové vyšetření stoje. Dle zkušenosti fyzioterapeutů kliniky se jedná o časově nenáročné testování s dobrou klinickou validitou. Pro mé testování jsem tedy využil stejné testovací schéma. V případě nutnosti je možné nastavit parametry vyšetření dle vlastních požadavků.

Výsledky vyšetření jsou softwarem vyhodnoceny a interpretovány ve formě protokolu, viz „Příloha č. 2 - Protokol z vyšetření stoje na Zebris Rehawalk“ a „Příloha č. 3 - Protokol z vyšetření chůze na Zebris Rehawalk“ na stránce 70-75.

Ze všech údajů měřených při vyšetření stoje jsou pro potřeby diplomové práce využity pouze data 95% COP. Jde o parametr konfidenční elipsy „*confidence ellipse area*“. Tedy ovál tvořený 95 % plochou na níž osciluje COP v průběhu třicetivteřinového měření. 95% COP je údaj často využívaný pro hodnocení posturální stability. Informuje o reakci vyšetřovaného na „*posture sway*“, houpavé pohyby těla vůči opěrné bázi. (Vařeka, 2002)

Minutové vyšetření stoje podává informace o časoprostorových údajích chůze. Sledované parametry v této práci jsou: délka a šířka kroku, Maximum force 1, Maximum force 2 a Length of gait line.

Délka kroku, neboli step length, je vzdálenost mezi kontaktem jedné a druhé paty s pohyblivým pásem při krokovém cyklu (stride length). Šířka kroku, step width, je vzdálenost mezi nohama při kroku. Délka i šířka kroku je v protokolu uvedena jako průměrná hodnota změřených vzdáleností za celý čas vyšetření. Hodnoty jsou uvedeny v centimetrech se směrodatnou odchylkou měření.

„Maximum force 1“ je vrcholný silový moment kontaktu paty s podložkou. „Maximum force 2“ je druhý vrcholný silový moment, vyvolaný odrazem špičky od podložky. V protokolu jsou hodnoty uvedeny jako průměr hodnot změřených za časový interval měření. Protože se jedná o údaje hodnotící tíhu, jsou hodnoty uváděny v N.

„Length of gait line“, délka krokové linie, popisuje délku průběhu COP při kontaktu každé dolní končetiny s podložkou. Údaj je znovu uvedený jako průměr z celého měření a je uveden v milimetrech.

3.6 Statistické zpracování dat

Pro zpracování dat byl využit program MS Excel (Microsoft 365). Naměřené údaje a sledovaná data z protokolů vytvořené softwarem Zebris byly zapsány do tabulky. Každý z dobrovolníků měl přiřazen své údaje před a po aplikované terapii. MS Excel byl využit pro vypracování deskriptivní statistiky.

Následně byla data převedena do statistického programu Jamovi. Výběru statistické metody předcházelo ověření si normality dat. K tomu byl využit Shapirův-Wilkův test normality. Byla-li hodnota $p > 0.05$ nebyla normalita zamítnuta.

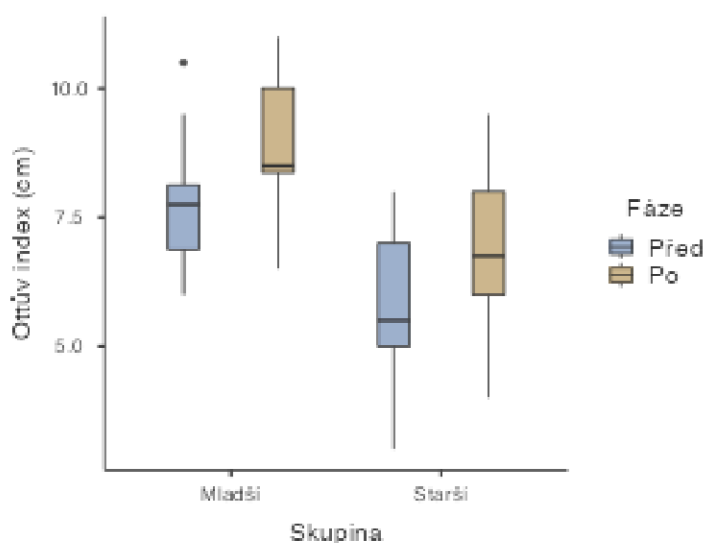
V případě nezamítnuté normality dat u všech ze čtyř měření, byly hypotézy testovány two-way ANOVA. Pokud byla normalita dat zamítnuta u jednoho a více případů dat, byla hypotéza testována Friedmanovo testem a porovnáním dle Durbin-Conover testu. V jednom případě byla normalita dat vyvrácena ve všech čtyřech případech. Hypotézu H4 jsem testoval navíc nejprve pomocí Wilcoxonova testu v rámci obou skupin zvlášť. Nakonec jsem porovnal rozdíl před a po terapii mezi skupinou mladších a starších dobrovolníků prostřednictvím Mann Whitney U testu.

4 Výsledky

4.1 Ověření hypotézy H1

„H1 - Aplikovaná terapie ovlivní hybnost hrudníku v sagitální rovině.“

Pro testování hybnosti hrudníku byl využit součet Ottova inklinčního a reklinačního indexu. Hodnoty Ottova indexu mnou testovaných vzorků mladších a starších dobrovolníků vyobrazuje graf č. 1 níže.



Graf č. 1 - Ottův index (cm)

Shapiro-Wilk p		
	Mladší	Starší
Před	p=0.52	p=0.38
Po	p=0.27	p=0.99

Tabulka č. 3 - Výsledky Shapiro-Wilk testu H1

Při testování normality dat nebyla normalita vyvrácena. Výsledná hodnota Shapiro -Wilk testu celé analýzy byla $p = 0.449$. Hypotéza byla testována pomocí two-way ANOVA.

ANOVA - Ottův index (cm)

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Fáze	20.81641	1	20.81641	10.82690	0.002
Skupina	63.00391	1	63.00391	32.76920	< .001
Fáze * Skupina	0.00391	1	0.00391	0.00203	0.964
Residuals	115.35938	60	1.92266		

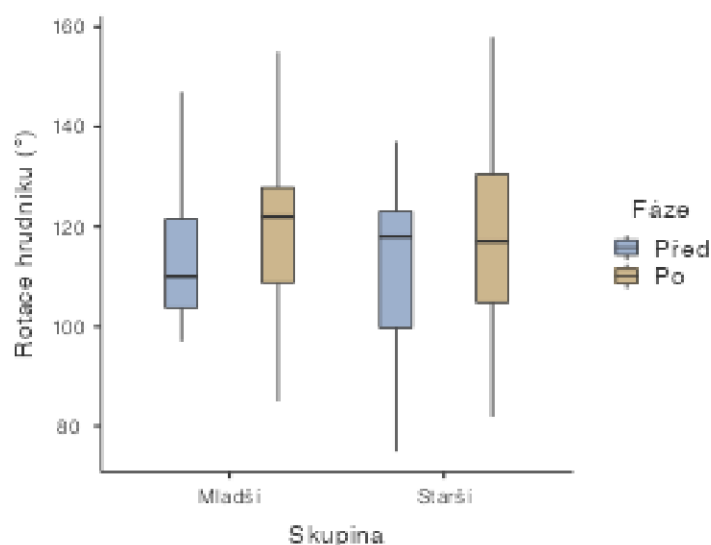
Tabulka č. 4 - Výsledky two-way ANOVA při testování H1

Analýza prokazuje statisticky významný efekt aplikované terapie na součet Ottova inklinčního a reklinačního indexu ($p=0.002$). H1 nebyla vyvrácena na hladině významnosti $p=0.05$. Zároveň je prokázán významný rozdíl mezi mladší a starší skupinou ($p<0.001$).

4.2 Ověření hypotézy H2

„H2 - Aplikovaná terapie ovlivní hybnost hrudníku v transverzální rovině.“

Hybnost hrudníku v transverzální rovině je hodnocena pomocí součtu rotace hrudní páteře doprava a doleva. Naměřené hodnoty vyobrazuje pro obě měřené skupiny graf č.2.



Graf č. 2 - Rotace hrudní páteře (°)

Shapiro-Wilk p		
	Mladší	Starší
Před	p=0.20	p=0.47
Po	p=0.37	p=0.98

Tabulka č. 5 - Výsledky Shapiro-Wilk testu H2

Při testování normality dat nebyla normalita zamítnuta. Výsledná hodnota Shapiro-Wilk testu analýzy byla $p = 0.648$. Hypotéza byla testována pomocí two-way ANOVA.

ANOVA - Rotace hrudníku (°)

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Fáze	342.25	1	342.25	1.16846	0.284
Skupina	1.56	1	1.56	0.00533	0.942
Fáze * Skupina	12.25	1	12.25	0.04182	0.839
Residuals	17574.38	60	292.91		

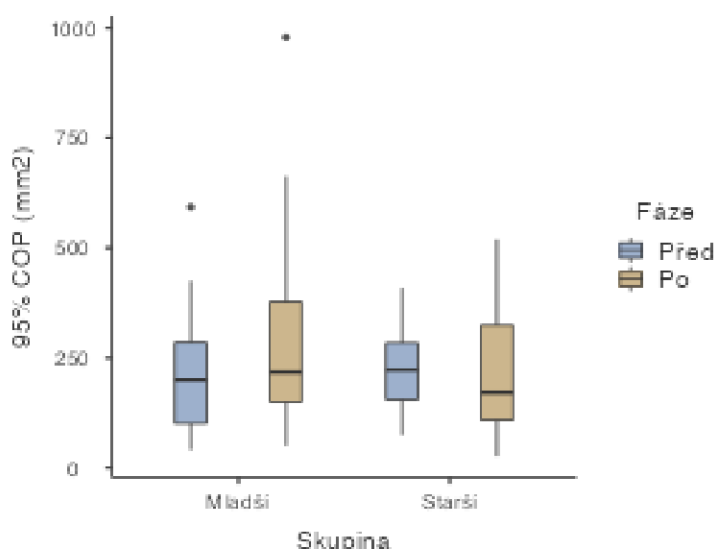
Tabulka č. 6 - Výsledky two-way ANOVA při testování H2

Statistická analýza vyvrací H2 na hladině významnosti $p=0.05$. Aplikovaná terapie neměla statisticky významný vliv na hybnost hrudní páteře v transverzální rovině. A to jak u mladších, tak starších dobrovolníků.

4.3 Ověření hypotézy H3

„H3 - Aplikovaná terapie ovlivní konfidenční elipsu 95% COP (mm²) při statické plantografii se zrakovou kontrolou.“

Výsledky měření konfidenční elipsy ve stoji (95% COP) u obou skupin vyobrazuje graf č. 3.



	Shapiro-Wilk p	
	Mladší	Starší
Před	p=0.21	p=0.73
Po	p=0.01	p=0.12

Tabulka č. 7 - Výsledky Shapiro-Wilk testu H3

Graf č. 3 - 95% COP se zrakovou kontrolou (mm²)

Normalita dat byla vyvrácena v případě dat skupiny mladších dobrovolníků po intervenci hodnotou Shapiro - Wilk testu $p=0.01$. Hypotéza byla testována pomocí Friedmanova testu včetně testu Durbin-Conovera.

Friedman			Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				
χ^2	df	p			Statistic	p	
4.42	3	0.219	Mladší - před	-	Starší - před	0.417	
			Mladší - před	-	Mladší - po	1.392	0.171
			Mladší - před	-	Starší - po	0.696	0.490
			Starší - před	-	Mladší - po	0.974	0.335
			Starší - před	-	Starší - po	1.113	0.272
			Mladší - po	-	Starší - po	2.087	0.043

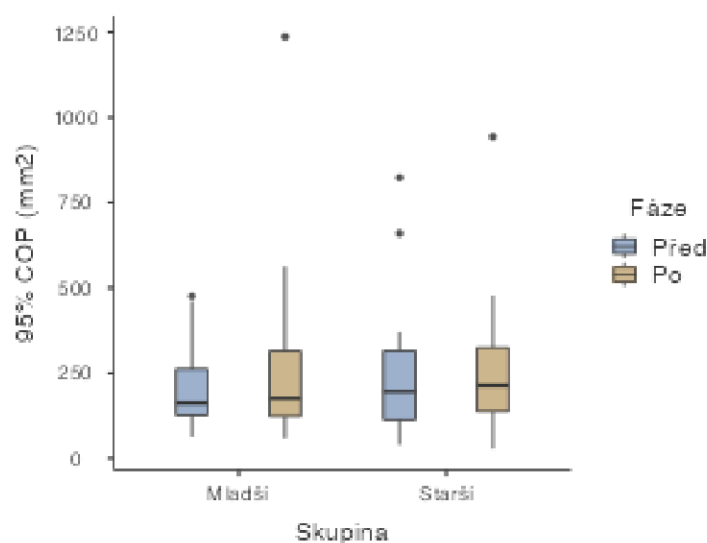
Tabulka č. 8 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování H3

Na základě statistického testování je vyvrácena H3 na hladině významnosti $p=0.05$. Aplikovaná terapie neměla statisticky prokazatelný vliv na velikost konfidenční elipsy vyjádřenou 95% COP při vyšetření stoje se zrakovou kontrolou ani u jedné z měřených skupin.

4.4 Ověření hypotézy H4

„H4 - Aplikovaná terapie ovlivní konfidenční elipsu COP (mm²) při statické plantografii bez zrakové kontroly.“

Hodnoty konfidenční elipsy 95% COP (mm²) měřené bez zrakové kontroly u obou testovaných skupin vyobrazuje graf č.4.



Shapiro-Wilk p		
	Mladší	Starší
Před	p=0.02	p=0.01
Po	p<0.01	p=0.01

Tabulka č. 9 - Výsledky Shapiro-Wilk testu H4

Graf č. 4 - 95% COP bez zrakové kontroly (mm²)

Normální rozložení bylo vyvráceno ve všech čtyřech případech. viz. tabulka č. 7. Hypotéza 4 byla následně testována neparametrickými testy. Nejprve byl v rámci obou testovaných skupin použit Wilcoxonův test (Tabulka č.6).

Paired Samples T-Test

		Statistic	p
Mladší - Před	Mladší - Po	Wilcoxon W	55.0
Starší - Před	Starší - Po	Wilcoxon W	72.5
			0.528
			0.836

Tabulka č. 10 - Wilcoxonův test pro skupinu mladších i starších dobrovolníků

Rozdíl hodnot mediánu velikosti 95% COP skupiny mladších a starších dobrovolníků byl před testováním pouze 13 mm² (Tabulka č.11 na stránce 39). Rozdíl není při velikosti vzorků n=16 statisticky významný. K dosažení komparace vlivu intervence na skupiny byl dále porovnán rozdíl velikosti 95% COP mladší skupiny před a po terapii navzájem s hodnotou rozdílu velikosti 95% COP starší skupiny před a po terapii.

Median		
	Mladší	Starší
Před	162	197
Po	175	214

Tabulka č. 11 - Hodnoty mediánu velikosti 95% COP

Testování normality velikosti rozdílů nevyvrátilo normalitu dat (Tabulka č.12). Pro další testování hypotézy byla data vyhodnocena nezávislým párovým t-testem (Tabulka č.13).

Shapiro-Wilk p	
Mladší	Starší
p=0.42	p=0.53

Tabulka č. 12 - Shapirův - Wilkův test rozdílů 95% COP

Independent Samples T-Test				
		Statistic	df	p
Rozdíl	Student's t	-1.67	30.0	0.105

Tabulka č. 13 - Nezávislý párový t-test rozdílů 95% COP

Friedman			Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				
χ^2	df	p			Statistic	p	
0.825	3	0.843	Mladší - Před	-	Starší - Před	0.134	0.894
			Mladší - Před	-	Mladší - Po	0.669	0.507
			Mladší - Před	-	Starší - Po	0.000	1.000
			Starší - Před	-	Mladší - Po	0.802	0.427
			Starší - Před	-	Starší - Po	0.134	0.894
			Mladší - Po	-	Starší - Po	0.669	0.507

Tabulka č. 14 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování H4

H4 nebyla prokázána na hladině významnosti $p=0.05$. Nebyl prokázán signifikantní rozdíl ve velikosti konfidenční elipsy před a po aplikování terapie ani u jedné skupiny. Výsledky jsou potvrzeny pomocí Friedmanova testu a testu dle Durbin-Conovera. (Tabulka č. 14)

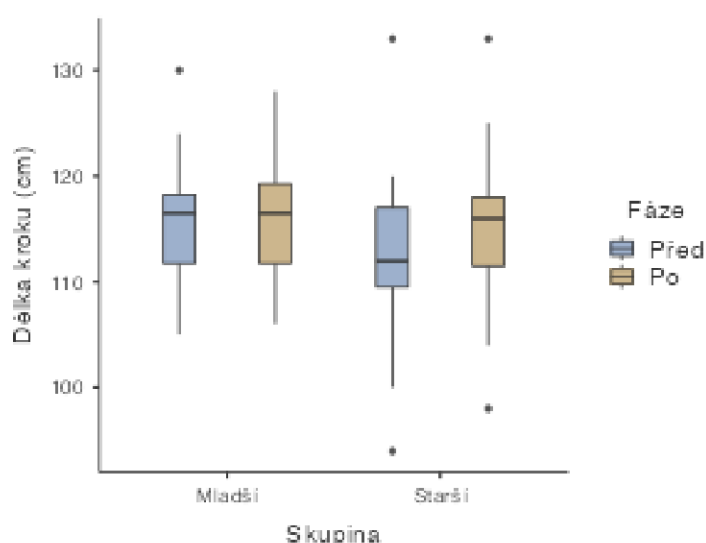
4.5 Ověření hypotézy H5

„H5 - Aplikovaná terapie ovlivní alespoň jeden sledovaný parametr* měřený dynamickou plantografií.“

4.5.1 Sledovaný parametr H5_A

„Aplikovaná terapie ovlivní délku krokového cyklu“

Změřenou délku krokového cyklu všech dobrovolníků shrnuje graf č. 5. Normalita souhrnu dat nebyla vyvrácena viz. tabulka č.15.



Shapiro-Wilk p		
	Mladší	Starší
Před	p=0.83	p=0.55
Po	p=0.72	p=0.81

Tabulka č. 15 - Shapiro-Wilk test H5A

Graf č. 5 - Délka krokového cyklu (cm)

ANOVA - Délka kroku (cm)

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Fáze	31.6	1	31.6	0.576	0.451
Skupina	66.0	1	66.0	1.201	0.277
Fáze * Skupina	17.0	1	17.0	0.310	0.580
Residuals	3297.8	60	55.0		

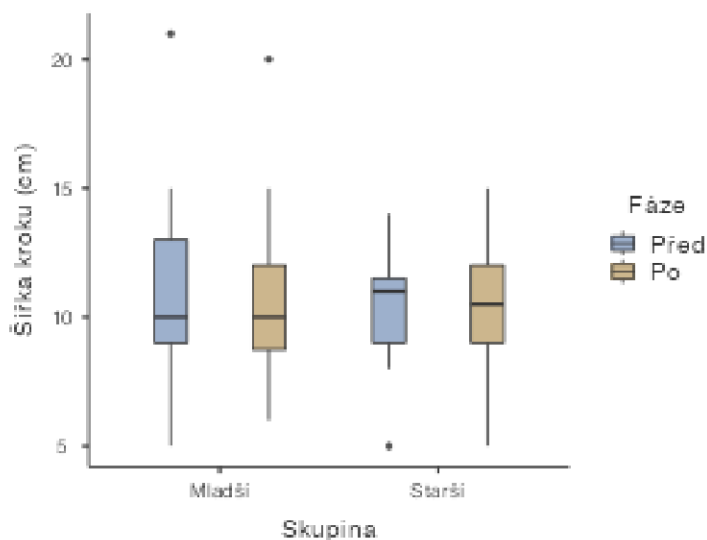
Tabulka č. 16 - Výsledky two-way ANOVA při testování H5A

Výsledky analýzy zanesené v tabulce č. 16 nepotvrzují statisticky významný vliv aplikované terapie na délku krokového cyklu testovaných dobrovolníků. Nebyl prokázán ani rozdílný vliv terapie na mladší a starší skupinu. Část A, hypotézy H5 nebyla prokázána na hladině významnosti $p=0.05$.

4.5.2 Sledovaný parametr H5_B

„Aplikovaná terapie ovlivní šířku kroku“

Šířka kroku dobrovolníků naměřená před a po terapii je shrnuta v grafu č. 6. Normalita dat byla vyvrácena v jednom ze čtyř sérií dat, a to u dat získaných měřením šířky kroku mladších dobrovolníků před terapií.



Graf č. 6. Šířka kroku (cm)

Shapiro-Wilk p		
	Mladší	Starší
Před	p=0.03	p=0.45
Po	p=0.12	p=0.62

Tabulka č. 17 - Shapiro-Wilk test H5B

Friedman			Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				
χ^2	df	p			Statistic	p	
0.373	3	0.946	Mladší - před	-	Starší - před	0.340	0.735
			Mladší - před	-	Mladší - po	0.136	0.892
			Mladší - před	-	Starší - po	0.340	0.735
			Starší - před	-	Mladší - po	0.476	0.636
			Starší - před	-	Starší - po	0.000	1.000
			Mladší - po	-	Starší - po	0.476	0.636

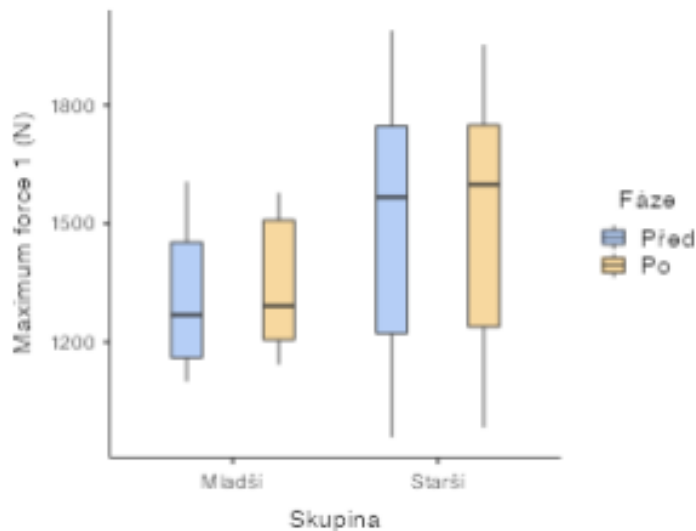
Tabulka č. 18 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování H5B

Výsledky analýzy zanesené v tabulce č. 18 nepotvrzují statisticky významný vliv aplikované terapie na šířku kroku testovaných dobrovolníků. Nebyl prokázán ani rozdíl mezi mladší a starší skupinou. Část B, hypotézy H5 nebyla prokázána na hladině významnosti $p=0.05$.

4.5.3 Sledovaný parametr H5_C

„Aplikovaná terapie ovlivní maximum force 1.“

Změřenou maximum force 1 kroku všech dobrovolníků shrnuje graf č. 7. Normální rozložení dat bylo v jednom případě vyvráceno viz. tabulka č.19.



Graf č. 7. Maximum force 1 (N)

Shapiro-Wilk p		
	Mladší	Starší
Před	p=0.15	p=0.35
Po	p=0.02	p=0.20

Tabulka č. 19 - Shapiro-Wilk test H5C

Friedman			Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				
χ^2	df	p			Statistic	p	
16.3	3	<.001	Mladší - před	-	Mladší - po	0.815	0.419
			Mladší - před	-	Starší - před	2.609	0.012
			Mladší - před	-	Starší - po	4.403	<.001
			Mladší - po	-	Starší - před	1.794	0.080
			Mladší - po	-	Starší - po	3.588	<.001
			Starší - před	-	Starší - po	1.794	0.080

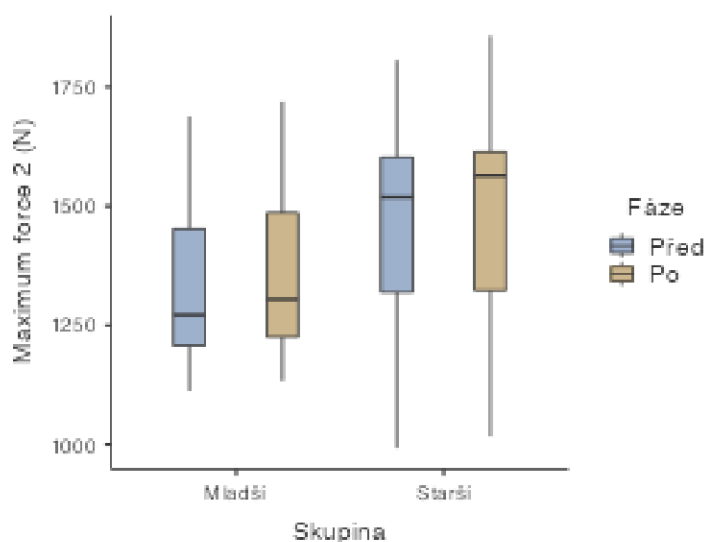
Tabulka č. 20 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování

Výsledky analýzy zanesené v tabulce č. 20 vyvrací efekt intervence na maximum force 1 u obou skupin. Statisticky významné se ukazují pouze porovnání výsledků jednotlivých skupin vůči sobě. Část C hypotézy H5 nebyla prokázána na hladině významnosti $p=0.05$.

4.5.4 Sledovaný parametr H5_D

„Aplikovaná terapie ovlivní maximum force 2.“

Naměřenou maximální sílu 2 všech dobrovolníků shrnuje graf č. 8. Normální rozložení dat nebylo vyvráceno viz. tabulka č.21.



Shapiro-Wilk p		
	Mladší	Starší
Před	p=0.06	p=0.30
Po	p=0.11	p=0.28

Graf č. 8. Maximum force 2 (N)

Tabulka č. 21 - Shapiro-Wilk test H5D

Data byla analyzována pomocí two-way ANOVA.

ANOVA - Maximum force 2 (N)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Fáze	11244	1	11244	0.2174	0.643
Skupina	229860	1	229860	4.4442	0.039
Fáze * Skupina	600	1	600	0.0116	0.915
Residuals	3.10e+6	60	51721		

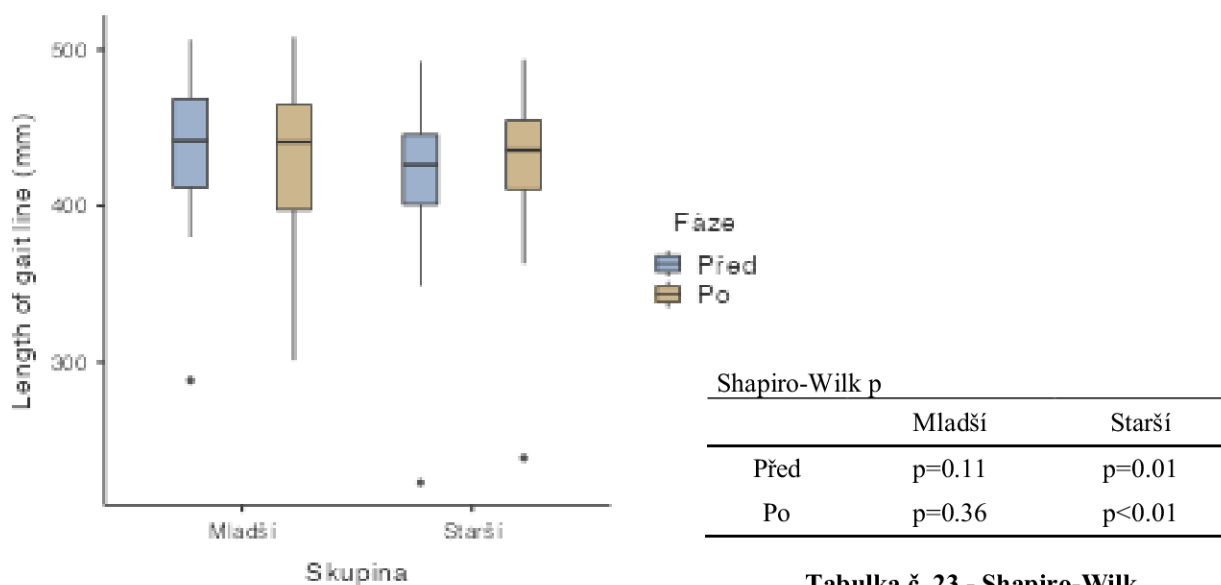
Tabulka č. 22 - Výsledky two-way ANOVA při testování H5D

Výsledky analýzy zanesené v tabulce č. 22 potvrzují statisticky významný vliv aplikované terapie na maximum force 2 testovaných dobrovolníků. U skupiny mladších dobrovolníků došlo k průměrnému navýšení maximum force 2 o 20 N a v případě starších dobrovolníků o 32 N. Část D, hypotézy H5 byla prokázána na hladině významnosti $p=0.05$.

4.5.5 Sledovaný parametr H5_E

„Aplikovaná terapie ovlivní length of gait line.“

Šířka kroku dobrovolníků naměřená před a po terapii je shrnuta v grafu č. 9. Normalita dat byla vyvrácena ve dvou ze čtyř případů, a to u dat získaných měřením length of gait line starších dobrovolníků před terapií i po terapii.



Graf č. 9. Length of gait line (mm)

Tabulka č. 23 - Shapiro-Wilk test H5E

Friedman			Pairwise Comparisons (Durbin-Conover)				
χ^2	df	p			Statistic	p	
5.10	3	0.165	Mladší - před	-	Starší - před	1.683	0.099
			Mladší - před	-	Mladší - po	0.280	0.780
			Mladší - před	-	Starší - po	0.280	0.780
			Starší - před	-	Mladší - po	1.963	0.056
			Starší - před	-	Starší - po	1.963	0.056
			Mladší - po	-	Starší - po	0.000	1.000

Tabulka č. 24 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování H5E

Výsledky analýzy zanesené v tabulce č. 24 nepotvrzují statisticky významný vliv aplikované terapie na length of gait line testovaných dobrovolníků. Nebyl prokázán ani rozdíl mezi mladší a starší skupinou. Část E, hypotézy H5 nebyla prokázána na hladině významnosti $p=0.05$.

Byl prokázán vliv fyzioterapeutické intervence na velikost maximum force 2 u obou skupin. Tím je H5 prokázána. Aplikovaná intervence měla vliv alespoň na jeden sledovaný parametr chůze.

5 Diskuze

5.1 Diskuze k teoretické část

Při volbě tématu diplomové práce se jevil zvolené téma fyziologických pohybů páteře jako práce rešeršního charakteru. Chůze je jedním z kineziologicky nejvíce prozkoumaných pohybových stereotypů. Je to pohybový stereotyp dennodenně vyšetřovaný ve fyzioterapeutické praxi. Ovšem po ponoření se do odborné literatury přišlo překvapení. Limity vyšetřovacích metod, nízká kontrola výsledků starších experimentů s využitím modernějších přístupů a interindividuální variabilita aspektů chůze dělá z odpovědi na jeden z esenciálních aspektů vyšetření chůze jako jsou pohyby páteře velice obtížný úkol.

Pohyby páteře jsou bezpochyby ovlivněny již genetickou informací od obou rodičů. Tento fakt dokazuje množství vrozených a dědičných vad páteře. Jako příklad důležitosti dědičné informace na hybnost páteře si můžeme představit lumbalizaci a sakralizaci obratle nebo rozštěp páteře. (Vital a Cawley, 2020) Hlubším zamyšlením se nad tím, zdali je hybnost dospělého člověka determinována dědičnou informací nebo spíše vlivem prostředí se dostáváme k filozofické otázce „nature versus nurture“. Na tuto otázku odpovídá Polderman a kolektiv (2015) studií čtrnácti milionů dvojčat z celého světa za posledních padesát let. Dědičný podíl předků na skeletu jedince udává studie na hranici 51 %. Ostatní vlivy jako například pohybové stereotypy a návyky formují skelet dle autorů podílem 49 %.

Dalším faktorem mající důležitý vliv na stavbu organismu jsou fetální pohyby. Celková hybnost plodu ovlivňuje růst kostí, svalů i kloubů. (Piontelli, 2015) Víme, že pohyby plodu ovlivňují formování skeletu a budoucí hybnost jedince. Je popsána vysoká šance predikovat rozvinutí obrazu dětské mozkové obrny u dětí jejichž general movements mají abnormální charakter, vykazují omezenou variabilitu nebo frekvenci a u nichž chybí specifické fidgety general movements vázané k intrauterinnímu věku. (Hadders-Algra, 2018)

Fyziologický aspekt lokomoce je vhodné vztáhnout ke konkrétní zkoumané skupině. Lidská populace má vysokou variabilitu a je prakticky nemožné generalizovat určitý rozsah hybnosti páteře jako fyziologický pro celou zdravou populaci. Biomechanické aspekty chůze ovlivňuje rasa, pohlaví nebo výška. (Hill a kolektiv, 2020; Zengin a kolektiv, 2016; Samson a kolektiv, 2001)

Mnoho autorů se zabývá hybností páteře ve vztahu k bolesti zad. Bolesti zad spadající pod hromadné označení low back pain. Jsou nejčastější muskuloskeletální problém zapříčínující limitaci aktivit a absenci v práci. (Wu a kolektiv, 2017) Další odborníci směřují své úsilí pro zdokonalení invazivních léčebných postupů. Kinematické analýzy jsou zaměřeny zejména na hybnost bederní páteře. (Reitmaier a Schmidt, 2020) Při bolestech bederní části zad je nepochybně ovlivněna hybnost i ostatních částí páteře. (Crosbie a kolektiv, 2013) Je nutné zkoumat hybnost páteře jako celek a nenechat se ovlivnit pouze místem percepce bolesti, na což upozorňoval již profesor Lewit.

Měření hybnosti páteře při lokomoci dominuje metoda optometrického měření systémem VICON. Bohužel při hledání v recentní literatuře nebyla nalezena ani jedna studie popisující celkovou hybnost páteře vyšetřenou za pomoci této metody u zdravých dobrovolníků. Publikované studie se týkají výhradně vyšetření patologických stavů jako je například chůze dobrovolníků s akutní nebo chronickou bolestí zad, a nebo zkoumají pouze konkrétní část páteře. (Roman a kolektiv, 2019)

V kapitole „2.3 Studie zabývající se hybností páteře při bipedální lokomoci“, shrnuji poznatky ze studií zabývajících se hybností páteře při chůzi. Jsou zde zahrnuty studie zaměřující se na pohyby určité části páteře. Cílem kapitoly je shrnout výsledky prací a podat přehled o generalizované hybnosti páteře při chůzi. Je důležité uvědomit si, že každá studie má specificky designovanou metodiku experimentálního měření, je využita rozdílná vyšetřovací metoda, statistický postup nebo rozdílný věk účastníků. Proto není možné vypracovat přesný algoritmus pohybu páteře při chůzi, ale je podán odborný vhled přibližující se realitě.

Chůze má mnoho pohybových charakteristik, které patří neodmyslitelně k sobě a ovlivňují se navzájem. Stanovení fyziologických norem hybnosti páteře při chůzi by mělo být výchozím bodem pro další zkoumání chůze. Výsledky měření jsou vhodné pro porovnání s pacienty obdobných charakteristik s různými obtížemi. Proto je vhodné, aby každý výzkumník vyšetřil svou kontrolní skupinu zdravých dobrovolníků. Až takto specifické porovnání pohyblivosti dokáže vyhodnotit odchylky od fyziologické stanovené normy a může najít využití.

5.2 Diskuze k experimentální části

Stanovené hypotézy, na kterých je postavena experimentální část práce, zkoumají vztah mezi hybností páteře, terapií zaměřenou na hrudník a časoprostorovými vlastnostmi chůze. Jeden z vyšetřovaných parametrů chůze fyzioterapeutem při aspekčním vyšetření je kontrarotace mezi ramenními pletenci a pánví. V české literatuře je dle Koláře a kolektivu (2009) popsán vrchol této rotace v oblasti Th7. Véle (2006) uvádí ve své práci souběh rotace kraniální a kaudální části hrudníku v oblasti Th8. Starší studie zkoumající vztah chůze a pohybů páteře zjednodušují měření rozsahu rotace páteře právě na protichůdné pohyby pánve a ramenních pletenců vůči sobě. Tento fakt mohl zkreslit představu o opravdové hybnosti páteře, jelikož ramenní pletence přispívají vlastní propulzní silou k lokomoci, čímž jejich pohyb neodpovídá pohybu hrudníku potažmo hrudní páteře. (Crosbie a kolektiv, 1997)

Fyziologická hodnota Ottovy distance na páteři měřená od processus spinosus C7+30 cm kaudálně je stanovena rozvojem minimálně o 3 cm při flexi a zkrácením o 2.5 cm při extenzi hrudní páteře. (Kolář a kolektiv, 2009). Průměrný součet rozvoje a zkrácení Ottovy distance byl u mladší skupiny dobrovolníků před terapií 7.8 cm (SD= 1.2 cm). Po terapii dokonce 8.9 cm (SD= 1.3 cm). U skupiny starších dobrovolníků byla průměrná hodnota součtu Ottovy distance 5.8 cm (SD= 1.4 cm) před terapií a 6.9 cm (SD= 1.4 cm) po terapii. Nárůst hodnoty byl v obou případech statisticky významný. Rozdílnost hodnot Ottovy distance mladších a starších dobrovolníků lze vysvětlit zmenšujícím se rozsahem pohybu vlivem stárnutí a degenerativních změn. (Crawford a kolektiv, 2018) Degenerativní změny kostně kloubního aparátu se začínají projevovat poprvé na páteři právě postupným snížením hybnosti již od 40. roku života. (Bryant a kolektiv, 2018) Čísla jsou zároveň důkazem, že lze ovlivnit hybnost páteře v sagitální rovině aplikovanou intervencí stejně u mladší i starší skupiny. V obou případech se měřená distance zvýšila průměrně o 1.1 cm.

Průměrná rotace hrudní páteře, měřená v lumbar locked position pomocí sklonoměru, byla stanovena Hwangem a kolektivem (2017) na 46.9° (SD= 2.9°). Janda a Pavlů (1993) uvádí rozsah hrudní páteře do rotace měřený goniometrií 20°- 45° k jedné straně. Průměrná rotace mladších dobrovolníků v této studii byla před terapií 56.7° (SD= 6.8°), po terapii 58.6° (SD= 8.6°). U skupiny starších dobrovolníků byla naměřena průměrná rotace 56.1° (SD= 8.1°) před terapií a 58.9° (SD= 8.4°) po terapii. U skupiny mladších dobrovolníků došlo po terapii k průměrnému zvětšení rotace hrudníku o 3.8° (SD= 12°). Skupině starších dobrovolníků se zvětšila po terapii průměrná rotace o 5.5° (SD= 15.2°). Ani v jednom případě nebylo zvětšení rozsahu rotace statisticky významné. Naměřené hodnoty rotace jsou větší přibližně o 10° než v Jihokorejské studii (Hwang a kolektiv,

2017) a o 12°- 13° větší než uvádí Janda a Pavlů (1993). Tento rozdíl příkládám rozdílnému postupu měření rotace hrudníku. Dle goniometrie je měřena rotace hrudníku vsedě na židli. V této studii byla měřena rotace v pozici v kleku se zamčenou bederní páteří. Rotace hrudní páteře v pozici lumbar locked může být podpořena silou opěrné horní končetiny. To by mohl být mechanismus, kterým dosáhli měření probandi takto veliké hrudní rotace. Dobrovolníci byli při měření vyzváni k otočení se za ramenem. Pro omezení pomoci opěrné horní končetiny nebyli instruováni.

Statistické vyhodnocení dat naměřených vyšetřením stoje neprokázalo statisticky významný vliv intervence na velikost konfidenční elipsy 95% COP ani u jedné skupiny, a to jak se zrakovou kontrolou, tak bez zrakové kontroly. Dle grafu č. 3 (strana 37) došlo u skupiny starších k poklesu hodnoty mediánu z 223 mm² na 171 mm². Toto byla jediná vyzorovaná tendence změny po intervenci. Mok a Hodges (2013) prokázali vliv pohybu bederní páteře na stabilitu stoje. Vysvětlením pro snížení plochy 95% COP po intervenci by mohla být zvětšená hybnost páteře, která potencuje schopnost trupu korigovat tělesné pertubace. Ovšem pro takovéto závěry je potřeba další studie zaměřující se přímo na vztah stability stoje a páteře, protože výsledky zde podané nejsou statisticky významné.

Kineziologické vyšetření chůze před a po terapii umožňuje ozřejmit si vztahy segmentů vůči sobě. Prokázaný vztah délky krokového cyklu a velikosti rotace páteře při chůzi nebyl ve studii potvrzen zároveň u skupiny mladších a starších. Bližší prozkoumání grafu č. 5 (strana 40) naznačuje změnu v délce krokového cyklu pouze u starší skupiny. Tento jev byl dodatečně otestován párovým t-testem. Shapiro-Wilkův test nevyloučil normální rozložení dat $p=0.13$. Z výsledku testu vyplývá, že délka krokového cyklu starších dobrovolníků byla po intervenci signifikantně delší o 2.5 cm (SD= 1.7 cm).

Paired Samples T-Test

			statistic	df	p
Délka kroku - Starší před (cm)	Délka kroku - Starší po (cm)	Student's t	-5.05	15.0	<.001

Note. H_a Measure 1 < Measure 2

Tabulka č. 25 - Výsledky párového t-testu délky krokového cyklu starších před a po intervenci

Průměrná šířka kroku mladší a starší skupiny byla takřka identická, 10.6 cm (SD= 3.7 cm) a 10.5 cm (SD= 2.3 cm). Intervence neměla vliv na šířku kroku ani u jedné skupiny. Zvyšující se variabilita šířky kroku při chůzi je asociována se stárnutím a zároveň s vyšším rizikem pádu. (Skiadopoulos a kolektiv, 2020) Dobrovolníci účastníci se této studie nevykazovali variabilitu šířky

kroku vyšší než 2.5 cm, z čehož lze soudit, že projevy narušené stability při chůzi se začínají projevovat později, než byl věk starší skupiny měřených dobrovolníků (průměrný věk 43.5 roku).

Maximum force 1 nebyla dle provedené statistické analýzy ovlivněna ani u jedné sledované skupiny. Při bližší kontrole výsledků je možné si povšimnout faktu, že u naměřených dat skupiny starších dobrovolníků nebyla vyvrácena jejich normalita a při statistickém testování dat před a po intervenci vyšlo $p=0.08$. Data byla tedy dodatečně otestována pomocí závislého párového t-testu. Ten prokazuje statisticky významný vliv intervence na maximum force 1 hodnotou $p=0.02$. Maximum force 1 se u skupiny starších zvýšila o 27 N (SD= 40.7 N)

Paired Samples T-Test					
			statistic	df	p
Starší - před	Starší - po	Student's t	-2.56	15.0	0.022

Tabulka č. 26 - Výsledky párového t-testu maximum force 1 starších před a po intervenci

Skupina starších měla v obou případech větší průměrnou maximální sílu 1 takřka o 200 N, a také vyšší průměr tělesné váhy o 8.9 kg. Kvůli rozdílům v průměrné tělesné váze není vhodné porovnávat skupiny vůči sobě. Faktory, které mohou ovlivňovat sílu úderu paty starších dobrovolníků jsou snížení rozsahu v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech nebo změna kontroly chůze. (Toda a kolektiv, 2016)

Statistická analýza maximum force 2 prokazuje významné zvýšení této síly u obou testovaných skupin. U skupiny mladších došlo ke zvýšení maximum force 2 o 20.4 N (SD= 27.8 N) a o 32.6 N (SD= 25.9 N) u skupiny starších dobrovolníků. Zvýšení reakční síly v druhé polovině stejné fáze je asociováno s větší aktivitou plantárních flexorů a s rychlejší chůzí. Dalo by se předpokládat, že pro dobrovolníky po podobné intervenci bude komfortnější rychlejší chůze. (Hsiao a kolektiv, 2015)

Length of gait nebyla prokazatelně ovlivněna intervencí a nebyla významně rozdílná ani mezi měřenými skupinami. Shapiro-Wilkův test vyvrátil normální rozložení dat naměřených u skupiny starších dobrovolníků. Durbin-Conover test vyšel s výsledným $p=0.056$. Proto byl pro testování dat využit ještě Wilcoxonův test.

Wilcoxon test			Statistic	p
Starší - před	Starší - po	Wilcoxon W	16.0	0.003

Note. H_a Measure 1 < Measure 2

Tabulka č. 27 - Výsledky Wilcoxonova testu length of gait line starších před a po intervenci

Wilcoxonův neparametrický test prokázal prodloužení length of gait line u skupiny starších dobrovolníků po aplikované terapii. Z výsledků dodatečného testování vyplývá významnější podíl akrální části dolních končetin na chůzi starších dobrovolníků po intervenci. Výsledky jsou zároveň důkazem o vztahu mezi trupem a končetinami. Fyzioterapeutickou intervencí zaměřenou na hrudník je možné ovlivnit dynamiku chůze. Významněji u starších pacientů.

Množství získaných dat umožňuje využití ještě dalších statistických metod pro získání náhledu na vztahy mezi měřenými proměnnými. Dle analýzy pomocí Pearsonova korelačního koeficientu je prokázána vysoká míra korelace ($p < 0.001$) mezi věkem a Ottovou distancí na páteři. Dále spolu koreluje délka a šířka kroku s maximum force 1 a 2. Velikost rotace páteře v této studii nekoreluje s žádnými naměřenými daty.

5.3 Limity experimentální části práce

Hlavním limitem dosažení cíle teoretické části je nedostatek publikovaných studií se standardizovaným postupem měření. Zaměření studií pouze na konkrétní části páteře a vysoká variabilita pohybů páteře zdravé populace při chůzi. Existují vyšetřovací metody, jež jsou považovány při vyšetření pohybů páteře při chůzi jako validní. Ovšem všechny metody vycházejí ze snímání povrchu těla a mají stále nezanedbatelnou odchylku měření.

Hybnost páteře dobrovolníků studie této diplomové práce byla hodnocena měřením Ottovy distance na páteři měřené krejčovským metrem. Rotaci hrudníku hodnotil sklonoměr v chytrém telefonu. V obou případech může chybu měření zapříčinit lidský faktor. V diplomové práci je hodnocen zejména rozdíl mezi dvěma měřeními, tudíž je omezena chybovost mezi měřeními prováděnými jinými vyšetřujícími.

Využití plochy 95% COP není standardizovaný postup pro hodnocení stability stoje. Konfidenční elipsu lze chápat jako informaci o energetické náročnosti stoje daného jedince. V experimentální části je porovnávána konfidenční elipsa před a po terapii, proto je možné hodnotit změnu ve velikosti na reakci kývavého pohybu trupu při stoji. 95% COP je již statisticky zpracovaná hodnota. 95% COP je plocha, která s pravděpodobností $(1-\alpha)\%$ obsahuje COP kývavých pohybů. (Tallon a kolektiv, 2013)

V experimentální části lze hodnotit vliv terapie na časoprostorové vlastnosti chůze. Obtížněji prokazatelný je vliv pozmeněné hybnosti páteře na chůzi. Při vyšetření hybnosti páteře byly měřeny maximální rozsahy pohybu. Při chůzi je využita jen malá část této hybnosti. Vhodné by bylo vyhodnocovat vliv změněné hybnosti páteře přímo vyšetřením hybnosti páteře při chůzi. Dalším limitem vyšetření chůze je fakt, že byla vyšetřena na běhátku. Problematiku rozdílu vyšetření chůze na zemi oproti běhátku rozebírám více v kapitole „2.8 Způsoby měření hybnosti páteře“.

Jistým limitem pro realizaci experimentu byla také nepříznivá epidemiologická situace v České republice. Věřím, že by se za běžné situace přihlásilo do studie více dobrovolníků a bylo by možné studii koncipovat do delšího časového úseku.

Závěr

Diplomová práce udává ucelený přehled vývoje hybnosti páteře a fyziologických pohybů páteře při lokomoci od lezení až po chůzi stárnoucího člověka. Hlavní část práce je věnována vlivu jednorázové fyzioterapeutické intervence na hybnost páteře a časoprostorové údaje chůze.

Teoretickou část tvoří souhrn dostupných poznatků zabývajících se aspekty vývoje lidského muskuloskeletálního systému, které mají determinující charakter hybnosti páteře. Podkapitola „2.3 Studie zabývající se pohyblivostí páteře při bipedální lokomoci“, podává ucelený kineziologický pohled fyziologických pohybů páteře. Při rešeršní práci nebyla nalezena ani jedna studie stanovující fyziologickou hybnost celé páteře při chůzi. Obsah podkapitoly je vypracován za pomoci článků zabývajících se vždy konkrétní částí páteře. V neposlední řadě jsou v teoretické části rozebírány další segmenty těla mající nezanedbatelný vliv na hybnost páteře při chůzi.

Experimentální část je věnována studii porovnávací vliv fyzioterapeutické intervence týkající se hrudní páteře na hybnost páteře a časoprostorové údaje chůze. Komparace výsledků mezi skupinou mladších a středně dospělých prokazuje statisticky významně nižší hybnost páteře v sagitální rovině, průměrně o 2 cm nižší než u skupiny mladších dospělých. Průměrná délka krokového cyklu byla o 3 cm kratší u skupiny středně dospělých.

Provedená intervence prokázala statisticky významný vliv na hybnost páteře v sagitální skupině u obou skupin. ($p=0.002$) Délka krokového cyklu byla významně prodloužena pouze u skupiny starších dobrovolníků ($p<0.001$). U skupiny starších dobrovolníků došlo také ke zvýšení maximum force 1 a 2, a také k prodloužení length of gait line. Analýza pomocí Pearsonova korelačního koeficientu dokazuje vysokou míru korelace mezi Ottovým indexem a věkem ($p<0.001$).

Změřená data mohou být podkladem pro další výzkumy. V odborné literatuře nebyly do současné doby publikovány časoprostorové údaje chůze u dospělých středního věku. Zde v práci jsou podány data od 16 dobrovolníků středního věku, které lze považovat za validní. Výsledky práce dokazují možný vliv stárnutí na hybnost páteře v sagitální rovině, délku krokového cyklu a zatížení aker dolních končetin již v období střední dospělosti.

Referenční seznam

- ALSULTAN, Feras, Alessandro Marco DE NUNZIO, Alison RUSHTON, Nicola R. HENEGHAN a Deborah FALLA, 2020. Variability of neck and trunk movement during single- and dual-task gait in people with chronic neck pain. *Clinical Biomechanics* [online]. 72, 31–36 [vid. 2021-03-20]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.11.019
- ANGELINI, Lorenza, Philipp DAMM, Thomas ZANDER, Rizwan ARSHAD, Francesca DI PUCCIO a Hendrik SCHMIDT, 2018. Effect of arm swinging on lumbar spine and hip joint forces. *Journal of Biomechanics* [online]. 70, 185–195 [vid. 2021-03-21]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2017.09.011
- ARELLANO, Christopher J. a Rodger KRAM, 2014. Partitioning the Metabolic Cost of Human Running: A Task-by-Task Approach. *Integrative and Comparative Biology* [online]. 54(6), 1084–1098 [vid. 2021-04-11]. ISSN 1540-7063, 1557-7023. Dostupné z: doi:10.1093/icb/icu033
- ASAI, Tsuyoshi, Shogo MISU, Takehiko DOI, Minoru YAMADA a Hiroshi ANDO, 2014. Effects of dual-tasking on control of trunk movement during gait: Respective effect of manual- and cognitive-task. *Gait & Posture* [online]. 39(1), 54–59 [vid. 2021-03-21]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.05.025
- BANGERTER, Christian, Jacqueline ROMKES, Silvio LORENZETTI, Andreas H. KRIEG, Carol-Claudius HASLER, Reinald BRUNNER a Stefan SCHMID, 2019. What are the biomechanical consequences of a structural leg length discrepancy on the adolescent spine during walking? *Gait & Posture* [online]. 68, 506–513 [vid. 2021-03-22]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.12.040
- BRYANT, Janine, Jeff RUSSELL, Yiannis KOUTEDAKIS a Matthew WYON, 2018. The Effect of Age on Spinal Range of Motion: A Review. 7.
- CANTU, Robert I., Alan J. GRODIN a Robert W. STANBOROUGH, 2012. *Myofascial manipulation: theory and clinical application*. 3rd ed. Austin, Tex: Pro-Ed. ISBN 978-1-4164-0498-9.
- CARDOSO, Hugo F.V. a Luis RÍOS, 2011. Age estimation from stages of epiphyseal union in the presacral vertebrae. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 144(2), 238–247 [vid. 2020-12-20]. ISSN 00029483. Dostupné z: doi:10.1002/ajpa.21394

- CECCATO, J.CH. Comparison of Trunk Activity during Gait Initiation and Walking in Humans. *Plos One*. 2009, 4(12), 1-15. Dostupné z: doi:doi:10.1371/journal.pone.0008193
- CIL, Akin, Muharrem YAZICI, Akin UZUMCUGIL, Utku KANDEMIR, Ahmet ALANAY, Yasemin ALANAY, R Emre ACAROGLU a Adil SURAT, 2005. The Evolution of Sagittal Segmental Alignment of the Spine During Childhood: *Spine* [online]. 30(1), 93–100 [vid. 2021-03-06]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/01.brs.0000149074.21550.32
- CRAWFORD, Rebecca, Leonardo GIZZI, Angela DIETERICH, Áine NI MHUIRIS a Deborah FALLA, 2018. Age-related changes in trunk muscle activity and spinal and lower limb kinematics during gait. *PLOS ONE* [online]. 13(11), e0206514 [vid. 2021-03-21]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0206514
- CROFT, James L., Ryan T. SCHROEDER a John E. A. BERTRAM, 2019. The Landscape of Movement Control in Locomotion: Cost, Strategy, and Solution. *Frontiers in Psychology* [online]. 10, 716 [vid. 2021-03-21]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2019.00716
- CROMWELL, Ronita L., Tina K. AADLAND-MONAHAN, Amy T. NELSON, Sara M. STERN-SYLVESTRE a Bryan SEDER, 2001. Sagittal Plane Analysis of Head, Neck, and Trunk Kinematics and Electromyographic Activity During Locomotion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 31(5), 255–262 [vid. 2021-03-19]. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2001.31.5.255
- CROSBIE, Jack,. Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture*. 1997, 5(1), 6-12. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01066-1
- CROSBIE, Jack, Roongtiwa VACHALATHITI a Richard SMITH, 1997. Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture* [online]. 5(1), 6–12 [vid. 2021-02-27]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(96)01066-1
- CROSBIE, Jack, Dafne Port NASCIMENTO, Ruben de Faria Negrão FILHO a Paulo FERREIRA, 2013. Do people with recurrent back pain constrain spinal motion during seated horizontal and downward reaching? *Clinical Biomechanics* [online]. 28(8), 866–872 [vid. 2021-02-28]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.09.001
- DRAUS, Carolyn, David MORAVEC, Adam KOPIEC a Patrick KNOTT, 2015. Comparison of Barefoot vs. Shod Gait on Spinal Dynamics Using DIERS Formetric 4D and DIERS Pedoscan Systems. *Open Journal of Therapy and Rehabilitation* [online]. 03(03), 70–76 [vid. 2021-04-17]. ISSN 2332-1822, 2332-1830. Dostupné z: doi:10.4236/ojtr.2015.33010

- DRZAŁ-GRABIEC, Justyna, Sławomir SNELA a Aleksandra TRUSZCZYŃSKA, 2016. The development of anterior-posterior spinal curvature in children aged 7–12 years. *Biomedical Human Kinetics* [online]. 8(1), 72–82 [vid. 2021-03-21]. ISSN 2080-2234. Dostupné z: doi:10.1515/bhk-2016-0011
- DVOŘÁK, J., DVOŘÁK, V., GILLIAR, W., SCHNEIDER, W., SPRING, H., a TRITSCHLER, T., ed., 2008. *Musculoskeletal manual medicine: diagnosis and treatment*. Stuttgart ; New York: Thieme. ISBN 978-3-13-138281-8.
- FALLA, Deborah, Leonardo GIZZI, Hesam PARSA, Angela DIETERICH a Frank PETZKE, 2017. People With Chronic Neck Pain Walk With a Stiffer Spine. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 47(4), 268–277 [vid. 2021-03-20]. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2017.6768
- FATOYE, Francis, Tadesse GEBRYE a Isaac ODEYEMI, 2019. Real-world incidence and prevalence of low back pain using routinely collected data. *Rheumatology International* [online]. 39(4), 619–626 [vid. 2021-02-23]. ISSN 0172-8172, 1437-160X. Dostupné z: doi:10.1007/s00296-019-04273-0
- FEIPEL, V., T. DE MESMAEKER, P. KLEIN a M. ROOZE, 2001. Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *European Spine Journal* [online]. 10(1), 16–22 [vid. 2021-02-24]. ISSN 0940-6719, 1432-0932. Dostupné z: doi:10.1007/s005860000199
- FITZPATRICK, Richard C., Jane E. BUTLER a Brian L. DAY, 2006. Resolving Head Rotation for Human Bipedalism. *Current Biology* [online]. 16(15), 1509–1514 [vid. 2021-03-19]. ISSN 09609822. Dostupné z: doi:10.1016/j.cub.2006.05.063
- FONTECCHIO, Tom a B. J. SAVILONIS, 2012. Gait analysis and spinal rotation. In: *2012 38th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC): 2012 38th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC)* [online]. Philadelphia, PA, USA: IEEE, s. 360–361 [vid. 2021-04-11]. ISBN 978-1-4673-1142-7. Dostupné z: doi:10.1109/NEBC.2012.6207113
- FRANCISCUS, R. The costal skeleton of Shanidar 3 and a reappraisal of Neandertal thoracic morphology. *Journal of Human Evolution*. 2002, 42(3), 303-356. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1006/jhev.2001.0528

- GARDNER, Adrian, Fiona BERRYMAN a Paul PYNSENT, 2018. The Development of Kyphosis and Lordosis in the Growing Spine. *Spine* [online]. 43(19), E1109–E1115 [vid. 2021-03-11]. ISSN 0362-2436, 1528-1159. Dostupné z: doi:10.1097/BRS.0000000000002654
- GIPSMAN, Aaron, Lisa RAUSCHERT, Michael DANESHVAR a Patrick KNOTT, 2014. Evaluating the Reproducibility of Motion Analysis Scanning of the Spine during Walking. *Advances in Medicine* [online]. 2014, 1–9 [vid. 2021-02-23]. ISSN 2356-6752, 2314-758X. Dostupné z: doi:10.1155/2014/721829
- GYER, Giles a Jimmy MICHAEL, 2020. *Advanced osteopathic and chiropractic techniques for manual therapists: adaptive clinical skills for peripheral and extremity manipulation*. ISBN 978-0-85701-394-1.
- HADDERS-ALGRA, Mijna, 2018. Neural substrate and clinical significance of general movements: an update. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 60(1), 39–46 [vid. 2021-04-05]. ISSN 00121622. Dostupné z: doi:10.1111/dmcn.13540
- HALADOVÁ, Eva a Ludmila NECHVÁTALOVÁ. *Vyšetřovací metody hybného systému*. 3. vydání. Brno : Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. [ISBN 978-80-7013-516-7](#).
- HERSSENS, Nolan, Evi VERBECQUE, Ann HALLEMANS, Luc VEREECK, Vincent VAN ROMPAEY a Wim SAEYS, 2018. Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture* [online]. 64, 181–190 [vid. 2021-03-22]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.06.012
- HILL, Cherice N., Wornie REED, Daniel SCHMITT, Laura P. SANDS a Robin M. QUEEN, 2020. Racial differences in gait mechanics. *Journal of Biomechanics* [online]. 112, 110070 [vid. 2021-04-05]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2020.110070
- HORDYK, Kayla a ChengTu HSIEH, nedatováno. THE EFFECT OF TRUNK ROTATION ON LOWER LIMB KINEMATICS DURING RUNNING – PRELIMINARY STUDY. 2020 [online]. 38(1), 4. Dostupné z: <https://commons.nmu.edu/isbs/vol38/iss1/55>
- HSIAO, HaoYuan, Brian A. KNARR, Jill S. HIGGINSON a Stuart A. BINDER-MACLEOD, 2015. The relative contribution of ankle moment and trailing limb angle to propulsive force during gait. *Human Movement Science* [online]. 39, 212–221 [vid. 2021-05-03]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2014.11.008

- HWANG, Donggi, Ju Hyeong LEE, Seongyeon MOON, Soon Woo PARK, Juha WOO a Cheong KIM, 2017. The reliability of the nonradiologic measures of thoracic spine rotation in healthy adults. *Physical Therapy Rehabilitation Science* [online]. 6(2), 65–70 [vid. 2021-02-09]. ISSN 2287-7576, 2287-7584. Dostupné z: doi:10.14474/ptrs.2017.6.2.65
- JANDA, Vladimír a Dagmar PAVLŮ. *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-160-8.
- JUNG, Taeyou, Yumi KIM, Luke E. KELLY, Mayumi WAGATSUMA, Youngok JUNG a Mark F. ABEL, 2021. Comparison of Treadmill and Overground Walking in Children and Adolescents. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 003151252199310 [vid. 2021-03-20]. ISSN 0031-5125, 1558-688X. Dostupné z: doi:10.1177/0031512521993102
- KASAI, Tokio, Takaaki IKATA, Shinsuke KATOH, Ryoji MIYAKE a Masahiko TSUBO, 1996. Growth of the Cervical Spine With Special Reference to Its Lordosis and Mobility: *Spine* [online]. 21(18), 2067–2073 [vid. 2021-03-12]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-199609150-00003
- KAUPP, Chelsea, Gregory E. P. PEARCEY, Taryn KLARNER, Yao SUN, Hilary CULLEN, Trevor S. BARSS a E. Paul ZEHR, 2018. Rhythmic arm cycling training improves walking and neurophysiological integrity in chronic stroke: the arms can give legs a helping hand in rehabilitation. *Journal of Neurophysiology* [online]. 119(3), 1095–1112 [vid. 2021-03-21]. ISSN 0022-3077, 1522-1598. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00570.2017
- KINOSHITA, Yuki, Ryosuke GOTO, Yoshihiko NAKANO a Eishi HIRASAKI, 2021. A comparison of axial trunk rotation during bipedal walking between humans and Japanese macaques. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 174(1), 66–75 [vid. 2021-04-18]. ISSN 0002-9483, 1096-8644. Dostupné z: doi:10.1002/ajpa.24136
- KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KONZ, Regina J., Stefania FATONE, Rebecca L. STINE, Aruna GANJU, Steven A. GARD a Stephen L. ONDRA, 2006. A Kinematic Model to Assess Spinal Motion During Walking: *Spine* [online]. 31(24), E898–E906 [vid. 2021-04-11]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/01.brs.0000245939.97637.ae

- KREJCI, Jakub a Jiri GALLO, 2016. Spinal shape analysis in 1,020 healthy young adults aged from 19 to 30 years. *Acta Gymnica* [online]. 46(1), 3–11 [vid. 2021-03-12]. ISSN 23364912, 23364920. Dostupné z: doi:10.5507/ag.2016.001
- LANG-TAPIA, Morin, Vanesa ESPAÑA-ROMERO, Juan ANELO a Manuel J. CASTILLO, 2011. Differences on Spinal Curvature in Standing Position by Gender, Age and Weight Status Using a Noninvasive Method. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 27(2), 143–150 [vid. 2021-03-18]. ISSN 1065-8483, 1543-2688. Dostupné z: doi:10.1123/jab.27.2.143
- LEDEBT, Annick a Bril BLANDINE, nedatováno. Acquisition of upper body stability during walking in toddlers. *2000* [online]. (36), 14. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1002/(SICI)1098-2302(200005)36:4<311::AID-DEV6>3.0.CO;2-V
- LEGASPI, Owen a Susan L. EDMOND, 2007. Does the Evidence Support the Existence of Lumbar Spine Coupled Motion? A Critical Review of the Literature. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 37(4), 169–178 [vid. 2021-04-29]. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2007.2300
- LOVEJOY, C.O. The natural history of human gait and posture. Part 1. Spine and pelvis. *Gait & Posture* [online]. 2005, 21(1), 95-112 [cit. 2020-10-09].
Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.001>
- LOVEJOY, C.O. The natural history of human gait and posture: Part 2. Hip and thigh. *Gait & Posture* [online]. 2005, 21(1), 113-124 [cit. 2020-10-09].
Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.06.010>
- LOVEJOY, C.O. The natural history of human gait and posture: Part 3. The knee. *Gait & Posture* [online]. 2007, 25(3), 325-341 [cit. 2020-10-09].
Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.001
- LOVETT, Robert W. Themechanics of lateral curvature of the spine. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1900, 13(1), 251-273.
- MACWILLIAMS, Bruce A., Adam ROZUMALSKI, Andrew N. SWANSON, Roy A. WERVEY, Daryll C. DYKES, Tom F. NOVACHECK a Michael H. SCHWARTZ, 2013. Assessment of Three-Dimensional Lumbar Spine Vertebral Motion During Gait with Use of Indwelling Bone Pins: *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 95(23), e184 [vid. 2020-11-23]. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.L.01469

- MAURICE ABITBOL, M., 1987. Evolution of the lumbosacral angle. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 72(3), 361–372 [vid. 2021-03-03]. ISSN 0002-9483, 1096-8644. Dostupné z: doi:10.1002/ajpa.1330720309
- MEDEIROS, Hugo Baptista de Oliveira, Denise Sardinha Mendes Soares de ARAÚJO a Claudio Gil Soares de ARAÚJO, 2013. Age-related mobility loss is joint-specific: an analysis from 6,000 Flexitest results. *AGE* [online]. 35(6), 2399–2407 [vid. 2021-03-22]. ISSN 0161-9152, 1574-4647. Dostupné z: doi:10.1007/s11357-013-9525-z
- MEYER, M. The Spinal Cord in Hominin Evolution. *John Wiley & Sons*. 2016, 1-7. Dostupné z: doi: <https://doi.org/10.1002/9780470015902.a0027058>
- MEYNS, Pieter, Sjoerd M. BRUIJN a Jacques DUYSSENS, 2013. The how and why of arm swing during human walking. *Gait & Posture* [online]. 38(4), 555–562 [vid. 2021-03-21]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.02.006
- MICHAUD, Thomas, 2013. *Injury-free running: how to build strength, improve form, and treat/prevent injuries*. ISBN 978-1-4675-8931-4.
- MOK, Nicola W. a Paul W. HODGES, 2013. Movement of the lumbar spine is critical for maintenance of postural recovery following support surface perturbation. *Experimental Brain Research* [online]. 231(3), 305–313 [vid. 2021-04-17]. ISSN 0014-4819, 1432-1106. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-013-3692-0
- NELSON, Kenneth E, Thomas GLONEK, a AMERICAN COLLEGE OF OSTEOPATHIC FAMILY PHYSICIANS, 2015. *Somatic dysfunction in osteopathic family medicine*. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Heath. ISBN 978-1-4511-0305-2.
- PAPADAKIS, Michael, SAPKAS, GEORGIOS, PAPADOPOULOS, ELIAS, a KATONIS, PAVLOS, 2011. Pathophysiology and Biomechanics of the Aging Spine. *The Open Orthopaedics Journal* [online]. 5(1), 335–342 [vid. 2021-03-18]. ISSN 18743250. Dostupné z: doi:10.2174/1874325001105010335
- PAPI, Enrica, Woon Senn KOH a Alison H. MCGREGOR, 2017. Wearable technology for spine movement assessment: A systematic review. *Journal of Biomechanics* [online]. 64, 186–197 [vid. 2020-11-22]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2017.09.037

- PAPI, Enrica, Anthony M.J. BULL a Alison H. MCGREGOR, 2019. Spinal segments do not move together predictably during daily activities. *Gait & Posture* [online]. 67, 277–283 [vid. 2021-02-28]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.10.031
- PILBEAM, D. The anthropoid postcranial axial skeleton: Comments on development, variation, and evolution. *Journal of Experimental Zoology* [online]. 2004, 302B(3), 241-267 [cit. 2020-10-09]. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1002/jez.b.22
- PIONTELLI, Alessandra, 2010. *Development of normal fetal movements: the first 25 weeks of gestation*. Milan: Springer. ISBN 978-88-470-1401-5.
- PIONTELLI, Alessandra, 2015. *Development of Normal Fetal Movements: The Last 15 Weeks of Gestation* [online]. 1st ed. 2015. Milano: Springer Milan : Imprint: Springer. ISBN 978-88-470-5373-1. Dostupné z: doi:10.1007/978-88-470-5373-1
- POUSSA, Mikko S., Markku M. HELIÖVAARA, Jorma T. SEITSAMO, Mauno H. KÖNÖNEN, Kirsti A. HURMERINTA a Maunu J. NISSINEN, 2005. Development of spinal posture in a cohort of children from the age of 11 to 22 years. *European Spine Journal* [online]. 14(8), 738–742 [vid. 2021-03-12]. ISSN 0940-6719, 1432-0932. Dostupné z: doi:10.1007/s00586-004-0701-9
- PRINS, Maarten R., Sjoerd M. BRUIJN, Onno G. MEIJER, Peter VAN DER WURFF a Jaap H. VAN DIEËN, 2019. Axial Thorax-Pelvis Coordination During Gait is not Predictive of Apparent Trunk Stiffness. *Scientific Reports* [online]. 9(1), 1066 [vid. 2021-03-22]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-018-37549-9
- REITMAIER, Sandra, Friedmar GRAICHEN, Aboulfazl SHIRAZI-ADL a Hendrik SCHMIDT, 2017. Separate the Sheep from the Goats: Use and Limitations of Large Animal Models in Intervertebral Disc Research. *Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 99(19), e102 [vid. 2021-02-21]. ISSN 0021-9355, 1535-1386. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.17.00172
- REITMAIER, Sandra a Hendrik SCHMIDT, 2020. Review article on spine kinematics of quadrupeds and bipeds during walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 102, 109631 [vid. 2021-02-21]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109631
- RIGHETTI, Ludovic, Anna NYLÉN, Kerstin ROSANDER a Auke Jan IJSPEERT, 2015. Kinematic and Gait Similarities between Crawling Human Infants and Other Quadruped Mammals. *Frontiers in Neurology* [online]. 6 [vid. 2021-04-17]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2015.00017

- ROMAN, Inge, Michiel LUYTEN, Hendrik CROONENBORGHES, Grégoire LASON, Luc PEETERS, Geert BYTTEBIER a Frank COMHAIRE, 2019. Relating the Diers formetric measurements with the subjective severity of acute and chronic low back pain. *Medical Hypotheses* [online]. 133, 109390 [vid. 2021-04-05]. ISSN 03069877. Dostupné z: doi:10.1016/j.mehy.2019.109390
- RUSSO, Gabrielle A., 2015. Postsacral Vertebral Morphology in Relation to Tail Length Among Primates and Other Mammals: Postsacral Vertebral Morphology in Primates. *The Anatomical Record* [online]. 298(2), 354–375 [vid. 2020-12-20]. ISSN 19328486. Dostupné z: doi:10.1002/ar.23004
- SAUNDERS, Fiona R., Jennifer S. GREGORY, Anastasia V. PAVLOVA, Stella G. MUTHURI, Rebecca J. HARDY, Kathryn R. MARTIN, Rebecca J. BARR, Judith E. ADAMS, Diana KUH, Richard M. ASPDEN, Rachel COOPER a Alex IRELAND, 2020. Motor development in infancy and spine shape in early old age: Findings from a British birth cohort study. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 38(12), 2740–2748 [vid. 2021-03-03]. ISSN 0736-0266, 1554-527X. Dostupné z: doi:10.1002/jor.24656
- SAMSON, M. M., A. CROWE, P. L. DE VREEDE, J. A. G. DESSENS, S. A. DUURSMA a H. J. J. VERHAAR, 2001. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging Clinical and Experimental Research* [online]. 13(1), 16–21 [vid. 2021-04-05]. ISSN 1594-0667, 1720-8319. Dostupné z: doi:10.1007/BF03351489
- SANGTARASH, F., F. D. MANSHADI a A. SADEGHI, 2015. The relationship of thoracic kyphosis to gait performance and quality of life in women with osteoporosis. *Osteoporosis International* [online]. 26(8), 2203–2208 [vid. 2021-03-21]. ISSN 0937-941X, 1433-2965. Dostupné z: doi:10.1007/s00198-015-3143-9
- SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, Věra. Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty. Olomouc: RL-CORPUS, 2017. ISBN 978-80-270-2292-2.
- SKIADOPOULOS, Andreas, Emily E. MOORE, Harlan R. SAYLES, Kendra K. SCHMID a Nicholas STERGIOU, 2020. Step width variability as a discriminator of age-related gait changes. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 17(1), 41 [vid. 2021-04-18]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-020-00671-9

- SCHINKEL-IVY, Alison a Janessa D.M. DRAKE, 2015. Which motion segments are required to sufficiently characterize the kinematic behavior of the trunk? *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 25(2), 239–246 [vid. 2021-02-28]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2014.12.008
- TAKAKUSAKI, Kaoru, 2017. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *Journal of Movement Disorders* [online]. 10(1), 1–17 [vid. 2021-03-21]. ISSN 2005-940X, 2093-4939. Dostupné z: doi:10.14802/jmd.16062
- TALLON, Guillaume, Hubert BLAIN, Benoît SEIGLE, Pierre Louis BERNARD a Sofiane RAMDANI, 2013. Dynamical and stabilometric measures are complementary for the characterization of postural fluctuations in older women. *Gait & Posture* [online]. 38(1), 92–96 [vid. 2021-04-11]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2012.10.021
- TODA, Haruki, Akinori NAGANO a Zhiwei LUO, 2016. Age-related differences in muscle control of the lower extremity for support and propulsion during walking. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 28(3), 794–801 [vid. 2021-04-19]. ISSN 0915-5287, 2187-5626. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.28.794
- WHITTLE, Michael W., 2008. *Gait analysis: an introduction*. 4th ed., reprinted. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, Elsevier. ISBN 978-0-7506-8883-3.
- VAN BLOMMESTEIN, S. Andrew, LEWIS, S. Jeremy, Morrissey, C. Matthew, 2012. Reliability of Measuring Thoracic Kyphosis Angle, Lumbar Lordosis Angle and Straight Leg Raise with an Inclinator. *The Open Spine Journal* [online]. 4(1), 10–15 [vid. 2021-02-22]. ISSN 18765327. Dostupné z: doi:10.2174/1876532701204010010
- VALDIVIA, Olga Delgado, María Angustias Martín CAÑADA, Félix Zurita ORTEGA, José Joaquín Antequera RODRÍGUEZ a Manuel Fernández SÁNCHEZ, nedatováno. Changes in flexibility according to gender and educational stage. 2009 [online]. 161(44), 8. Dostupné z: <https://www.apunts.org/en-changes-in-flexibility-according-gender-articulo-13135385>
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita – I. část: Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, č. 4, s. 122–129. ISSN 1211-2658.
- VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

- VITAL, Jean-Marc a Derek Thomas CAWLEY, 2020. *Spinal anatomy: modern concepts*. ISBN 978-3-030-20924-7.
- VOJTA, Václav a Annegret PETERS. Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2710-3.
- WILLIAMS, Scott A. a Gabrielle A. RUSSO, 2015. Evolution of the hominoid vertebral column: The long and the short of it: Evolution of the Hominoid Vertebral Column. *Evolutionary Anthropology: Issues, News, and Reviews* [online]. 24(1), 15–32 [cit. 2020-11-23]. ISSN 10601538. Dostupné z: doi:10.1002/evan.21437
- WU, Aimin, Lyn MARCH, Xuanqi ZHENG, Jinfeng HUANG, Xiangyang WANG, Jie ZHAO, Fiona M. BLYTH, Emma SMITH, Rachele BUCHBINDER a Damian HOY, 2020. Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017: estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. *Annals of Translational Medicine* [online]. 8(6), 299–299 [vid. 2021-04-05]. ISSN 23055839, 23055847. Dostupné z: doi:10.21037/atm.2020.02.175
- YOON, Woojin, Hyeseon HAN, Seobin CHOI a Gwanseob SHIN, 2019. Neck muscle activation and head kinematics when using a smartphone while walking. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* [online]. 63(1), 957–961 [vid. 2021-03-20]. ISSN 2169-5067, 1071-1813. Dostupné z: doi:10.1177/1071181319631184
- ZEBRIS MEDICAL GMBH. FDM-T *Bedienungsanleitung: Uživatelský manuál*. Isny im Allgäu (Německo), 2011, 95 s.
- ZENGIN, A., S.R. PYE, M.J. COOK, J.E. ADAMS, F.C.W. WU, T.W. O'NEILL a K.A. WARD, 2016. Ethnic differences in bone geometry between White, Black and South Asian men in the UK. *Bone* [online]. 91, 180–185 [vid. 2021-04-05]. ISSN 87563282. Dostupné z: doi:10.1016/j.bone.2016.07.018

Seznam obrázků

Obrázek č. 1 - Osifikace hrudního obratle v ontogenezi.....	13
Obrázek č. 2 - Skok plodu, 16 týdnů.....	14
Obrázek č. 3 - Ottova inklinální a reklinální vzdálenost.....	31
Obrázek č. 4 - Měření rotace hrudní páteře 1.....	32
Obrázek č. 5 - Měření rotace hrudní páteře 2.....	32
Obrázek č. 6 - Protážení hrudníku do rotace.....	32
Obrázek č. 7 - Mobilizace Th páteře.....	32
Obrázek č. 8 - Aktivní cvičení rotace hrudníku 1.....	33
Obrázek č. 9 - Aktivní cvičení rotace hrudníku 2.....	33

Seznam grafů

Graf č. 1 - Ottův index.....	35
Graf č. 2 - Rotace hrudní páteře.....	36
Graf č. 3 - 95% COP se zrakovou kontrolou.....	37
Graf č. 4 - 95% COP bez zrakové kontroly.....	38
Graf č. 5 - Délka krokového cyklu.....	40
Graf č. 6. Šířka kroku.....	41
Graf č. 7. Maximum force 1.....	42
Graf č. 8. Maximum force 2.....	43
Graf č. 9. Length of gait line.....	44

Seznam tabulek

Tabulka č. 1 - Minimum, maximum a rozsah pohyblivosti bederních obratlů.....	25
Tabulka č. 2 - Charakteristika testovaného vzorku.....	30
Tabulka č. 3 - Výsledky Shapiro-Wilk testu H1.....	35
Tabulka č. 4 - Výsledky two-way ANOVA při testování H1.....	35
Tabulka č. 5 - Výsledky Shapiro-Wilk testu H2.....	36
Tabulka č. 6 - Výsledky two-way ANOVA při testování H2.....	36
Tabulka č. 7 - Výsledky Shapiro-Wilk testu H3.....	37
Tabulka č. 8 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování H3.....	37
Tabulka č. 9 - Výsledky Shapiro-Wilk testu H4.....	38
Tabulka č. 10 - Wilcoxonův test pro skupinu mladších i starších dobrovolníků.....	38
Tabulka č. 11 - Hodnoty mediánu velikosti 95% COP (mm ²).....	39
Tabulka č. 12 - Shapiro-Wilk test rozdílů 95% COP.....	39
Tabulka č. 13 - Nezávislý párový t-test rozdílů 95% COP.....	39
Tabulka č. 14 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování H4.....	39
Tabulka č. 15 - Shapiro-Wilk test H5A.....	40
Tabulka č. 16 - Výsledky two-way ANOVA při testování H5A.....	40
Tabulka č. 17 - Shapiro-Wilk test H5B.....	41
Tabulka č. 18 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování H5B.....	41
Tabulka č. 19 - Shapiro- Wilk test H5C.....	42
Tabulka č. 20 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování H5C.....	42
Tabulka č. 21 - Shapiro-Wilk test H5D.....	43
Tabulka č. 22 - Výsledky two-way ANOVA při testování H5D.....	43
Tabulka č. 23 - Shapiro-Wilk test H5E.....	44
Tabulka č. 24 - Výsledky Friedmanova a Durbin-Conoverova testu při testování H5E.....	44
Tabulka č. 25 - Výsledky párového t-testu délky krokové cyklu starších před a po intervenci.....	48

Tabulka č. 26 - Výsledky párového t-testu maximum force 1 starších před a po intervenci.....49

Tabulka č. 27 - Výsledky Wilcoxonova testu length of gait line starších před a po intervenci.....49

Seznam příloh

Příloha č. 1 - Informovaný souhlas.....	69
Příloha č. 2 - Protokol z vyšetření stoje na Zebris Rehawalk.....	70
Příloha č. 3 - Protokol z vyšetření chůze na Zebris Rehawalk.....	72

Příloha č. 1 - Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Téma diplomové práce: Fyziologické pohyby páteře při lokomoci.

Účel studie: V rámci experimentální části práce je zkoumán vliv změny mobility hrudní páteře na parametry stoje a chůze měřené pomocí přístroje Zebris FDM-T System.

Průběh měření: Měření dobrovolníka je uskutečněno na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství Nemocnice Motol. Během sběru dat je dobrovolník vyšetřen ve spodním prádle. Jsou změřeny základní parametry vypovídající o pohyblivosti hrudní páteře. Následuje vyšetření stoje na přístroji Zebris FDM-T System. Stoj s otevřenýma a zavřenýma očima. Vyšetření chůze pomocí přístroje Zebris FDM-T System. Poté podstoupí dobrovolník fyzioterapeutickou intervenci. Protahení hrudní fascie do rotace, mobilizace do rotace a jeden aktivní cvik pod dohledem. Po dokončení terapie je opakováno vyšetření dle vzoru vstupního vyšetření.

Jsem si vědom/a, že celý průběh měření a terapie by měl být bezbolestný. Byl/a jsem informován o nouzovém tlačítku na přístroji Zebris FDM-T System a o možnosti přerušit měření pro pocit diskomfortu. Víím také, že je možné přerušit měření kdykoliv bez udání důvodu.

Kontraindikace zapojení do studie: Nepodstoupil/a jsem za poslední rok léčbu pro bolesti zad a neměl/a jsem žádný úraz. Nejsm po operaci páteře.

Byl/a jsem informován/a o průběhu měření. Podepsáním tohoto dokumentu souhlasím se sběrem, zpracováním a následným použitím výsledků měření pro účely diplomové práce. (Autor: Bc. Jan Dvořák, obor fyzioterapie, 2.lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze.; Vedoucí práce: PhDr. Marcela Šafářová, Ph.D.) **Měl/a jsem možnost zeptat se na co jsem chtěl/a a mám kontakt na autora.**

Jméno dobrovolníka:.....

Datum narození:

V Praze dne:

Podpis dobrovolníka:

Příloha č. 2 - Protokol z vyšetření stoje na Zebris Rehawalk

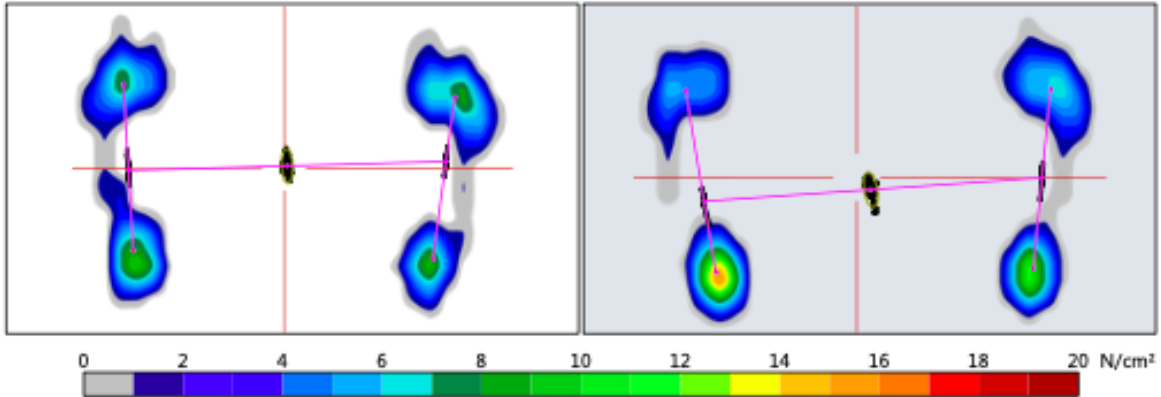
zebris Stance Report

Person: Jan Dvořák DP
 Record A: 05. 12. 2020 12:58, Stance Analysis FDM-T, 1. K.Š. stoj OO před
 Record B: 05. 12. 2020 13:12, Stance Analysis FDM-T, 1. K.Š. stoj OO po



Stance parameters

Stance, average pressure



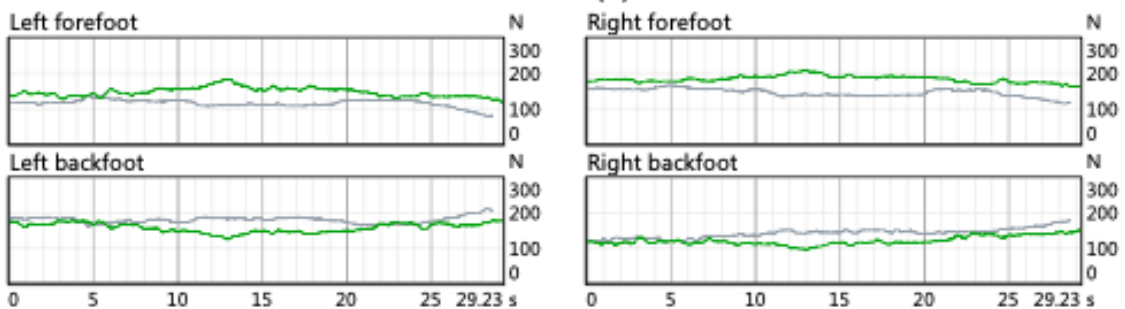
Parameters

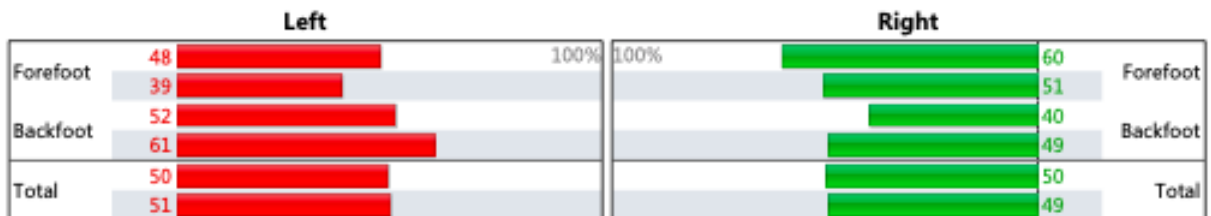
Analysis time, sec	29,2	40 sec
95% confidence ellipse area, mm²	180	240 mm²
COP path length, mm	204	250 mm
COP average velocity, mm/sec	7	9 mm/sec

Parameters advanced

Length of minor axis, mm	8,6	210 mm
Length of major axis, mm	26,8	210 mm
Angle btw. Y and major axis, deg	1,6	2,1 deg
Deviation X, mm	161,1	210 mm
Deviation Y, mm	122,9	210 mm

Force (N)



zebris Stance Report**Person:** Jan Dvořák DP**Record A:** 05. 12. 2020 12:58, Stance Analysis FDM-T, 1. K.Š. stoj OO před**Record B:** 05. 12. 2020 13:12, Stance Analysis FDM-T, 1. K.Š. stoj OO po**Average Forces (%)**

Příloha č. 3 - Protokol z vyšetření chůze na Zebris Rehawalk

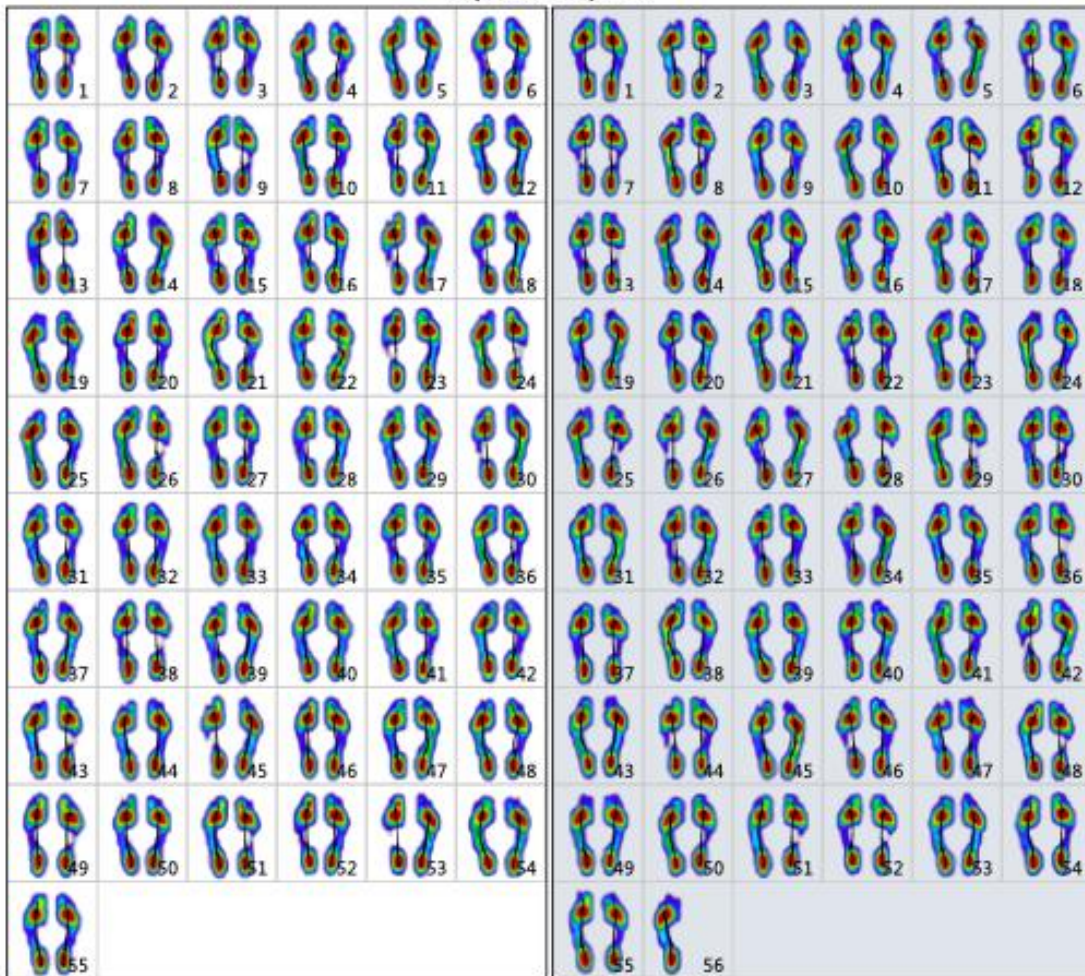
zebris Gait Report

Person: Jan Dvořák DP
Record A: 05. 12. 2020 13:02, Gait Analysis FDM-T, 1. K.Š. chůze před
Record B: 05. 12. 2020 13:16, Gait Analysis FDM-T, 1. K.Š. chůze po



Pressure plots

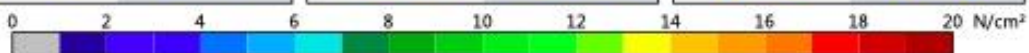
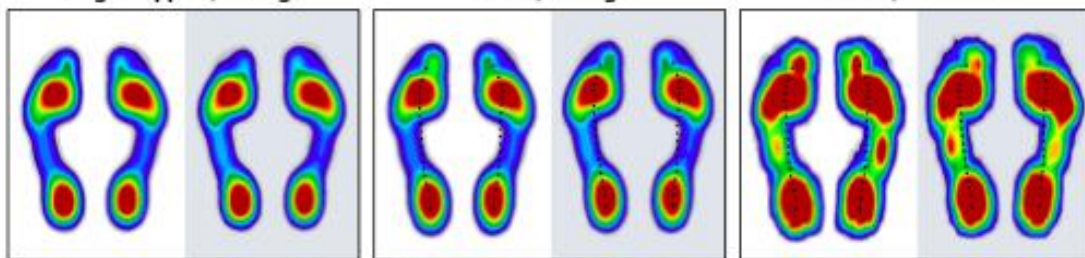
Separate footprints



Single support, average

Stance, average

Stance, maximum

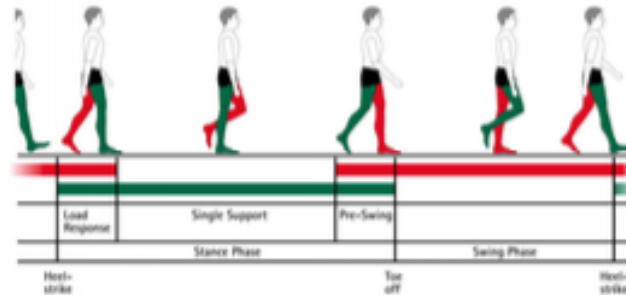


zebris Gait Report

Person: Jan Dvořák DP
 Record A: 05. 12. 2020 13:02, Gait Analysis FDM-T, 1. K.Š. chůze před
 Record B: 05. 12. 2020 13:16, Gait Analysis FDM-T, 1. K.Š. chůze po



Gait parameters



Geometry

Foot rotation, degree	L	6,6±1,9	14°
		6,9±2,2	
	R	8,1±1,8	
		8,7±2,4	
Step length, cm	L	55±2	140 cm
		54±2	
	R	54±1	
		54±1	
Stride length, cm		108±2	
Step width, cm		9±2	
		8±2	

Phases

Stance phase, %	L	63,6±0,8	100 %
		63,8±1,1	
	R	64,5±0,9	
		64,2±1,0	
Load response, %	L	14,3±1,0	
		13,9±1,0	
	R	13,9±0,7	
		14,1±0,8	
Mid stance, %	L	35,5±0,9	
		35,8±1,0	
	R	36,4±0,9	
		36,2±1,1	
Pre-Swing, %	L	13,9±0,7	
		14,1±0,9	
	R	14,3±1,0	
		13,9±1,0	
Swing phase, %	L	36,4±0,8	
		36,2±1,1	
	R	35,5±0,9	
		35,8±1,0	
Double stance phase, %		28,1±1,1	
		28,0±1,3	

zebris Gait Report

Person: Jan Dvořák DP

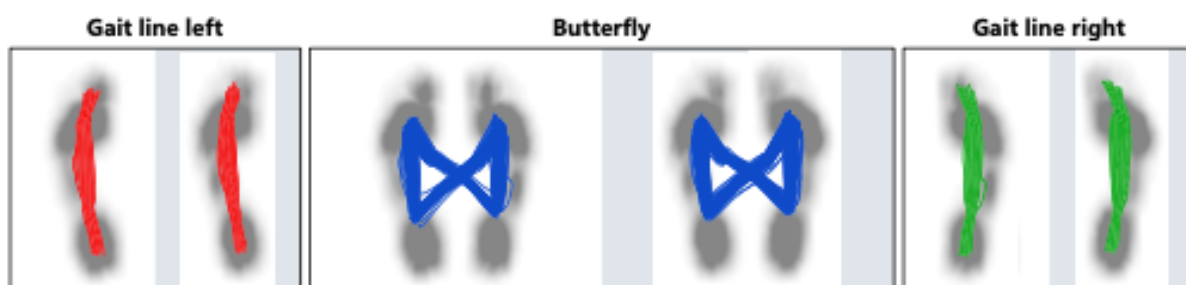
Record A: 05. 12. 2020 13:02, Gait Analysis FDM-T, 1. K.Š. chůze před

Record B: 05. 12. 2020 13:16, Gait Analysis FDM-T, 1. K.Š. chůze po



		Timing		
Step time, sec	L	0,55±0,01		1,4 sec
		0,55±0,02		
	R	0,54±0,01		
		0,54±0,01		
Stride time, sec	1,09±0,02			
	1,09±0,02			
Cadence, steps/min	110±2			140 steps/min
	110±2			
Velocity, km/h	3,6±0,1			5 km/h
	3,6±0,1			

COP analysis



Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	194,9±5,1		250 mm
		194,9±6,1		
	R	198,3±6,5		
		198,1±7,5		
Single support line, mm	L	110,6±7,1		
		108,2±7,8		
	R	106,7±4,9		
		106,7±6,8		
Ant/post position, mm	145,3±3,3			
	148,3±3,8			
Lateral symmetry, mm	4,1±3,9			125 mm
	5,5±4,8			

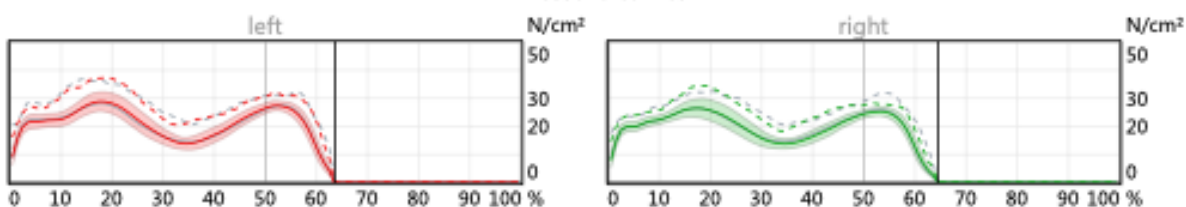
zebris Gait Report

Person: Jan Dvořák DP
 Record A: 05. 12. 2020 13:02, Gait Analysis FDM-T, 1. K.Š. chůze před
 Record B: 05. 12. 2020 13:16, Gait Analysis FDM-T, 1. K.Š. chůze po

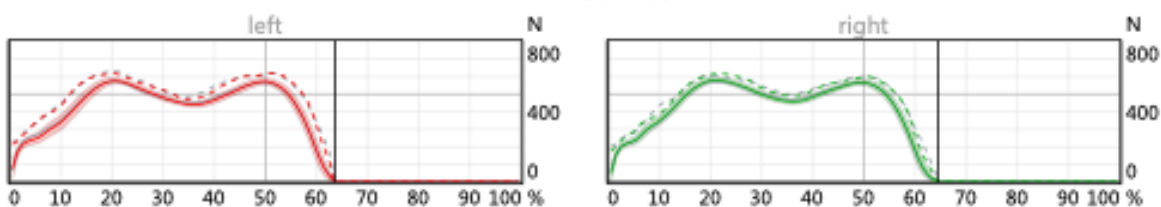


Force and pressure

Pressure curves



Force curves



Force parameters

Maximum force1, N	L	575,1	800 N
	R	579,9	800 N
Time maximum force1, %	L	20	100%
	R	21	100%
Maximum force2, N	L	571,9	800 N
	R	566,6	800 N
Time maximum force2, %	L	49	100%
	R	49	100%