

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**KORIGOVANÝ VIS JAKO KOMPENZAČNÍ PRVEK  
U REKREAČNÍCH CYKLISTŮ  
VE VĚKU 15–18 LET**

Diplomová práce

Autorka: Bc. Vendula Tomanová

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Olomouc 2021

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Vendula Tomanová

**Název diplomové práce:** Korigovaný vis jako kompenzační prvek u rekreačních cyklistů ve věku 15–18 let

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

**Vedoucí diplomové práce:** PhDr. David Smékal, Ph.D.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2021

**Abstrakt:** Diplomová práce se zabývá efektem praktikování korigovaného visu v rámci kompenzace rekreační cyklistiky. Cílem práce bylo zhodnotit vliv pravidelného praktikování korigovaného visu na míru napřimení páteře v posedu na silničním kole, rozvíjení hrudního a bederního úseku páteře a protrakci ramenních pletenců. Dále byla hodnocena míra adherence ke zvolenému kompenzačnímu prvku jako autoterapii. Studie se zúčastnilo 16 probandů ve věku 15–18 let, z toho 8 žen a 8 mužů. Výzkumný soubor byl rozdělen do dvou skupin, výzkumné a kontrolní, po 8 členech. Pravidelně praktikovat korigovaný vis po dobu 6 týdnů měla za úkol pouze skupina výzkumná. Sběr dat probíhal pomocí dotazníku před absolvovanou intervencí, kineziologického rozboru a systému DTP-3 před a po absolvované intervenci. V rámci výsledků měření křivky páteře systémem DTP-3 v pozici posedu na silničním kole nebyla prokázána statisticky významná změna na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  při porovnání výsledků výzkumné a kontrolní skupiny. Nebyl tedy prokázán efekt praxe korigovaného visu v kompenzaci rekreační cyklistiky na míru napřimení páteře v posedu na silničním kole. Výsledky měření pohyblivosti páteře prokázaly statisticky významnou změnu na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  pro úsek hrudní páteře při porovnání výsledků výzkumné a kontrolní skupiny. Vybraný způsob hodnocení protrakce ramenních kloubů taktéž prokázal statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  při porovnání výsledků obou skupin. U skupiny praktikující korigovaný vis v kompenzaci rekreační cyklistiky bylo prokázáno zvýšení pohyblivosti hrudního úseku páteře a snížení míry protrakce hodnocené zvoleným způsobem měření. Přestože se probandům výzkumné skupiny nepodařilo dodržet doporučený objem cvičení korigovaného visu po dobu 6 týdnů, efekt intervence se na výsledcích projevil. Studie by mohla sloužit jako podklad pro další výzkum.

**Klíčová slova:** aktivní vis, kompenzační cvičení, rekreační cyklistika, adolescence, posed na silničním kole, tvar páteře

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

**Name and surname of the author:** Bc. Vendula Tomanová

**Title of diploma thesis:** The active arm hanging as a compensation for 15 to 18 years old recreational cyclists

**Department:** Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacky University Olomouc

**Supervisor:** PhDr. David Smékal, Ph.D.

**Year of presentation:** 2021

**Abstract:** The diploma thesis is focused on the effect of implementing the active arm hang into compensation practice in recreational cycling. The aim of the work was to evaluate how practicing the active arm hang on a regular basis would affect straightening of the spine in a sitting position on a road bike, the range of movement of the thoracic and lumbar spine and the protraction of the shoulder girdle. Furthermore, the adherence to the selected compensatory autotherapy element was evaluated. The study involved 16 probands aged 15–18 years, of which 8 were males and 8 females. The research group was divided into two groups, research group and control group, with 8 members each. Only the research group was asked to practice the active arm hang for 6 weeks on a regular basis. Data was collected using a questionnaire before the completed intervention and using kinesiological analysis and the DTP-3 system before and after the completed intervention. The results of measuring the spine curve by the DTP-3 system in the sitting position on the road bike, did not show any significant change on the level of statistical significance  $p < 0.05$  when comparing the results between the research and the control group. Thus, the effect of practicing the active arm hang in the compensation of recreational cycling on straightening the spine while sitting on a road bike was not proved. The results of spinal mobility measurements showed a statistically significant change on the level of statistical significance  $p < 0.05$  for the thoracic spine when comparing the results between the research and control group. The selected method of evaluation of shoulder joint protraction also showed a statistically significant difference on the level of statistical significance  $p < 0.05$  when comparing the results of both groups. An increase in the mobility of the thoracic spine and a decrease in the rate of protraction evaluated by the chosen method of measurement were shown in the research group practicing active arm hang in the compensation of recreational cycling. Although the probands of the research group failed to adhere to the recommended volume of the active arm hang practice for 6 weeks, the effect of the intervention was reflected in the results. The study may serve as a basis for further research.

**Keywords:** active arm hang, compensatory exercise, recreational cycling, adolescence, sitting position on a road bike, spine shape

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením PhDr. Davida Smékala, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 28. června 2021

.....

Děkuji PhDr. Davidu Smékalovi, Ph.D. za vstřícnost, pomoc a důvěru, kterou mi poskytl při zpracování diplomové práce. Dále děkuji RNDr. Jakobovi Krejčímu, Ph.D. nejen za zprostředkování, úpravy a zaučení se systémem DTP-3, ale i konstruktivní komunikaci. Velké díky také patří Rostislavovi Brokešovi, který svou podporou napomohl zejména realizaci výzkumné části práce. Také děkuji všem probandům, kteří se výzkumné studie účastnili, za jejich čas, odhodlání a spolupráci. V neposlední řadě patří významné poděkování doc. PhDr. Radaně Jesenické, Ph.D. za její čas, cenné rady, konzultace a podporu při vzniku celé práce.

# OBSAH

|  |    |
|--|----|
| ÚVOD .....   | 8  |
| I. TEORETICKÁ ČÁST .....   | 10 |
| 1 Cyklistika a její charakteristiky .....                                  | 10 |
| 1.1 Formy cyklistiky .....   | 10 |
| 1.2 Sport mládeže.....   | 12 |
| 1.2.1 Cyklistika mládeže ve věku 15–18 let.....                            | 13 |
| 1.3 Cyklistika jako nástroj lokomoce.....                                  | 16 |
| 1.3.1 Pozice posedu na kole .....  | 16 |
| 1.3.2 Komponenty jízdního kola a možnosti jejich přizpůsobení .....        | 17 |
| 1.3.3 Zajištění hlubokého stabilizačního systému při jízdě na kole .....   | 18 |
| 1.3.4 Lokomoce jízdou na kole .....  | 21 |
| 1.4 Bolesti zad v cyklistice.....  | 23 |
| 2 Funkce horních končetin v kontextu pohybového systému a cyklistiky ..... | 26 |
| 2.1 Zajištění funkce horních končetin .....                                | 26 |
| 2.2 Fylogeneze horních končetin.....                                       | 28 |
| 2.3 Horní končetiny v kontextu 21. století .....                           | 29 |
| 2.3.1 Klíčová role ontogeneze .....  | 29 |
| 2.3.2 Horní končetiny v běžných denních činnostech.....                    | 30 |
| 2.3.3 Horní končetiny v cyklistice .....                                   | 32 |
| 3 Kompenzační cvičení v cyklistice .....                                   | 36 |
| 3.1 Možnosti kompenzace cyklistiky .....                                   | 36 |
| 3.1.1 Role fyzioterapie v cyklistice .....                                 | 38 |
| 3.2 Kompenzace běžného sedu sedem na kole.....                             | 40 |
| 3.3 Dynamická neuromuskulární stabilizace.....                             | 41 |
| 3.4 Vis jako kompenzační prvek .....                                       | 43 |
| 3.5 Ido Portal Movement Culture.....                                       | 46 |

|       |   |    |
|-------|---|----|
| 3.6   | Metoda Dr. Kirsche .....                          | 48 |
| 3.6.1 | <i>Fenomén extrému</i> .....                      | 48 |
| II.   | VÝZKUMNÁ ČÁST.....                                | 50 |
| 4     | CÍLE PRÁCE .....                                  | 50 |
| 5     | HYPOTÉZY A VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....                  | 50 |
| 5.1   | Hypotézy .....                                    | 50 |
| 5.2   | Výzkumná otázka .....                             | 51 |
| 6     | METODIKA VÝZKUMU .....                            | 52 |
| 6.1   | Charakter výzkumu .....                           | 52 |
| 6.2   | Výzkumný soubor .....                             | 52 |
| 6.3   | Realizace výzkumu.....                            | 53 |
| 6.3.1 | <i>Dotazník</i> .....                             | 53 |
| 6.3.2 | <i>Nastavení posedu na silničním kole</i> .....   | 54 |
| 6.3.3 | <i>Vstupní vyšetření</i> .....                    | 54 |
| 6.3.4 | <i>Intervenční období</i> .....                   | 55 |
| 6.3.5 | <i>Technika provedení korigovaného visu</i> ..... | 55 |
| 6.3.6 | <i>Kontrolní vyšetření</i> .....                  | 56 |
| 6.4   | Použité metody získání dat.....                   | 56 |
| 6.4.1 | <i>Hodnocení protrakce ramenních kloubů</i> ..... | 56 |
| 6.4.2 | <i>Hodnocení křivky páteře</i> .....              | 57 |
| 6.4.3 | <i>Hodnocení pohyblivosti páteře</i> .....        | 60 |
| 6.5   | Statistická analýza .....                         | 61 |
| 7     | VÝSLEDKY.....                                     | 62 |
| 7.1   | Vyhodnocení hypotéz.....                          | 62 |
| 7.1.1 | <i>První hypotézy</i> .....                       | 62 |
| 7.1.2 | <i>Druhé hypotézy</i> .....                       | 63 |
| 7.1.3 | <i>Třetí hypotézy</i> .....                       | 65 |



|   |    |
|---|----|
| 7.1.4 Čtvrtá hypotéza.....                | 67 |
| 7.2 Další testované parametry .....       | 69 |
| 7.2.1 Šířka acromionů .....               | 69 |
| 7.2.2 Test lateroflexe .....              | 69 |
| 7.2.3 Subjektivní obtíže .....            | 70 |
| 5.2 Vyhodnocení výzkumné otázky .....     | 71 |
| 5.2.1 První výzkumná otázka .....         | 71 |
| 8 DISKUZE .....                           | 72 |
| 8.1 Diskuze k teoretické části .....      | 72 |
| 8.2 Diskuze k praktické části .....       | 76 |
| 8.2.1 Diskuze k hypotézám H1a a H1b ..... | 76 |
| 8.2.2 Diskuze k hypotézám H2a a H2b ..... | 77 |
| 8.2.3 Diskuze k hypotézám H3a a H3b ..... | 78 |
| 8.2.4 Diskuze k hypotéze H4 .....         | 80 |
| 8.2.5 Diskuze k výzkumné otázce .....     | 81 |
| 8.2.6 Limity studie .....                 | 83 |
| 9 ZÁVĚR.....                              | 85 |
| SOUHRN.....                               | 86 |
| SUMMARY .....                             | 87 |
| SEZNAM CITOVANÉ LITERATURY .....          | 88 |
| SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK .....            | 88 |
| PŘÍLOHY .....                             | 96 |

## ÚVOD

V posledních letech si lidé více než kdy dřív začali uvědomovat význam zdravého životního stylu a péče o vlastní imunitní systém. Vzrostla popularita individuálních sportů rekreačního charakteru a cvičení v domácím prostředí. Velké oblibě se už desítky let těší cyklistika. Především cyklistika silniční umožňuje poměrně rychle zdolat desítky kilometrů a podívat se na místa, kam bychom pěšky došli za půl dne. Silniční cyklistika je také výborným prostředkem k výchově mládeže a jejího vztahu k pohybové aktivitě obecně. Charakter zátěže silniční cyklistiky rozvíjí jednak tělesnou schránku, ale i vůli a vědomí vlastních limitů. Z hlediska pohybu na silnici za plného provozu také formuje charakter, schopnost logického uvažování, učí nás pokoře a toleranci.

I při sportu mládeže bychom neměli zapomínat na význam kompenzačního cvičení. Pohybová kompenzace je důležitou součástí každé jednostranně zaměřené sportovní činnosti včetně cyklistiky. Samotný posed na silničním kole přednastavuje tělesné segmenty do neoptimálního uspořádání a ani následná lokomoce jízdou na kole není pro člověka přirozeným pohybovým vzorem. Pro cyklistiku jsou významným motorem dolní končetiny, zatímco postavení a práce horních končetin a trupu jsou často opomíjeny. Tréninkový plán vrcholových cyklistů kompenzační cvičení zpravidla obsahuje. V případě jedinců, kteří se cyklistice nevěnují na profesionální úrovni, na tuto složku mnohdy nezbyvá čas. V praxi se běžně setkáváme s jedinci, kteří většinu dne stráví v sedu, ať už v práci, či při studiu, a volné chvíle tráví opět sedem při jízdě na silničním kole. Rozvoj vadného držení těla v oblasti trupu a horních končetin může vést až k nevratným změnám pohybového aparátu. Pravidelná praxe pohybových prvků, které mají potenciál nabourávat chudost pohybových vzorů, vede k zachování a rozvoji optimálního držení a hybnosti pohybového aparátu.

Kompenzační cvičení rekreačních cyklistů, kteří však praktikují cyklistiku jako frekventovaný sport, by bylo dobré obohatit o ne zcela tradiční prvek. Takovým kompenzačním prvkem typicky vznikajícího vadného držení těla u cyklistů by mohl být korigovaný vis. Pozice visu umožňuje uvést horní končetiny do maximální možné elevace a využít benefitu přirozené trakce pro velké množství kloubních spojení. Při optimálním provedení korigovaného visu aktivujeme dolní fixátory lopatek a svalstvo trupu v globálním pohybovém vzoru. Zařazení praktikování korigovaného visu do denního pohybového režimu by mohlo vést k optimalizaci funkce našeho pohybového aparátu. Aniž

bychom si to předem uvědomovali, velká část z nás má ve svém okolí možnost někde se pověsit za horní končetiny. Co můžeme ztratit, když to párkrát za den zkusíme?

# I. TEORETICKÁ ČÁST

## 1 CYKLISTIKA A JEJÍ CHARAKTERISTIKY

V následující kapitole si detailněji přiblížíme problematiku cyklistiky. Popíšeme si její formy, dělení i specifika sportu mládeže. Dále se budeme věnovat především cyklistice silniční. Srovnáme aspekty této charakteristické činnosti s fyziologickými prvky posturálního zajištění a lokomoce. Blíže si specifikujeme pozici, kterou cyklista zaujímá při jízdě na kole, i s možnostmi přizpůsobení nastavení komponent silničního kola. Zároveň bude poukázáno na problematické nastavení tělesných segmentů, které mnohdy ústí až k bolestivým syndromům apod.

### 1.1 Formy cyklistiky

Společným základem všech forem cyklistiky je jízda na kole. Cyklistika je sport s bohatou tradicí a její počátky sahají až do první poloviny 19. století. Jízda na kole je ekonomický, efektivní způsob dopravy a stala se celosvětově populární sportovní aktivitou. Je rovněž uznávanou pohybovou aktivitou v rámci prevence chronických onemocnění, jako jsou kardiovaskulární onemocnění, cukrovka, rakovina, hypertenze, obezita, deprese a osteoporóza (Johan de Hartog, Boogaard, Nijland, & Hoek, 2010).

Rozlišujeme cyklistiku sálovou a rychlostní. Zástupci sálové cyklistiky jsou kolová (sportovní hra, jejímž účelem je dostat údery kola míč do branky) a krasojízda (estetická jízda s prvky akrobacie na speciálním kole). K rychlostní cyklistice řadíme terénní, dráhovou a silniční cyklistiku. Cílem rychlostních disciplín je zdolat určenou trať v daném závodě za co nejkratší čas nebo dosáhnout nejlepšího umístění. Jednotlivá odvětví se pak liší především v typu kola, na kterém cyklisté jezdí, a prostředí či tratích, kde se tato činnost odehrává.

Terénní cyklistika se odehrává na nezpevněných cestách a rozlišuje se na další formy cyklistiky s rozličnými typy jízdních kol a tratí. Řadí se do ní zejména cyklokros, BMX, cyklotrial, MTB (XCO, maraton XCM, sprint XCE, sjezd a 4cross). Dráhová cyklistika se odehrává na speciálním dráhovém kole s pevným převodem, bez brzd, na klopené dráze ve tvaru oválu. Silniční cyklistika se realizuje na zpevněných cestách a silnicích. Silniční kolo je charakteristické nízkou vahou a tuhostí pro ideální přenos síly a akceleraci při šlapání. Má lichoběžníkový rám, pevnou vidlici a dvoupřevodník s vícekolečkem. Přesmykač a přehazovačka umožňují změnu převodu, a tím přizpůsobení zátěže šlapání terénu a silovým či vytrvalostním schopnostem cyklisty. Pro ovládání a

přizpůsobení rychlosti jízdy kola pomocí horních končetin (HKK) jsou na řídítkách umístěná ovládání převodu a brzd předního i zadního kola (Háp et al., 2014).

Sport obecně je ve svém původním pojetí chápán jako sport soutěžní. V současnosti je i v České republice, díky Evropské chartě sportu z roku 1992, chápán jako „všechny formy tělesné činnosti, které – ať již prostřednictvím organizované účasti, či nikoli – si kladou za cíl projevení či zdokonalení tělesné i psychické kondice, rozvoj společenských vztahů nebo dosažení výsledků v soutěžích na všech úrovních“ (Jansa et al., 2007, p. 9). Toto široké vymezení pojmu sport obsahuje řadu různorodých pohybových aktivit, provozovaných nejen na soutěžní úrovni. Konkrétní případy nesoutěžního sportu je třeba blíže upřesnit jako např. „rekreační sport“, „školní sport“, „sport pro všechny“ atd. (Jansa et al., 2007).

Sport, a tudíž i cyklistiku, můžeme rozdělit dle úrovně jeho provozování. Sport lze vykonávat na úrovni vrcholové, výkonnostní a rekreační. Konkrétně silniční cyklistiku je možné dle kvality sportovce vykonávat vrcholově, tedy profesionálně nebo poloprofesionálně. Cyklista v tomto případě obvykle tráví tréninkem na kole několik hodin denně a účastní se závodů na národní či mezinárodní úrovni. Pro úroveň výkonnostní, tedy poloprofesionální nebo amatérskou, je obvyklý pravidelný trénink v rádech jednotek až desítek hodin týdně. Cyklista je registrován v Českém svazu cyklistiky a pravidelně se účastní pořádaných závodů na regionální a národní úrovni. Za rekreační úroveň můžeme považovat sportování v rozsahu několika hodin týdně. Sportovec nebývá oficiálně registrován u Českého svazu cyklistiky a individuálně se účastní nebo neúčastní amatérských závodů na regionální úrovni.

V současné době se rekreační cyklistika ubírá dvěma směry. První směr reprezentují cyklisté, kteří nevyhledávají závodní a soutěžní prostředí sportu. Samotná jízda na kole je pro ně potěšením a nemají potřebu konfrontace výkonu. Ve směru druhém cyklisté berou jízdu na kole jako nástroj pro zvýšení výkonu a poměrování sil s dalšími cyklisty. Vyhledávají účast na soutěžích určených amatérům a rekreačním cyklistům. V poslední době roste popularita těchto soutěží ve formě jednodenních i etapových závodů na regionální, národní i mezinárodní úrovni. V průběhu kalendářního roku se v České republice pořádá více než 300 závodů, kterých se účastní rekreační amatérští cyklisté (Háp et al., 2014). A tak jsou už i rekreační cyklisté členy příslušných lokálních cyklistických klubů a spolků, v jejichž dresech a pod jejichž záštitou se prezentují na hojně pořádaných soutěžích. Studie Schultz a Gordon (2010) definuje

rekreačního cyklistu jako jedince, který jezdí pravidelně na kole, alespoň 1x do týdne, a účastní se maximálně 50 organizovaných cyklistických soutěží za rok.

## 1.2 Sport mládeže

V důsledku současného životního stylu dochází ke snížení počtu realizovaných pohybových aktivit. Následky můžeme spatřit v nárůstu počtu jedinců s nízkou úrovní tělesné zdatnosti, nadváhou, obezitou a stále se zhoršujícím zdravotním stavem. K hlavním negativním vlivům patří nedostatečná materiální a technická podpora, kapacita a stav sportovních zařízení, nedostatek dobrovolníků a pokles zájmu o pravidelnou pohybovou a sportovní činnost. Alespoň pohybové aktivity individuálního a neorganizovaného charakteru občanů tendence k poklesu nemají. Popularita individuálních sportů rekreačního charakteru (cyklistika, in-line bruslení, běhání, komerční fitness, golf atd.) se pouze variabilně mění podle současných trendů („Koncepte podpory sportu 2016–2025“, 2016).

Mezi strategické cíle MŠMT pro podporu sportu 2016–2025 patří podpora tělesné zdatnosti jako základního předpokladu pro zvládání fyzické i psychické formy stresu. Nízká zdatnost, nízká úroveň pohybové gramotnosti a nadváha či obezita jsou základními faktory negativního vztahu ke sportu. Pohybová aktivita by měla člověku přinášet potěšení a neměla by pro něj představovat náročnou a neoblíbenou činnost. Sport, jako organizovaná a řízená činnost i jako celoživotní aktivita, v sobě nese také výchovnou roli dětí a mládeže. Má vyšší cíle než jen tělesnou změnu, má potenciál trvale ovlivnit náš životní styl. Nedílnou roli hraje i sociální aspekt, kdy například sportovní klub nám dává příležitost někam patřit, rozvíjet mezilidské vztahy, najít pomoc a oporu apod. Rozvoj pozitivního vztahu ke sportu, pohybové zdatnosti a gramotnosti populace, zejména u dětí, je základní podmínkou pro budoucí výběr různorodých pohybových kondičních aktivit v rámci volného času („Koncepte podpory sportu 2016–2025“, 2016).

Z hlediska akčního plánu České republiky jsou snahy o zvýšení počtu hodin tělesné výchovy na základních školách pro rozšíření základny dětí a mládeže s všestrannou přípravou (pohybově gramotných jedinců). Aktuální doporučení v rámci EU navrhuje zavedení 5 hodin pohybové aktivity (vycházející z místních tradic a specifík) týdně na všech stupních škol. Dle doporučení je realizováno až 85 % pohybových aktivit ve školách. V České republice se předpokládá zavedení 2 hodin tělesné výchovy a 3 hodin pohybového programu ve školním sportovním klubu týdně. Tento model by mohl přinést

flexibilní, moderní a atraktivní formy sportu do škol („Koncepce podpory sportu 2016–2025“, 2016).

Na základních školách mají děti věkové kategorie mladšího školního věku 6–11 let přirozenou motivaci k pohybu a jejich pohybové činnosti jsou spontánní se sklony k hravosti a soutěživosti (skoky, běhy, pohybové hry apod.). Zpočátku je v tomto věku obtížná nervosvalová koordinace. Je důležité u nich rozvíjet zejména rychlost a obratnost. Zatímco převážně vytrvalostním a silovým cvičením je potřeba se vyhýbat. Ukazuje se, že většina sportů nevyžaduje výhradní specializaci v raném věku. Naopak větší variabilita pohybových aktivit u dětí napomáhá k přenosu vzorových dovedností mezi jednotlivými sporty. Jednostranné zatížení nemusí umožňovat dostatečný odpočinek opakovaně používaným segmentům těla. Specializace na určitý sport by měla následovat po nabytí dostatečné sportovní pestrosti v raném věku. Dostatek diverzity pohybových aktivit je důležitý pro rozvoj neuromuskulárních dovedností a prevenci pozdějších přetížení pohybového aparátu a nejrůznějších zranění. V 11 letech by mělo být dítě již schopno provádět velmi jemné koordinované pohyby.

Ve starším školním věku 11–15 let (pubertě) dochází k největšímu rozvoji všech funkcí organismu při středním zatížení. V 15 letech je možné toto zatížení dále zvyšovat. Zvýšení tělesné výkonnosti vede i k zesílení zájmu o sportovní činnosti. U obou pohlaví (u dívek s předstihem) dochází k postupnému rozvoji prvotních i sekundárních pohlavních znaků. Jelikož je období puberty sociálně i emocionálně náročné, má sportování v tomto věku kromě zdravotních i výchovné benefity. Období 15–20 let (adolescence) můžeme již označit za počínající dospělost. Na konci tohoto období se mnohdy jedná o plně fyzicky a mentálně vyspělé jedince. Ještě jim však chybí životní zkušenosti, což se týká i sportovního výkonu (technika, taktika, rozložení sil apod.). Dochází k postupnému zrání již definitivně harmonizovaných tělesných proporcí i pohybových koordinací. V 18 letech je zhruba dokončený vývoj svalstva, kostí a kardiovaskulárního systému, což umožňuje organismus již velmi intenzivně zatížit. Obecně vzrůstá fyzická výkonnost a vytrvalost. Vyčerpání po výraznější fyzické či duševní námaze vyvolává spíše příjemnou únavu než dlouhodobý útlum. Naopak sportovní činnosti mnohdy kompenzují negativní emoce (Jansa et al., 2007).

### ***1.2.1 Cyklistika mládeže ve věku 15–18 let***

V 15 letech adolescenti většinou končí základní školu a přechází na návazné středoškolské studium. Pro podporu sportovních talentů existují střední školy se

sportovním zaměřením, které nabízejí skloubení kvalitního vzdělání s mnohdy náročnou sportovní přípravou v jednotlivých odvětvích sportu. Příslušnými krajskými úřady jsou zřizována sportovní gymnázia. Lze je nalézt v rejstříku škol MŠMT. Existují gymnázia se čtyř až osmiletým oborem vzdělávání. Stále však ještě není dostatečná finanční podpora těchto institucí ze stran státního rozpočtu a při současném kolísání populačního stavu mládeže a soustavném poklesu zájmu dětí o sport dochází ke snížení počtu žáků těchto oborů vzdělávání. Školy tuto problematiku mnohdy kompenzují doplňováním sportovních tříd z řad mladistvých bez sportovní gramotnosti a talentu („Koncepce podpory sportu 2016–2025“, 2016). Specializaci na odvětví cyklistiky nabízí hned několik sportovních gymnázií v České republice. Cyklistika jako kmenový sport je zahrnuta do učebního plánu v Jilemnicích, Jablonci nad Nisou, Novém Městě na Moravě, Ostravě, Vimperku, Bruntále a Jeseníku („Školy středního vzdělávání se sportovním zaměřením“, 2019).

Na jesenickém gymnáziu si po úspěšném splnění talentových a přijímacích zkoušek uchazeči o studium volí sportovní zaměření. V případě cyklistiky sportovní přípravu zajišťují trenéři, jakožto zaměstnanci gymnázia, ve spolupráci s místním týmem cyklistiky mládeže. Týdenní rozvrh sportovní přípravy obsahuje pondělní regeneraci, úterní až čtvrteční trénink (včetně dvou ranních) a páteční volno. Víkendy jsou ve vlastní režii studentů. Někteří volí odpočinek, jiní trénují samostatně či se účastní místních cyklistických závodů. Konkrétně s cyklistikou na gymnáziu v Jeseníku jsou každý týden spjaty 3 vyučovací hodiny (3 x 45 minut) regenerace, 2 vyučovací hodiny ranních tréninků a až 11 vyučovacích hodin odpoledních tréninků. Regenerace spočívá ve skupinovém kompenzačním cvičení s fyzioterapeutem a saunování. Obsahem ranních tréninků bývají nejčastěji sportovní hry v tělocvičně. Odpolední tréninky se liší dle ročního období, ale převážnou část roku, kdy počasí a sezóna umožňuje provozování cyklistiky v přirozeném venkovním prostředí, stráví studenti na jízdách kolech. Na jesenickém gymnáziu je cyklistika zaměřena převážně na její silniční formu. S ohledem na roční období a možnosti studentů je však doplňována cyklistikou horskou, cyklokrosem či jízdou na trenažéru v prostředí budovy školy. Týdenní sportovní rozvrh bývá doplněn o dobrovolnou účast na sportovních soustředěních, kurzech a závodní činnosti. Jelikož je cyklistika sezónní sportovní činností, je její trénink v průběhu roku na gymnáziu doplněn o všeobecnou přípravu. V zimě bývá nahrazen plaváním, běžeckým lyžováním a sportovními hrami v tělocvičně. V období, kdy se blíží jarní obleva, si zase



začínají na kolo pomalu zvykat tréninkem na stacionárním trenažéru či válcích jak doma, tak v budově školy (R. Brokeš, osobní komunikace, 21. 3. 2021).

Na čtyřletém sportovním gymnáziu v Jeseníku studují studenti ve věku od 15 do 18 let. V období 14–16 let se v tréninku zaměřujeme na rozvoj všeobecné kondice a pohybové úrovně, ale i na trénink síly a silové vytrvalosti jedince. Konkrétně v tréninku cyklistiky začíná objem specifického tréninku na kole převyšovat obecnou část přípravy. Pracujeme na zdokonalení techniky jízdy. Pozdější věk, 16–18 let, lze považovat za jedno z nejkrizovějších období v tréninkovém procesu mládeže. Fyziologické, a především psychologické změny v průběhu dospívání mohou zapříčinit předčasné ukončení sportovních činností. Sportovní gymnázium tak hraje velkou roli v adherenci ke sportovním aktivitám v tomto věku. Cílem cyklistického tréninku mládeže od 16 let je především udržet vysokou úroveň všeobecné kondice, zatímco můžeme postupně zvyšovat nároky na specifický trénink na kole. Trénink, který je více zaměřen na vytrvalost, rychlost a sílu, se téměř podobá tréninku dospělých. Při narůstajícím objemu a intenzitě jsou již kladeny větší nároky na regenerační procesy. V případě závodní činnosti je jedinec ve věku 15–16 let řazen do kategorie kadet/kadetka, v 17–18 letech se jedná o kategorii juniorů/juniorek.

V tomto období je vhodné využít specifického laboratorního testování pro stanovení optimálního objemu a intenzity tréninku (Vojtěchovský & Sekera, 2009). Studenti sportovního gymnázia v Jeseníku se zaměřením na cyklistiku se každoročně podrobují zátěžovému testování na ergometru, při němž mají stanoveny základní parametry tělesné zátěže pro sportovní činnost. V obsahu sportovní přípravy a výchovy studentů je i pochopení základních fyziologických hodnot a aspektů tělesné zátěže. Studium se snaží prohlubovat tyto znalosti i v praktické rovině, a tak s vědomím individuální hranice anaerobního prahu studenti pod dohledem trenérů kontrolovaně rozvíjí úroveň své tělesné zdatnosti. Cyklistické tréninky studenti absolvují se sporttestery, které monitorují zejména jejich tepovou frekvenci, ale i rychlost jízdy, vzdálenost, převýšení trati a jiné parametry. Především kontrola tepové frekvence v průběhu tréninků pomáhá preventivně předcházet přepětí a přetrénování, a to i u amatérských sportovců. Ne všichni studenti sportovního gymnázia vykonávají daný sport na výkonnostní úrovni, ale všichni by měli mít alespoň obecné znalosti a schopnosti práce s tepy a tréninkovou zátěží. Trenéři cyklistiky na gymnáziu nabízí individuální přístup pro kvalitní trénink výkonnostním cyklistům, ale i pohodový trénink pro amatérské sportovce.

## 1.3 Cyklistika jako nástroj lokomoce

### 1.3.1 Pozice posedu na kole

Člověk v průběhu vývoje přizpůsobil svůj skelet a stavbu lebky k bipedální chůzi. Změna polohy foramen magnum umožnila vzpřímené napojení lebky, centraci segmentů krční páteře (Cp), vzpřímenou lokomoci ve vertikále a optickou horizontální orientaci ve směru pohybu (Kračmar, Bačáková, & Hojka 2010). Pozice osového orgánu a funkce HKK cyklisty na kole je však naší fyziologii v mnoha ohledech vzdálená.

Cyklista rozkládá váhu těla do opěrných bodů na sedle a řídítkách. Svalstvo horní části trupu stabilizuje zbytek těla, zatímco dolní končetiny (DKK) generují sílu do pedálů pro dopředný pohyb kola. Úhlové nastavení pozic jednotlivých kloubů a zejména pak napřimění pohybových segmentů páteře je velmi variabilní. Vždy záleží na mnoha aspektech, které je potřeba vzájemně sladit a naaranžovat pro konkrétní účely užívání kola daným člověkem.

Dříve automatické nastavení osového orgánu do flexe (oblouku) s vrcholem Cp v hyperextenzi s izometrickou kontrakcí jejich stabilizátorů, jež zajišťuje optickou kontrolu vpřed, již dnes není příliš funkční. V závodní cyklistice, kde dominuje snaha zaujmout co nejvíce aerodynamickou pozici, ji ale samozřejmě stále nacházíme. Pokud však bereme v úvahu čas strávený v sedle, ať už v tréninkovém, či závodní režimu, je třeba vyladit posed tak, aby nedocházelo k fixaci patologií v pohybovém aparátu. Ne vždy je třeba mít aerodynamicky co nejnižší odpor. Velké množství lidí v dnešní době provozuje cyklistiku na rekreační úrovni a mnohdy je doporučována v léčebné rehabilitaci, ať už ve formě stacionárního trenažéru či později venku na kole. I z těchto důvodů je nyní na trhu mnoho firem, které se zabývají individuální optimalizací cyklistického posedu.

Dle Grima (2019) jsou klíčovým předpokladem optimálního posedu flexibilní hamstringy a svalstvo v oblasti pánve, zajišťující adekvátní rozsahy pohybů v kyčelních kloubech. Nález zkrácení či nerovnováha mezi těmito svaly může limitovat výšku sedla. U zkrácených svalů obecně nacházíme dřívější únavu a delší regeneraci. Navíc nevhodné nastavení sedla ve vyšší úrovni, než hamstringy umožňují, přináší eliminaci práce hlavního motoru cyklisty m. quadriceps. Nehledě na významnou, často oslabenou složku břišního svalstva a celku hlubokého stabilizačního systému páteře (HSSP) pro zajištění fixace pánve. Proto je nastavení výškové pozice sedla tak zásadní.

### ***1.3.2 Komponenty jízdního kola a možnosti jejich přizpůsobení***

Firmy a jejich zaměstnanci zabývající se tzv. „bike fittingem“ dnes využívají moderních technologií pro nastavení posedu. Přestože zaměstnanci těchto firem postupují pouze podle určitých konceptů a specializovaných vyšetření, svedou rychle a účinně zastoupit mnoho úsilí fyzioterapeutů či trenérů. V práci s klientem postupují podle jeho individuality, nikoli podle obecných paradigmat. Umí nastavit jednotlivé komponenty kola tak, aby individuálně pasovaly danému jedinci. Pro začátek je důležitou součástí vyšetření stanovení očekávání klienta. Zda od nové pozice na kole očekává změnu z hlediska výkonu či komfortu. Nastavení posedu pak musí odpovídat tělesným parametrům a případně omezené flexibilitě těla. V práci s klientem se vyšetřují jeho hendikepy, jako jsou omezení flexibility páteře, kloubních rozsahů a oslabení či zkrácení specifických svalových skupin. Pro samotnou diagnostiku posedu na kole pak firmy užívají např. 3D kamery, které zachycují pohyb senzorů umístěných na těle klienta z boční a přední strany. Toto vyšetření pomáhá rozklíčovat hybnost ve všech označených kloubech (Grim, 2019).

Existuje mnoho dalších komponent kola, které se dají seřadit a upravit. Nastavení posedu se odvíjí od pěti kontaktních bodů cyklisty s jízdním kolem. Konkrétně hledáme optimální uložení HKK, pánve a DKK. Dosažením ideální pozice těchto kontaktních bodů cyklistova těla s komponentami jízdního kola jsme schopni zajistit komfortní cyklistický posed při jízdě na kole. Je nutné brát v potaz, že nastavení posedu jízdního kola může být symetrické, ale lidské tělo často není. Proto je třeba jemně vyladit každou z možných komponent pro dosažení maximálního pohodlí. Důležité komponenty, jejichž polohu je možné variabilně upravit, jsou sedlo, řídítka, brzdové páky, představec, tretry, kufrý a pedály. Přičemž každá z těchto částí kola má možnost změny své polohy v různých rovinách.

Pozice Cp, zajišťující pohled vpřed při jízdě na kole, je závislá zejména na nastavení výšky sedla, výšky a úchopu řídítek a míře flexe hrudní (Thp) a bederní páteře (Lp). Výšku sedla lze poměrně přesně určit dle úhlu kolenních kloubů při přesně definovaném uložení DKK v posedu na kole. Výška, rotace řídítek a vzdálenost řídítek od sedlové trubky (tzv. dosah) jsou další významné složky, které souvisí s výsledným napřímením páteře a oporou/úchopem aker HKK. Za neoptimálnější uložení rukou se s přihlédnutím k ontogenezi v silniční cyklistice považuje palmární úchop s palcovým zámekem a volnou flexí prstů za brzdové páky. Zápěstí spočívá v centrovaném

postavení, mírné dorzální flexi. Lokty jsou v semiflexi a ramenní klouby mohou zaujmout zevní rotaci s addukcí humeru. Od úchopu řídicích se bezpochyby odvíjí nastavení v ramenních kloubech. Jandův horní zkřížený syndrom trefně popisuje svalové dysbalance, které mohou vzniknout opakovaným nevhodným úchopem rovné části řídicích nadhmatem s vnitřně rotačním postavením humerů (Kračmar, Dušková, & Zelenka, 2005). Cílem úpravy cyklistického posedu je přiblížení se fyziologii centrovaným nastavením jednotlivých kloubů HKK i DKK, napřimění jednotlivých segmentů páteře a vyrovnání rozkladu tlaku na řídicí a sedlo. V dostupné literatuře však není přesně definován ideální poměr rozložení tlaku mezi jednotlivé body opory. Cyklista by se ale v průběhu jízdy měl aktivně opírat o řídicí kola. I když nadměrný přenos váhy na řídicí zase přetěžuje stabilizátory kloubů HKK.

### ***1.3.3 Zajištění hlubokého stabilizačního systému při jízdě na kole***

U vertebrogenních bolestivých poruch se často jedná o anatomickou i biomechanickou rovinu obtíží. V klinice je třeba posoudit vnější a vnitřní síly působící na páteř. Zajímá nás kvalita posturální stability a řídicích procesů centrální nervové soustavy (CNS). Dostatečnou aktivitou a správným timingem svalů HSSP je zajištěno vyvážení aktivity hlubokých a povrchových svalů. Funkční spojení úponově provázaných transversospinálních svalů, šikmých břišních svalů a m. transversus abdominis je dle Richardson, Hodges a Hides (2004) i Véleho (2006) označováno jako HSSP. Kolář (2006) do HSSP řadí hluboké extenzory páteře, flexory Cp, bránici, břišní svaly a svalstvo pánevního dna, které díky nitrobřišnímu tlaku (IAP) zajišťují přední stabilizaci páteře. Pro přední stabilizaci páteře je dle Kolar et al. (2012) nejdůležitější funkce bránice. Konkrétně její souhra s autochtonní muskulaturou, pánevním dnem a břišními svaly. Za fyziologické situace je osa procházející přední a zadní částí bránice v horizontální rovině rovnoběžná s postavením pánevního dna. Tonická aktivace bránice může při optimálním postavení její předozadní osy a centrum tendineum, „pístovým mechanismem“, vytvářet žádoucí stabilizační IAP. Kraniokaudální pohyb bránice je umožněn díky biomechanice hrudníku, přesněji pohybu kostovertebrálních spojení (Kolář, 2006). Důležitá je její schopnost synchronizace funkce nádechové, svěračové a posturální.

### ***M. transversus abdominis***

Dle Cresswell, Oddsson a Thorstensson (1994) je nejdůležitějším stabilizátorem páteře *m. transversus abdominis*, jehož aktivita zvyšuje napínání thorakolumbální fascie a nárůst IAP. Jeho vliv na páteř je zajištěn právě změnami IAP a také pomocí četných úponů přímo na bederních obratlích skrze thorakolumbální fascii (Hodges, 1999). Vlivem fylogenetického přechodu k bipedální lokomoci je potřeba udržovat stabilitu Lp proti zevním silám (zejména gravitaci). Svaly jako *mm. multifidii* v Lp zabezpečují kontrolu intersegmentálních pohybů, ale kontrola rotací a vznikajících střížných sil na úrovni lumbosakrálního přechodu je nedokonalá. *M. transversus abdominis* je schopen kompenzovat tyto výchyly tím, že zajistí „zpevnění“ intervertebrálních kloubů Lp a umožní lepší kontrolu směru funkce povrchových svalů (Hodges, 1999). Dvořák a Holibka (2006) ve své studii prokazují, že určité snopce bránice a *m. transversus abdominis* do sebe kontinuálně, bez šlašitého úponu, přecházejí. Jejich mechanická vazba tak ještě umocňuje funkční souhru na dějích stabilizace, ale i respirace.

### ***Ontogeneze HSSP***

Souhrou neurofyziologických a biomechanických principů v ontogenezi postupně dozrála postura, v níž páteř, pánev a hrudník tvoří pevný rám pro zajištění stability trupu a rozšíření pohybového spektra skrze řetězce integrující končetiny. Stabilizační funkce svalů HSSP je dána kineziologickými vzory z ontogeneze. Vrcholem ontogeneze je lokomoce, rozlišení funkce nákročné a opěrné končetiny, což je podmíněno stabilizací páteře díky koaktivační synergii flexorových a extenzorových skupin svalstva trupu. Již v úvodu života je programy CNS řízen formativní vliv na anatomické struktury s následným biomechanickým dopadem na zatížení kloubů. Vnitřní síly (tah svalů) v ontogenezi formují budoucí tvar páteře, hrudníku, sklon pánve, kolodíafyzární úhly, torzi femurů atd. Kvalita a výskyt jednotlivých pohybových programů tak determinují výsledné strukturální parametry, se kterými člověk v průběhu života pracuje. Pro optimální křivku páteře a její fyziologické zatížení je stěžejní souhra dorzální a ventrální muskulatury. Vyrovnaná aktivita svalstva Cp s úpony zasahujícími až ke střední Thp, hlubokým extenzorům (*m. semispinalis capitis a cervicis*, *m. splenius capitis a cervicis*, *m. logissimus capitis a cervicis*) naproti hlubokým flexorům (*m. longus coli a capitis*) ve spolupráci s ostatními svaly umožňuje optimální rozložení vnitřních sil. Pro stabilitu Lp je klíčová spolupráce extenzorů Lp s flexory dolní Thp, tedy funkční souhra pánevního

dna, svalstva břišní stěny a bránice. Balanc v zapojení této flekční synergie tvoří díky IAP ventrální stabilizaci páteře (Kolář, 2006).

### ***Stabilizační funkce HSSP při působení sil***

Kvalitu posturální stabilizace nelze směrodatně zhodnotit pomocí svalového testu (dle jeho anatomické funkce). Pro otestování HSSP lze využít vyšetření dechového stereotypu, testu extenčního, flexe trupu, bráničního, extenze v kyčlích, flexe v kyčlích a testu nitrobřišního tlaku. Přičemž nikdy nesmíme zapomínat na významný odraz funkce CNS v řízení sledované motoriky. Vždy je třeba dívat se na tělo jako celek a jeho posturální mechanismy vyšetřovat z pohledu kvality způsobu zapojení, schopnosti kontroly stabilizační funkce, a to i při reakci na zevní síly. Kvalita pohybových stereotypů, jakožto odpověď svalové souhry HSSP na zevní síly, je často nedostatečná a projevuje se nadměrnou a nerovnoměrnou prací většího množství svalů, než je potřeba. „Dalším důsledkem je jednostranná stereotypní aktivita při svalové stabilizaci, bez možnosti její změny. Tyto funkce jsou závislé na vlastnostech centrálních složek a na způsobu, jak jsou hybné stereotypy vypracovány, fixovány a korigovány“ (Kolář, 2006, p. 168).

Vyvážená souhra mezi svaly HSSP zraje během ontogenetického vývoje a formuje lordoticko-kyfotický tvar páteře. Cyklistický posed má zcela jistě vliv na spinopelvi-femorální vztahy, což vytváří problematické pole pro působení vnějších sil. Na páteř cyklisty působí vnější síly, které se dále vlivem pohybu rozšiřují o střížné a rotační. U bolestivých stavů je cílem terapie a prevence tyto síly co nejvíce zmírnit (změna nastavení posedu kola, rozvoj flexibility a mobility, kompenzační cvičení apod.). Vnitřní síly působí svaly, tedy jejich mechanická práce, s ohledem na kvalitu jejich řízení z CNS. Problematická může být jejich velikost, vektor, opakovaná aktivita apod. Pokud je jejich opakování stereotypní a chronické, pak jsou dle Koláře (2006) vlivnější než síly vnější.

Často v cyklistice narazíme na nevyváženou aktivitu horních a dolních fixátorů lopatek, nedostatečnou posturální funkci bránice, břišních svalů a zvýšené napětí povrchových extenzorů páteře. Změnou souhry těchto svalů a ovlivněním vnitřních sil, které výsledně působí, lze korigovat a kompenzovat jejich roli na regionální i globální úrovni. CNS svým řízením zajišťuje posturální stabilizaci, a tak pomocí aktivního zpevnění segmentů těla odoláváme vnějším silám. Pohyby náročné na silové působení, včetně pohybu končetin, jazyka, hlavy, je možné vykonat díky vytvoření „punctum fixum“, inzerční stabilizaci svalů, které pohyb provádí. Každý pohyb končetin je

doprovázen stabilizací trupu jako celku. I tlaku DKK na pedály jízdního kola předchází aktivita HSSP, jež generuje vnitřní síly působící na páteř, tedy lumbosakrální přechod.

### ***Svalstvo pánevního dna***

Další velmi problematické, avšak málo diskutované téma v cyklistice je svalstvo pánevního dna. Při optimální funkci se diaphragma pelvis (m. levator ani a m. coccygeus) chovají jako pružné dno pánve. Účastní se na změnách nitrobřišního tlaku a ovlivňují postavení pánevních kostí. Jsou součástí břišní dutiny jako celku a mají nezastupitelnou posturální roli v HSSP (Kolář, 2006). Jízda na kole vsedě vyžaduje rozložení určitého procenta tělesné hmotnosti na sedlo. Procento hmotnosti určuje velikost tlaku na sedle. Trvalý kontakt/tlak mezi sedlem jízdního kola a citlivými perineálními strukturami mnohdy vede až k rozvoji dekubitů, necitlivosti genitálií a erektilní dysfunkci u výkonnostních cyklistů. Patogeneze těchto urogenitálních poruch souvisí s mikrotraumaty, které následně způsobují až snížení průtoku krve do genitálních struktur a obrnu pudendálního nervu (Navot & Kalichman, 2016). U cyklistů udržujících lepší napřímení páteře při jízdě je část váhy spočívající na sedle především na sedacích hrbolech. Při posedu na silničním jízdním kole, a to především při úchopu spodní zahnuté části řídítek, bývá váha především na ischiopubických ramenech, či dokonce symfýze (Sauer, Potter, Weisshaar, Ploeg, & Thelen, 2007). Kavernózní prostory, ve kterých se nachází penilní tepny a nervy, jsou maximálně stlačeny při zvýšeném tlaku na symfýze (Bressel, Reeve, Parker, & Cronin, 2007). Dle J. Poděbradského (osobní komunikace, 2. 3. 2021) je zvýšená zátěž na přední části sedla spojena s útlakem plexus pudendus, což má vztah i k sympaticko-parasympatické rovnováze a může vést až k poruchám mikce. Moderní metody nastavení cyklistického posedu již využívají pro volbu optimálního sedla testování na tlakové podložce. V případě, kdy naměřená rozteč sedacích hrbolů odpovídá např. 128 mm, volíme sedlo o šíři 155 mm. Přidání 1 cm navíc na každé straně umožní lepší stabilizaci pánve a menší výchyly při šlapání (Grim, 2019).

### ***1.3.4 Lokomoce jízdou na kole***

Jízda na kole se v průběhu let stala formou lidské lokomoce. Cyklistický krok se v různých prvcích pohybové koordinace podobá kroku při chůzi. Volná bipedální vzpřímená chůze po dvou končetinách se u člověka rozvíjí už miliony let. Je tedy člověku fylogeneticky přirozeným lokomočním vzorem na rozdíl od jízdy na kole, lokomoce umělé, kterou přinesl až rozvoj civilizace na začátku dvacátého století (Kračmar et al., 2010). Fylogeneticky se bipedální chůze zrodila z kvadrupedie. Ještě hlouběji do

minulosti pak sahá rozvoj diagonálního zkříženého vzoru, jenž má prapůvod ve vlnění vodních obratlovců ve frontální rovině. Dříve byl lokomočním orgánem ryb a obojživelníků osový aparát. U člověka se již lokomoce realizuje přes akrální části končetin, které se vyvinuly z dříve stabilizačních a brzdících ploutví. Chůze je charakteristická distálně uloženým punctem fixem na pevném zemském povrchu pro přitažení a odraz. Je realizována přitažením proximálního segmentu (punctum mobile) a odtlačení od distálního pevného bodu opory (punctum fixum). V cyklistice jsou pevné body opory na sedle a na řídítkách. DKK fázicky generují sílu na pedálech, která pomocí klik a převodníku kola realizuje dopředný vektor umožňující lokomoci. Kruhový záběrový pohyb v sagitální rovině není součástí žádného z pohybových programů lidské motorické ontogeneze. Navíc punctum fixum aker DKK na pedálech nerealizuje lokomoční, ale spíše fázický pohyb (Kračmar et al., 2005). A například při jízdě na trenážeru ke skutečné lokomoci vůbec nedochází.

Pokud se nejedná o profesionálního cyklistu, kterému je jízda na kole již téměř více přirozená než bipedální chůze, pak u takového člověka nacházíme nejčastěji axiální cyklistický krok (pístový). Kdo se v dětském věku naučí jezdit na kole a tuto dovednost dále cíleně nerozvíjí, šlape s charakteristicky sníženým uložením paty pod úroveň pedálu. Axiální cyklistický krok se blíží chůzovému mechanismu a díky prvkům z lidské ontogeneze nemusí být jako pohybový vzor příliš fixován. Tento styl šlapání není příliš efektivní, a proto pokročilý cyklista již šlape radiálně (dokulata). Radiální vzor se již vzdaluje pohybovým programům ontogeneze, a tak je zřejmé, že je výsledkem specifického tréninku. Vykazuje však vyšší EMG aktivitu m. iliopsoas a nižší m. gluteus maximus (Kračmar et al., 2010). Tyto svaly hrají roli v nastavení sklonu pánve, což se odráží na tvaru páteře a aktivitě svalstva zad (Véle, 2006). Nežádka pak nalézáme problém ve stabilizaci lumbosakrální oblasti, bederní kyfózu a bolesti dolní Lp (LBP) nejen u trénovaných cyklistů (Hodges & Richardson, 1997).

Dalším rozdílem mezi běžným uživatelem kola a pokročilým cyklistou je pohyb DKK v sagitální rovině během cyklistického kroku. Cyklisté cíleně trénují a udržují kolena blíže horní rámové trubce, tak aby pohyb DKK probíhal mechanicky co nejefektivněji v sagitální rovině. Při chůzi je flexe kyčelních kloubů navíc fyziologicky doprovázena jejich abdukci a zevní rotací, což je u cyklistů vyrovnáváno vyšší aktivitou adduktorů stehna. Přirozená funkce m. iliopsoas je tak usměrněna zvýšenou prací m. adductor longus a útlumem pelvitrochanterických svalů (zejména horní část m. gluteus maximus a zadní část m. gluteus medius). Kineziologický obsah flexe v kyčelním kloubu



lze přece jen spatřit i u výkonnostní cyklistiky, a to při jízdě bez držení řídítek či ve stoji, které se opět více podobají člověku přirozeným pohybovým vzorům (Kračmar et al., 2005).

Dle uvolnění opěrného bodu na sedle předpokládáme vyšší podobnost pohybových stereotypů kroku při chůzi a při jízdě ze sedla. Z výzkumu (Kračmar et al., 2010) paradoxně vyplývá, že jízda v sedle je oproti jízdě ze sedla koordinačně více podobná volné chůzi. Jelikož při ztrátě punctum fixum pánve dochází k rozdílnému zapojení důležitých stabilizátorů pánve (m. gluteus medius a m. adductor magnus) než při chůzi. Pro účely rehabilitace oblasti pánve a DKK je tedy výhodnější nácvik jízdy v sedě. Pro rekreační a výkonnostní cyklistiku je ale jízda ze sedla významná. Gravitační síla se totiž promítne do výsledné síly, a tak je sportovec schopen generovat vyšší výkon. V této pozici nalézáme hojnou aktivitu svalstva trupu a HKK, které se díky ztrátě opory na sedle vzájemně lépe propojují (Kračmar et al., 2005).

## **1.4 Bolesti zad v cyklistice**

V dnešní době lze provozovat téměř každou činnost v úzkém výseku „zdravé míry“ nebo v krajních mezích opačných extrémů, a ani u cyklistiky tomu není jinak. S rostoucím užíváním jízdních kol k přepravě, rekreaci nebo profesionálnímu sportu přichází i nežádoucí důsledky pro lidské tělo. Jízda na kole s sebou přináší riziko závažných zranění v důsledku akutních úrazů nebo chronického přetěžování. Kromě typických úrazových oblastí souvisejících s nehodami, jako jsou HKK, DKK, hlava, obličej a břicho, je v lékařské literatuře hlášeno mnoho bolestivých syndromů Lp, Cp, kolen, kyčlí, ramen, dysestezií rukou, prstů i oblasti pánevního dna apod. (du Toit et al., 2020).

Cílem závodní cyklistiky je produkce maximální síly na pedálech pro pohon kola požadovaným směrem. Aby se maximalizovala rychlost kola pro daný výkon, musí cyklista zmenšit svoji plochu čelního průřezu. Snížení aerodynamického odporu docílí díky flexi v segmentech Thp, Lp a v kyčelních kloubech (Burt, 2014). Míra flexe ve výše zmíněných oblastech ovlivňuje nejen to, že se cyklista pohodlně opře o řídítka, ale i výslednou křivku páteře. V krajních případech nacházíme „round-back“ (kulatou) nebo „flat-back“ (rovnou) křivku páteře. Skutečnost, že cyklista sedí, zvyšuje sklon k zaujetí kyfózy v Lp (Bressel & Larson, 2003), pokud tedy nemá dostatečně flexibilní hamstringy a mobilní kyčelní klouby. U cyklistů se velmi často vyskytují LBP, které však velmi zřídka korelují s patologickým nálezem na magnetické rezonanci. Většina z nich je tedy

klasifikována jako nespecifické chronické bolesti zad (NSCLBP) (Burnett, Cornelius, Dankaerts, & O'Sullivan, 2004)

### *Teorie vzniku NSCLBP v cyklistice*

Pacienti s NSCLBP byli klasifikováni podle směru pohybu provokujícího bolesti zad a jejich individuálního klinického obrazu. Jedna z těchto skupin, klasifikována jako „bolestivá porucha flexe“, je charakteristická výskytem bolesti při pohybu do flexe. V tomto případě je bolest produkována setrváním ve flektované pozici či opakovanou flexí Lp a uvolňuje se při její extenzi. Uvádí se, že tento klinický obraz není spojen s žádným postižením spinální hybnosti, ale se ztrátou dolní lumbální lordózy, přidruženou dysfunkcí mm. multifidi v oblasti Lp, kompenzační horní lumbální lordózou a zvýšením tonu erektorů Thp. Předpokládá se, že „bolestivá porucha flexe“ je výsledkem ztráty kontroly neutrální polohy segmentů páteře a jejich opakovaným namáháním v krajním rozsahu flexe.

Jelikož cyklisté tráví tréninkem na kole velké množství času, aby vyvolali fyziologický tréninkový efekt, zvyšuje se pravděpodobnost postižení dolní části zad. Konkrétně byly popsány 3 teorie vzniku cyklistům charakteristických obtíží. Zprvé fenomén flexe–relaxace, který se projevuje jako myoelektrické ticho erektorů páteře v krajním rozsahu flexe. Tento fenomén může být problematický, jelikož bylo zjištěno, že když je např. při zvedání těžkého břemena snížena svalová síla erektorů páteře, pasivní struktury (vazy a meziobratlové ploténky) jsou vystaveny vyššímu riziku poškození. Zadruhé může být NSCLBP naopak výsledkem nadměrné aktivace extenzorů páteře, což vede ke zvýšenému tonu tkání v oblasti Lp. Zatřetí je z důvodu dlouhotrvající flexe na pasivní vazivové struktury vyvíjen zvýšený tlak zadních částí chrupavčitých prstenců meziobratlových plotének, které mohou postupnou akumulací vytvořit mikropoškození (Burnett et al., 2004).

Zatížení pasivních struktur Lp, které vede k LBP, jak bylo diskutováno výše, může být dále zhoršeno dvěma faktory. Zprvé může mechanický creep (dlouhodobé vystavení vysokému napětí, které je stále pod mezí kluzu tkání) zvýšit napnutí zadních struktur. To je ale sporné, protože část hmoty cyklisty spočívá v opoře o řídítka, a proto se liší od otevřeného řetězce (Burt, 2014). Zadruhé v meziobratlových kloubech neustále vznikají intersegmentální reakční síly a momenty, které jsou generovány DKK při šlapání a musí být přenášeny přes thorakolumbální oblast páteře, zatímco trup je ve flektované a někdy i rotované poloze (Burnett et al., 2004).

### ***Mm. multifidii***

Je známo, že lumbální mm. multifidii (LM) jsou klíčovým stabilizátorem dolní Lp, které řídí jak flexi, tak rotační momenty páteře. Symetrické vzorce aktivace LM byly popsány v řadě normativních studií EMG při vyšetřování Lp během pohybů ve flexi/rotaci, které podporovaly stabilizační roli těchto svalů. Dysfunkce LM ve smyslu ztráty jejich symetrické kokontrakce byla prokázána u lidí s LBP (Danneels et al., 2001). Studie (Burnett et al., 2004) poukazuje na výraznější asymetrii povrchových LM u skupiny cyklistů s NSCLBP na začátku i na konci jízdy ve srovnání se skupinou bez bolestí. Předchozí výzkumy uvádí, že LBP je spojeno s dominantní aktivací m. rectus abdominis, což je bezesporu významný flexor páteře, který je často velmi aktivní v substitučních strategiích deficitu klíčových hlubokých stabilizačních svalů páteře (O'Sullivan, Twomey, Allison, Sinclair, & Miller, 1997). Během jízdy dochází v dolní Lp k zvýšeným rotačním pohybům při flektované poloze v sedu na kole. Pokud je současně snížena aktivita LM, může být již předem přetížená a senzitivizovaná oblast dolní Lp více náchylná ke vzniku degenerativních změn. Dle Burnett et al. (2004) je možné tuto hypotézu potvrdit cílenou intervencí zaměřenou na kokontrakční aktivaci dolních LM. Jejich adekvátní zapojení v průběhu jízdy na kole může potvrdit vliv na výskyt těchto bolestivých poruch.

## **2 FUNKCE HORNÍCH KONČETIN V KONTEXTU POHYBOVÉHO SYSTÉMU A CYKLISTIKY**

Ve druhé kapitole bude nastíněna úloha HKK a jejich vývoj v průběhu fylogeneze i ontogeneze. Ať už jde o rozvoj jejich funkce v rámci lokomoce, sebeobsluhy či specifických denních i sportovních činností dnešní doby. Konkrétně se budeme věnovat jejich funkční souhře se zbytkem těla při jízdě na kole. Srovnáme si časté svalové dysbalance a maladaptace v posturálním zajištění u typického obrazu cyklistické zátěže.

### **2.1 Zajištění funkce horních končetin**

HKK mají pro člověka především funkci úchopovou, manipulační a komunikační. Díky schopnosti ramenního kloubu pohybovat se ve všech třech osách získaly HKK během fylogeneze velkou míru mobility. Běžně tak během dne využíváme kombinaci pohybů ve všech třech osách naráz. Volnost pohybu je dána omezenou kostěnou schránkou. Ramenní kloub je sférického tvaru a jeho stabilitu zajišťují pasivní struktury (kostěné a vazivové), dynamické struktury (svaly rotátorové manžety, myofasciální řetězce) a specifické biomechanické vlastnosti. Postupný nábor svalové souhry tak určuje hybnost a stupně volnosti v ramenním kloubu, které se teprve vyvíjejí v průběhu motorického dozrávání (Véle, 1997).

Při interakci ruky člověka s okolním prostorem je tělo jako celek stabilní. Zejména pak funkční napojení HK a horní části trupu, Cp a atlantookcipitálního (AO) skloubení (Mayer & Smékal, 2005). Aby mohly volně konat svoji práci, je třeba nejprve zajistit posturální stabilitu. Oproti DKK je však funkce HKK svázána s funkcí trupu mnohem volněji. HKK spolu tvoří v páru uzavřený funkční řetězec a mají na sebe vzájemný vliv. V rámci prvního roku života jsou HKK využívány jak k lokomoci, což upevňuje svalové řetězce spojující HKK s osovým orgánem, tak jako uchopovací orgán a rozvíjí jejich manipulační funkci. V dospělosti nám v ideálním případě oblast kořene HK (ramenní kloub) zabezpečuje podporu hybnosti hrubé motoriky. Zatímco střední oblast HK (loketní kloub) umožňuje manipulaci a akrální oblasti HK (zápěstí–ruka) již dotváří přímý kontakt s tělem či zevním prostředím. Motorika akra HK již reprezentuje jemnou motoriku, která se projevuje pohybovou koordinací a schopností provedení přesného pohybu. Ruka jako celek má funkci úchopovou. Zajištění polohy a postavení proximálních částí umožňuje dokonalou souhru akrálních svalů řídících prsty a ruku. Opět tedy nesmíme zanedbat přítomnost posturální stabilizace, díky které jsme schopni pohyb zahájit, provést a

dokončit. Obratnost úkonů HKK je jen obrazem předchozího motorického vývoje, a to ve smyslu hrubé i jemné motoriky (Véle, 1997).

Vývoj HKK se týká kromě morfologické stavby i neuromotorického řízení. Neuromotorická kontrola kořene HK musí být co neoptimálnější pro celou škálu velmi pestrých biomechanicky rozdílných pohybových úkonů. Vývojově je centrace ramene se schopností rozvoje jemné motoriky ruky v relativně otevřeném kinematickém řetězci spojena až s ontogenetickým obdobím vyzrání dlouhých myelinizovaných drah. Tato schopnost HK je výhradně lidská, a tedy vývojově velmi mladá. Vzhledem k jejímu poměrně nedávnému vývoji, složitosti a specifčnosti je také velmi křehká a snadno zranitelná (Mayer & Smékal, 2005). Pokud je ideální kontakt kloubních ploch, díky rovnoměrnému rozložení svalových tahů, jsou ligamenta a kloubní pouzdro v minimálním napětí. Nejsou drážděny nociceptory a hojně se vyskytující propioceptory jsou zdrojem silného aferentního signálu (Véle, 2006). Kloub se nachází v neutrálním postavení a dle Koláře (2009) je centrovaný. V ideálním rozložení momentů sil, a tedy funkční centraci ramenního pletence, mají (po velkou část dynamických činností) důležitou roli krátké depresory hlavice humeru. Krátké depresory humeru jsou svaly, které ve většině pohybových úkonů kompenzují tah povrchových svalů. Mezi tyto svaly, jež se upínají na humerus zešikma, řadíme zejména dolní části m. subscapularis a m. infraspinatus a celý m. teres minor. M. subscapularis je ze všech „primárních“ depresorů ten nejdůležitější (Mayer & Smékal, 2005).

Důležitou stabilizační roli hraje i schopnost anticipace, kterou lze hezky uvést na příkladu funkce výše zmíněných krátkých depresorů hlavice humeru. Jejich aktivace je nejméně dvoufázová. Právě v první anticipační fázi obstarávají tzv. precentraci glenohumerálního kloubu, což reprezentuje právě anticipační složku s podílem korikosubkortikálních funkcí. V druhé fázi depresory vyvíjí podstatně větší svalovou sílu pro zajištění optimální centrace ramenního kloubu. Jejich stabilizační aktivita je významná při adekvátní koordinaci a načasování. Proto by pro ně bylo vhodnějším pojmenováním „primární depresory hlavice humeru“. Anticipace nám také skrze intersegmentální stabilizaci poskytne zajištění postury před pohybem HKK. Tato schopnost je dána procesem v CNS, který umožní zahájit specifický program aktivace trupového svalstva dříve, než samotný proces proběhne (Hodges & Richardson, 1997).

Sklobení HK jsou u člověka po zvládnutí samostatné bipedální chůze vystavována tlakové i tahové zátěži. V porovnání s DK je HK uzpůsobena převážně k tahovému zatížení. V rámci tahového zatížení dochází k napínání kloubního pouzdra sterno-

klavikulárního skloubení, což díky informaci z jeho proprioceptorů reflexně aktivuje m. pectoralis minor a m. trapezius. Zatížení tlakové se fyziologicky rozkládá do fossa glenoidalis a prvních žeber. Když se na tento fakt podíváme z hlediska fylogeneze lokomoce, pak v lidské lokomoci je pletenec ramenní zatížen v aktivním závěsu s pevnou oporou, zatímco u primátů nacházíme v kořenovém svalstvu HK pasivní závěs. Rozdíly jsou tak nejen v pohybovém vzoru, ale i ve směru tahu svalů (Vojta & Peters, 1995).

## 2.2 Fylogeneze horních končetin

Pokud se podíváme zpět k období počátku vývoje suchozemských čtyřnožců, je nutno se vrátit až k vodním živočichům. Postupný vývoj pletenců předních a zadních končetin se velmi lišil, jelikož vycházel z jejich rozdílné funkce. Původní ploutve se vyvinuly v končetiny kráčivé. S rozvojem suchozemských savců se v jejich tělesné stavbě změnil i tvar lebky, páteře, žeber, hrudníku a většiny orgánových soustav (Dylevský, 2014). Pohyb po souši si vyžádal posun pletence přední končetiny, původně připojeného k zadnímu okraji lebky, kaudálně a jeho napojení pomocí svalového aparátu k trupu.

Volné připojení pletence přední končetiny k trupu bylo zcela unikátní (Krobot, Míková, & Bastlová, 2004). Dříve pevné a stabilitní spojení pažní kosti s lopatkou vystřídal nárůst pohyblivosti. Dnešní člověk moudrý (*homo sapiens sapiens*) je živočišný druh patřící spolu s gibony a velkými lidoopi (šimpanz, gorila a orangutan) do nadčeledi Hominoidea. Prapředci této nadčeledi původně užívali dnešní HKK v uzavřeném kinematickém řetězci v kvadrupedálním lokomočním vzoru s převládajícím addukčním a vnitřně rotačním postavením v glenohumerálním kloubu. Vývoj HKK probíhal současně s vývojem osového orgánu. Dnešní dvojité esovitá křivka páteře člověka má předky v jedné kyfotické křivce šimpanze. Páteř se v průběhu vývoje napřímila, hrudník se předozadně oploštil, HKK se zkrátily a zvětšila se plocha lopatky, která se posunula mediokaudálním směrem (Ashton & Oxnard, 1963). Zodpovědnost za centrované postavení a stabilizaci během pohybu převzaly vazivové a svalové struktury. Tyto změny uvolnily další stupně volnosti pohybu v ramenním pletenci a také schopnost efektivní absorpce mechanické energie během dopadu na přední končetinu (Dylevský, 2007).

Proces vertikalizace průběžně doprovázela změna funkce ramenního kloubu. Funkce antigravitační/arboreální zajišťovala lezení po stromech (vertikální šplh, zavěšení, brachiaci čili ručkování mezi větvemi) (Dylevský, 2014). Rozvojem arboreální funkce došlo k přeměně svalů dříve funkčních při kvadrupedii (např. z části m. pectoralis

se staly zevní rotátory a abduktory paže – m. supraspinatus a m. infraspinatus). Pro pohyb v ramenním kloubu nad horizontálu byl významný dvojnásobný nárůst objemu m. deltoideus a distální posun jeho úponu na pažní kosti. Při další kombinaci kvadrupedie s arboreálním ručkováním mezi větvemi se díky této biomechanické výhodě prodloužila páka během abdukčního pohybu HK (Campbell, 1998).

Pro lepší koordinaci úchopu a uvolnění jemné motoriky bylo klíčové vyvedení orientace hlavice humeru z jejího posteriorního směru mediálněji. Transformace původního m. latissimus dorsi ve svaly rotátorové manžety (m. teres major, minor a m. subscapularis) pomohla dotvořit rotátorovou manžetu tak, jak ji známe dnes. Fossa infraspinata se rozšířila, což umožnilo efektivnější spojení s fossa glenoidale. Svalový aparát rotátorové manžety vyztužil axiální prostor. Postupem času se dovyvinul m. biceps brachii caput breve, m. trapezius, mm. rhomboidei, m. levator scapulae a m. serratus anterior (Rockwood, 2006).

## **2.3 Horní končetiny v kontextu 21. století**

### **2.3.1 Klíčová role ontogeneze**

V ontogenezi člověka se cestou od asymetrického novorozence postupným vyzríváním CNS uvolňují motorické programy, které aktivují ventrální muskulaturu (hluboké flexory Cp, mezižeberní a břišní svalstvo). Napřímení páteře se uskutečňuje skrze aktivitu břišní stěny a intersegmentální rotaci na páteři umožňující stabilizaci trupu v rovině frontální i sagitální. Původně vnitřně rotační postavení v kořenových kloubech je nahrazeno zevní rotací. V oblasti HK tak vzniká funkční propojení s trupem skrze významný šikmý svalový řetězec vedoucí od hlavy až k pánvi (m. splenius capitis – mm. rhomboidei – m. serratus anterior – m. obliquus externus – na kontralaterální m. obliquus internus) (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Pro funkční spojení ventrální muskulatury s HKK je velmi významným svalem m. serratus anterior, jehož aktivita se u symetrického a zkříženého vzoru lokomoce výrazně liší, například provedení shybu vyžaduje nižší aktivitu tohoto svalu než lokomoce ve visu (Vystrčilová, Kračmar, & Novotný, 2006). Jedním ze zásadních aspektů vývoje, které nám zprostředkovává m. serratus anterior, je kaudalizace lopatek. Následný vznik punctum fixum umožní rozvoj laterální strany žeber a funkční propojení lopatek s pánví skrze fascie břišních svalů (Čápová, 2008). Dítě by si mělo v období 3. měsíce života v poloze na břiše vytvořit trojúhelníkovou oporu, symetricky o mediální epikondyly

humerů HKK a symfýzu. Kvalitní zajištění této polohy je předpokladem budoucího postavení páteře, pánve, kyčlí, celkového držení těla a jeho koordinaci ve vertikále. Ve 4,5 měsících vývoje v leže na břiše si dítě nakročí jednou DK a opře se o jeden loket. Poprvé se ve vývoji objeví zkřížený vzor. Dochází k diferenciaci v oblasti páteře, která stále zůstává v ose, i když síly na ni působící jsou asymetrické. Dosud koncentricky (do středu) pracující ventrální muskulatura se propojí skrze šikmý řetězec (m. obliquus internus – kontralaterální m. obliquus externus a m. serratus anterior) od kontralaterální strany pánve až k opěrné HK.

Chyby ve vývoji vedou k oslabení funkčních propojení a nedokonalostem přetrvávajícím v dospělosti. Kvalitu funkce lze rozpoznat na postuře, motorických dovednostech a diverzitě pohybů. Ukazatelem nedokonalého vývoje je oslabení ventrální muskulatury (břišního a mezižeberního svalstva, hlubokých flexorů krku). Vlivem redukce kraniálního tahu břišního svalstva je pánev v anteverzi, Lp ve zvýšené lordóze a kompenzačně ji stabilizují funkčně zkrácené hamstringy. Funkce určuje orgán, a proto tah svalů tvaruje i kostěný aparát. Koordinace funkce břišních svalů má dopad i na tvar hrudního koše, následné možnosti bránice a dechovou mechaniku obecně. Hrudník bývá předožadně oploštěný, s úzkými mezižeberními prostory, prominují spodní žeberní oblouky. Dochází k neschopnosti jejich integrace v pohybu a funkčnímu rozpojení mezi horní, dolní části trupu i HKK. Bránice neplní ani jednu ze svých funkcí zcela, a především dysfunkce její zadní části má za následek nestabilitu thorakolumbálního (ThL) přechodu. Nedostatečná kaudalizace a medializace lopatek přednastavují ramenní klouby do protrakce a větší vnitřní rotace. Aktivní zevní rotace ramenních pletenců je o to víc doprovázena jejich protrakcí a rozpojením trupu v oblasti ThL přechodu. Nedostatečný rozvoj dlouhých svalových řetězců (od hlavy kontralaterálně k pánvi) se promítá v posturální situaci celého těla (Skaličková-Kováčiková, 2017).

### ***2.3.2 Horní končetiny v běžných denních činnostech***

Výše popsaná posturální situace ještě nemusí značit neřešitelný problém, má-li daný jedinec možnost volní aktivitou tuto situaci změnit a trénovat (Skaličková-Kováčiková, 2017). Komplikace dnešní doby osobně spatřuji v nečinnosti nebo výkonu velmi specifických činností (ať už sezení u počítače, nebo na kole apod.), kdy se postupně propracujeme do variabilní imobility nebo uzamčení určitých pohybových vzorců. Diverzita pohybových činností a vnímání informací z vlastního těla jsou dnes, přes svou



významnou roli, velmi opomíjeny. Proces motorického učení a pohybové zkušenosti nám totiž poskytují určité kvality intermuskulární a intramuskulární koordinace.

V dnešní společnosti je výrazem funkce ruky dospělých jedinců velmi jemná a přesná motorika při práci s telefonem či počítačem. Původní lokomoční funkce HKK je tedy zastřena funkcí úchopovou, manipulační a komunikační (Vojta & Peters, 1995). Lokomoční či opěrnou funkci HKK dnešní dospělý člověk příliš nevyužívá. Jenže velmi mobilní ramenní kloub stabilizují nejlépe dynamické stabilizátory ramenního pletence, včetně jejich souhry v rámci svalových řetězců dle Myerse (2009). Posílení a aktivace této kooperace jsou možné v uzavřeném kinematickém řetězci, což se děje především v lokomočních vzorech v prvním roce života (Vojta & Peters, 1995), nebo také v rehabilitaci u metod na neurofyziologickém podkladě. Cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci napomáhá obnově fyziologického nastavení jednotlivých segmentů a je vhodné jej zvolit před zahájením pohybů v otevřeném kinematickém řetězci. Typicky lidskou formu lokomoční funkce HK popsal profesor Vojta v modelu reflexního plazení (Vacková, 2004) a její ekvivalent lze spatřit ve vybraných sportovních aktivitách, jako je sportovní lezení, šplh, pádlování v kajaku, bruslení s holemi, klasická technika při běhu na lyžích, nordic walking, plavání (kraul a znak) (Colwin, 2002), přičemž například šplh na laně má průběh lokomoce ramenního pletence podobný primátům (brachiaci a zavěšování) a liší se od lidského především tím, že je realizován v závěsu, zatímco v ontogenezi člověka nacházíme pevnou oporu.

Přestože lidský rod určitým způsobem limituje jeho anatomická struktura, je schopen se funkčně adaptovat na různá prostředí. Sice není rychlý jako opice nebo ryba ve svých přirozených prostředích, přesto se dokáže přizpůsobit a pohybovat se ve vodě či po stromech a skalách. Dnešní člověk dostal do vínku schopnost adaptace na různá prostředí. Otázkou je, jakou míru této funkční adaptace a univerzálnosti má dnes, v 21. století (Vacková, 2004). Moderní společnost již ve svém běžném dni nemá tolik příležitostí překonávat určité nástrahy dané různorodým prostředím, jako tomu bylo dříve. Proto je ontogenetický vývoj, rozmanitost a četnost našich pohybových zkušeností během života kruciólní pro rozvoj neuromuskulárního řízení a dalších procesů zpětně usnadňujících naše pohybové dovednosti. Protože jen praxe, opakování a následná adaptace nám umožní proměnit nemožné v možné, těžké v jednoduché a jednoduché v elegantní.

Jak již bylo zmíněno, HKK se do lokomočních vzorů zapojují především díky specifickým sportovním aktivitám a jejich technikám provedení. Nejrozličnější techniky

a druhy sportovních aktivit opět vychází z forem lokomoce původních našim předkům. Naše doba navíc přináší lokomoční aktivity s využitím speciálních pomůcek, jako je např. kolo, lyže, hole, ploutve, padák, dýchací přístroj atd. Sportovní aktivity vyžadující vyšší aktivitu HKK (sportovní lezení, hody, vzdušná akrobacie, obecně „overhead activities“, atd.) jsou charakteristické poměrově větší svalovou silou a distribucí svalstva v horní části trupu a HKK, např. u skupiny lezců se smazávají rozdíly mezi svalovou silou jednotlivých HK, nehledě na jejich laterality. Tito sportovci mají plynulejší motorický projev díky kvalitnější intermuskulární a intramuskulární koordinaci (Sheel, 2004; Hobden & Tétreault, 2014). U sportovců je zásadní dbát na kvalitu výchozí pozice a samotné provedení daných prvků. U pohybových prvků zahrnujících HKK je důležité dosáhnout co nejlepší vzájemné pozice trupu, pánve a ramenních pletenců, např. v pozici visu na hrazdě anteverzní postavení pánve zcela změni posturu.

### ***2.3.3 Horní končetiny v cyklistice***

Zajištění ideální, vzpřímené postury hraje klíčovou roli v prevenci vzniku svalových dysbalancí, přetížení kloubních a vazivových struktur, bolestivých syndromů, mikrotraumat až traumatických poranění apod. Kvalitní diagnostikou, terapií a edukací posturální situace jednotlivců se zabývá obor fyzioterapie. Pokud však bereme v úvahu problematiku postury v kontextu cyklistiky, pak je to záležitost i trenérů, vývojářů kol a jejich dílčích komponent či společností zabývajících se optimalizací cyklistického posedu.

Jak při vyšetření běžného pacienta, tak i v případě sportovců se neomezujeme pouze na určitou oblast. Základem je hodnocení celkové postury těla, propojení horní a dolní části trupu, zajištění opěrných bodů, a to v klidové situaci či přímo v pozici, ve které se daný sportovec při sportovním výkonu nachází, přičemž nás zajímá nejen statické zaujetí polohy, ale i její změny v dynamice. Obraz podobné posturální adaptace jako u cyklistů lze v dnešní době nalézt i u běžného člověka podléhajícího v denním rytmu převážně činností v sedu. Pozorovat můžeme změny v oblasti Thp, přechodu Cp a Thp páteře (CTh), držení hlavy a celých pletenců ramenních. Zejména oblast CTh je ve významném vztahu s postavením lopatek, a společně dávají předpoklad mobility glenohumerálních kloubů.

### ***Zajištění ramenních pletenců při jízdě na kole***

Ideální posturu můžeme definovat jako rovnovážný stav s minimálním úsilím svalů, které jej zajišťují. Je pro nás tedy energeticky nejekonomičtější. V opačném případě

nacházíme nerovnovážený stav, daný nevyváženou aktivitou mezi agonistou a antagonistou. Některé svaly mají navíc ke vzniku svalové nerovnováhy větší tendenci. Například v kontextu ramenního pletence mají při elevaci ramenních kloubů zevní rotátory tendenci působit svou aktivitou proti funkci rotátorů vnitřních (Pappas, Zawacki, & McCarthy, 1985). Ramenní pletenec se skládá z několika kloubů pravých i nepravých (glenohumerální, akromioklavikulární, subakromiální, skapulothorakální, subdeltoideální), z nichž každý je aktivně antagonisticky udržován ve své funkční centraci (Kolář, 2009), a proto změna, byť jediné z jejich svalových smyček, může vyvolat decentraci ostatních kloubních struktur. Zejména svalstvo okolo lopatky má, prostřednictvím její centrace, vliv na centraci glenoidální jamky. Adekvátní vyrovnaná aktivita rotátorové manžety zpevňuje a chrání ramenní kloub (Véle, 2006).

U cyklistů často nacházíme změnu postury s funkční decentrací ramenních kloubů. Nejčastěji spatřujeme protrakci ramenních kloubů s doprovodem dalších adaptací, jako je předsunuté držení hlavy a hyperkyfóza Thp. Protrakce, funkční anteriorní deviace, ramenních kloubů s decentrací lopatek je výsledkem svalové dysbalance, konkrétně prodloužením a oslabením střední části m. trapezius a zkrácením a hyperaktivitou m. pectoralis minor. Neoptimální práce mm. rhomboidei a m. trapezius neumožňuje vzpřímení Thp (Vojta & Peters, 2010). Změny těchto funkčních vztahů antagonistických svalových smyček mají přesah i mimo zátěž na kole. Mění posturální situaci jednotlivce a mají dopad na biomechaniku kloubů. Změní se jak aktivní, tak pasivní průběh pohybů v kloubech, jež postupně vedou k dysfunkcím a bolestem nejen ramenních kloubů (Thigpen et al., 2010).

Posed na silničním kole běžně nastavuje páteř do flexe ve všech pohybových segmentech, vyjma Cp. Tzv. „kulatá záda“ jsou běžnou charakteristikou pro vadné držení těla nejen u cyklistů. Oslabeny jsou především mm. rhomboidei (minor et major), střední a spodní části m. trapezius, m. serratus anterior, m. longus capitis a m. longus colli. Hyperaktivitu a zkrácení naproti tomu nalézáme v horní části m. trapezius, dolní části m. pectoralis major, m. levator scapulae a erektorů Cp (Tlapák, 2006). I u sportovců praktikujících často „overhead activities“ nalézáme vyšší aktivitu horní části m. trapezius a nižší aktivitu spodní části m. trapezius a m. serratus anterior (Cools et al., 2007). Tato zpožděná funkce dolních fixátorů lopatky a hyperaktivita horních fixátorů s častou elevací HKK mnohdy ústí až v impingement syndrom.

### ***Pozice krční páteře při jízdě na kole***

Pro kontrolu směru jízdy na kole musí navíc suboccipitální svaly izometricky zajišťovat hyperextenzi AO skloubení pohled vpřed. Další dysbalance nasedá v oblasti CTh s přetížením m. sternocleidomastoideus, mm. scaleni a dalších svalů Cp. Vzniklá svalová nerovnováha nezajišťuje ventrodorzální koaktivaci hlubokých flexorů krku optimálně. Důležitý řetězec, od lopatky přes m. levator scapulae, m. rectus capitis anterior a m. omohyoideus skrze „vodováhu těla“, jazyku, nemá možnost se funkčně propojit. Pozici Cp lze dostat do výhodnějšího výchozího postavení pomocí úpravy cyklistického posedu – zejména výšky sedla, úchopu řídicích a napřímením Thp a Lp v průběhu jízdy (Kračmar et al, 2005).

### ***Úchopy řídicích jízdního kola***

Úchop řídicích kola má zásadní vliv na postavení v kořenovém kloubu. Silniční řídítka nám poskytují variabilitu úchopu. Vybrat si můžeme ze tří možností (nadhmatem za rovnou část řídicích, nadhmatem za brzdové páky, nebo za spodní zahnutou část řídicích). Úchop rovné části řídicích je z důvodu pozice zápěstí a nedostatečné šířky řídicích problematický, jelikož díky němu spočíváme v opoře, která působí decentraci kořenových kloubů HKK v addukčně a vnitřně rotačním postavení (Kračmar et al., 2005). Úchop brzdových pák v lehké dorzální flexi s mírnou radiální dukcí, nebo spíše neutrální pozicí zápěstí a volnou flexí prstů, umožňuje nejvýhodnější nastavení kořenových kloubů HKK. Tento úchop umožňuje zevní rotaci humeru a dle šíře řídicích alespoň neutrální pozici humeru ve frontální rovině (Kračmar et al., 2005). Abdukce a zevní rotace humeru nám dle Vojty (2010) umožní optimální zatížení loketního kloubu v supinaci.

Nejvýhodnější postavení ramenních kloubů by bylo s mírnou abdukci humeru, čehož lze bohužel v rámci silničních řídicích dosáhnout velmi těžko. Nejčastěji se tak spokojíme se semisupinací a semiflexí loketních kloubů, zajištěnou aktivní svalovou spoluprací m. supinator, m. biceps brachii, m. brachioradialis, m. extensor carpi radialis longus a m. triceps brachii. Tato koaktivace rovněž napomáhá pružně tlumit nárazy a vibrace z vozovky, a tím chrání kořenové klouby a Cp. Funkční svalová spolupráce HKK je v silniční cyklistice ještě významnější, jelikož silniční kolo nemá odpružení přední vidlice.

### ***Stabilizační role HKK při jízdě na kole***

Tahy svalových řetězců v optimální opoře o HKK dávají prostor pro napřímení celé páteře, aktivaci HSSP a fyziologickou dechovou mechaniku (Čápková, 2008).

V cyklistice je tedy důležité zajištění stabilizace trupu proti točivému momentu, jenž generují DKK šlapáním na pedálech. Funkční synergie *caput longum m. biceps brachii* a *m. latissimus dorsi* pomocí změny tahu a tlaku na řídítka vyrovnávají točivé síly, jež generují DKK na pedálech. *M. latissimus dorsi* má, díky opoře o řídítka, *punctum fixum* na stabilizovaném humeru. Kraniální a transversální vlákna *m. latissimus dorsi* pak stabilizují střední a dolní *Thp* proti rotaci. Jeho kaudální a laterální části generují kraniální tah pánve a dolní části trupu (Burt, 2014). *M. pectoralis major*, především jeho dolní vlákna, hraje v cyklistice také významnou roli. Pokud jede cyklista ze sedla, nebo sprintuje, pak *m. pectoralis major* stabilizuje kolo a zamezuje zbytečným ztrátám energie udržováním přímé dopředné jízdy bez „házení“ řídítek (Sovndal, 2013).

### **3 KOMPENZAČNÍ CVIČENÍ V CYKLISTICE**

Kapitola třetí má za úkol shrnout rizika sedavého životního stylu i monotónních pohybových aktivit. Nabídneme si možnosti kompenzace zátěže silniční cyklistiky a terapeutických vstupů s důrazem na převzetí individuální zodpovědnosti za vlastní zdraví. Vrátime se k důležitosti ontogeneze, fylogeneze a možnostem využití jejich prvků a modifikací. Dále si představíme možnosti cvičení ve visu a jeho využití při vadném držení těla. Poměrně neprobádanou a zapomenutou problematiku visu si přiblížíme z pohledu pana Koláře, Portala a Kirsche.

#### **3.1 Možnosti kompenzace cyklistiky**

V oblasti sportu se ukazuje, že vzestup výkonnosti rezultuje z funkčních změn v organismu, které jsou z významné části výsledkem regeneračních a autoreparačních procesů. Musíme si uvědomit, že nejen pro dosažení stále vyšších výkonů, ale už pro zachování vlastního zdraví jsou pro každého z nás nezbytné určité formy regenerace a kompenzace. Pod pasivní regenerací si představíme přirozenou činnost lidského těla, kterou se náš organismus bez vnějších zásahů vypořádává s následky zátěže. Regulační procesy (látkové, imunitní, hormonální, centrální a další) pomáhají navracet organismus zpět do původního stavu rovnováhy. Aktivní regenerace zase zastřešuje všechny zevní procedury a metody podporující a urychlující pochody regenerace pasivní. Z hlediska časového odstupu od ukončení zátěže můžeme regeneraci označit jako časnou či pozdní. Časná regenerace se uplatňuje v každodenním životě, a to za účelem rychlé likvidace akutní únavy ihned po ukončení zatížení. Mechanismy pozdní regenerace se uplatňují například na dovolené nebo rehabilitačním pobytu (Jansa et al., 2007).

Pokud trávíme převážnou část dne v určitých pozicích či pohybových vzorech, pak je obecným základem rozšíření různorodosti těchto stereotypů. Zjednodušeně lze říct, že stereotypní pohybovou aktivitu doplníme o pohybovou aktivitu zapojující jiné svalové skupiny a sedavou práci vyvážíme pohybem. Pro lidské tělo je po jakékoliv činnosti charakteristický nástup únavy, jenž si žádá určitý čas a formu regenerace k opětovnému zotavení. Ať už se aktivně věnujeme nějakému sportu, nebo jsme naopak pasivní, vždy máme tendenci preferovat určitý typ pohybových vzorů. Abychom však předešli přetížení, nedostatečnému zotavení či poškození, naše tělo si žádá změnu.

Nedílnou složkou každé dlouhodobě prováděné jednotvárné činnosti, včetně cyklistiky, by měla být její kompenzace. Těla cyklistů při jízdě na kole mnohdy doslova

trpí v téměř neměnné pozici trupu a HKK. Jednostranné monotónní zatížení přináší riziko vzniku svalových dysbalancí pro všechny cyklisty. Úpravou cyklistického posedu a optimalizací pohybového vzoru při samotné jízdě na kole lze riziko rozvoje svalových dysbalancí a přetěžování predilekčních oblastí pouze snížit. S narůstajícím počtem hodin strávených v sedle roste důležitost doplňkového kompenzačního cvičení. Navíc s optimální oporou aker HKK, centrací ramenních pletenců a vzpřímeným držením trupu nekoreluje žádná z možností úchopu řídítek silničních kol. Změny napětí a délky jednotlivých svalů přímo ovlivňují činnost kloubů, modifikují pohybové návyky a posléze způsobují rozličné bolesti v pohybovém systému, přičemž mnohonásobně zvyšují riziko přetížení či poškození úrazy. U jedinců s rozvinutými dysbalancemi, ale i u skupin ohrožených jejich rozvojem je potřeba systematicky nabourávat chudost jejich pohybových stereotypů. Řešení může poskytnout dostatečná regenerace a čas potřebný k proběhnutí autoreparačních mechanismů organismu, včetně optimálně zvoleného kompenzačního cvičení (Tomanová, 2018).

Kompenzační cvičení neboli regenerace pohybem působí preventivně proti narušení funkční nerovnováhy pohybového aparátu. Svým působením na určité oblasti pohybového systému, ale i řídicí procesy má potenciál kompenzovat negativní dopady dané sportovní činnosti (Jansa et al., 2007). V kontextu cyklistiky si pod kompenzačním cvičením můžeme představit všechny aktivity, kterými je vhodné jízdu na kole doplňovat. Důležité je zmínit, že tyto aktivity se netýkají pouze profesionálů, ale i rekreačních cyklistů, kteří také často v sedle stráví hodiny týdně. Vrcholoví sportovci často věnují regeneraci potřebný čas, zatímco u amatérských sportovců bývá tato část procesu neprávem opomíjena. Zejména v cyklistice hraje významnou roli uvědomění, že trénink neskončil v okamžiku, kdy cyklista sesedl z kola. Kromě času stráveného na kole probíhá paralelně mnohem důležitější součást procesu, ve které je potřeba starat se o zachování zdraví a funkčního fyzického i mentálního těla jako celku (Tomanová, 2018).

K nejčastějším aktivitám kompenzace cyklistiky můžeme obecně zařadit uvolňovací (relaxační), protahovací a posilovací/aktivační. Zmíněné dělení je pouze schematické. Cílem kompenzačního cvičení totiž není jen pouhé protažení či posílení svalstva, ale i ovlivnění stabilizačních a koordinačních schopností (na lokální či globální úrovni), celkové flexibility, držení těla a psychiky jedince. Za kompenzační cvičení lze ale pokládat i další sportovní aktivity (plavání, běh na lyžích, nordic walking, lezení, běh, kolektivní sporty, jóga, tai-či atd.), relaxační, dechové, uvolňovací techniky a specificky zacílené cvičební a rehabilitační postupy. Volba konkrétního kompenzačního programu

není nahodilá. Měla by být vždy individuálně přizpůsobena možnostem pohybového systému sportovce a charakteru denních pohybových návyků a sportovních aktivit daného jedince (Jansa et al., 2007).

### ***3.1.1 Role fyzioterapie v cyklistice***

Kompenzační cvičení plní mnoho funkcí, které přispívají k harmonizaci napětí na fyzické i psychické úrovni jednotlivců. Pojem kompenzační cvičení se však různí z pohledu fyzioterapeuta či trenéra. Trenér v něm spatřuje především doplňkové sportovní činnosti, zatímco fyzioterapeut využívá specifických cvičebních technik a postupů pro obnovu posturálně lokomoční souhry jednotlivých segmentů.

Speciálním oborem zdravotnické činnosti zabývající se diagnostikou, terapií a prevencí porušených funkcí pohybového systému a dalších zdravotních omezení je fyzioterapie. Ve sportovní fyzioterapii nalézáme významný preventivní charakter. Vhodně zvolenými specifickými postupy pomáhá předcházet, zabránit či rychleji odstranit sportovně podmíněná přetížení tkání (Jansa et al., 2007). Fyzioterapie je mladý obor, a tak ve sportovním odvětví často není zcela vymezena role fyzioterapeuta a kondičního trenéra. Svým působením ve sportovní přípravě jednotlivců se doplňují a v ideálním případě jsou v kooperaci a respektují zájmy svěřence. Fyzioterapeut je také nápomocen ve zdokonalování provedení specifických sportovních činností tak, aby byl výsledný pohyb co nejekonomičtější. Je tedy pro sportovce přínosem nejen na úrovni regenerační, jako třeba masér.

Součástí výkonu fyzioterapeuta je individuální diagnostika statické i dynamické situace daného jedince. V ordinaci fyzioterapeuta je pro sportovce prostředí sice „umělé“, dává však prostor kvalitní diagnostice úrovní řízení pohybu a zajištění posturální situace u daného jedince (anamnéza, aspekce, palpáce, testy funkčních stereotypů, goniometrie, testy HSSP, gnosticko-percepčních funkcí, selektivní hybnosti, rovnovážných funkcí, relaxačních schopností atp.). Jak již bylo zmíněno výše, velmi přínosné je i zhodnocení dynamických stereotypů cyklisty, v jeho přirozeném prostředí v tréninku či závodě, přímo při jízdě na kole. Zásadním krokem pro vytvoření úspěšného terapeutického plánu je stanovení klíčových segmentů, které působí vznik náhradních pohybových stereotypů přímo při jízdě na kole, či v „běžném“ pohybovém projevu v ordinaci. Do nálezu nerovnováhy na úrovni funkčních svalových zřetězení či ideomotorických funkcí je potřeba, nejlépe již preventivně, vybraným způsobem vstoupit.



Fyzioterapeut může působit mechanicky manuálními technikami na uvolnění měkkých struktur, tonizací napětí přetížených svalů, odstraněním bolestivých myofasciálních bodů a obnovením pohyblivosti fasciálních vrstev. Své místo ve sportovní fyzioterapii mají i prostředky fyzikální terapie, včetně balneologie. Na svalové napětí a tkáňový metabolismus mají příznivý efekt různé formy tepelné terapie (sauna, kryoterapie) a vodní regenerační procedury. Specifické formy elektroterapie mají prokazatelný vliv na zlepšení perfuze tkání a urychlení regeneračních i hojivých procesů. K dalším často využívaným podpůrným prostředkům ve sportovní fyzioterapii se řadí i kinesiotaping.

Nejlépe dostupným a účinným způsobem vyrovnaní svalových dysbalancí, úpravy postury a pohybových vzorů je, optimálně fyzioterapeutem zvolené, kompenzační cvičení. Současné metody či koncepty užívané ve fyzioterapii vychází z neurofyziologických poznatků (Jansa et al., 2007). Cvičí pohyb jako celek – činnost, která se skládá z dílčích koordinovaných, na sebe navazujících souhybů v dané souslednosti v rámci pohybového programu. Cílem je plynulý, ladný, ekonomický pohyb v co nejideálněji provedeném pohybovém vzoru. V cyklistice a sportu obecně lze využít terapeutických metod a konceptů na neurofyziologickém podkladě, jako jsou například dynamická neuromuskulární stabilizace (DNS), bazální programy a podprogramy podle J. Čáповé, senzomotorická stimulace, propioceptivní neuromuskulární stabilizace, Vojtova reflexní lokomoce, Klappovo lezení, Brügger koncept, koncept Alexandera, Feldenkraisova metoda, metoda podle Ludmily Mojžíšové atd. Všechny tyto metody či koncepty pracují na principu senzomotorické stimulace, kdy ovlivněním aferentních zdrojů vyvoláme adekvátní léčebnou odezvu v řídicím systému, a tím změním eferentní výstup na periférii, přičemž významnou úlohu sehrává proces motorického učení. Cílem soustavného opakování určité činnosti je zvládnout nový pohyb, vytvořit základní funkční spojení a přesunout jeho řízení na nižší podkorová centra. Řízení pohybu z podkorových regulačních center je poté rychlejší a méně energeticky náročné (Pavlů, 2003).

Pokud chceme účinně předcházet nevhodným následkům monotónních sportovních aktivit, je proto třeba přijmout do svých každodenních rituálů činnosti, které vyrovnávají potenciálně vznikající nerovnováhu. Za nejdůležitější katalyzátor tohoto kompenzačního procesu považují převzetí individuální zodpovědnosti za vlastní zdraví.

### 3.2 Kompenzace běžného sedu sedem na kole

V této diplomové práci se budeme blíže zabývat skupinou studentů střední školy, kteří si v rámci výuky vybrali jako sportovní specializaci cyklistiku. V průběhu ročních období typ kola či sportovní pohybovou aktivitu variabilně mění, přičemž jejich hlavním zaměřením je cyklistika silniční. Bereme-li v úvahu nejčastější náplň jejich dne přes školní rok, pak jeho převážnou část stráví v pozici sedu. Přerušovaně sedí několik hodin v lavici během vyučování, poté prosedí odpolední tréninky na kole a večery tráví, v nejlepším případě, znovu sedem u stolu, notebooku či stolního počítače. Velká část z nich užívá pro dopravu do školy a zpět opět jízdni kolo. Do jejich kompenzace a regenerace obvykle patří 2 ranní tréninky v tělocvičně týdně, 1x týdně sauna a 1x týdně skupinové kompenzační cvičení s fyzioterapeutem.

V posledním roce byla situace ve světě poněkud nestandardní. A tak z důvodu probíhající pandemie covid-19 po převážnou část roku žádné z kompenzačních aktivit ani skupinových, trenéry řízených tréninků ze stran gymnázia nemohly probíhat. Alespoň čas strávený na kole se studenti individuálně snažili, i přes nevýhodné podmínky, zachovat. Došlo však ještě k výraznějšímu nárůstu doby strávené v pozici sedu u počítače v rámci výuky online formou. Četná vládní nařízení a omezení tak studentům vzala mnoho forem kompenzačních mechanismů, ať už v rovině pohybové, mentální či sociální. Dovolím si tedy říct, že v tomto období nebyla jejich samostatná iniciativa, stran kompenzace „sedavého“ životního stylu, přiměřená.

Současná technologická doba je spojovaná s využíváním informačních a komunikačních technologií. Díky internetu dnes lidé mnohem více pracují na počítači, tabletu, mobilním telefonu apod. Dle údajů Českého statistického úřadu (2020) z věkové kategorie 16–24 let využívá internet pravidelně každý den 97,2 % osob. Velkou část života dnešního adolescenta tak tvoří tento „virtuální internetový svět“, který vede k odpojení od prožívání reality a vnímání vlastního těla. Sedavý životní styl s hojným užíváním moderních technologií v sobě nese výše zmíněné riziko odklonu od ideální postury, omezení mobility až uzamčení určitých pohybových vzorců, které tělu dostatečně nenabízíme. Postupnou kumulací těchto stereotypů dochází k adaptaci a přechodu do chronicity, ve které převažují typicky lidské manipulační a úchopové činnosti HKK bez nutnosti jejich elevace nad horizontálu. Lidské tělo není přizpůsobeno statickému zatížení (Han, Lee, & Yoon, 2015), je adaptováno na zatížení dynamické, jenže práce a pohyb vykonávaný v sedu nás drží na jednom místě. Ve své podstatě se

pohyb s dopředným vektorem s ohledem na lidskou fylogenezi i ontogenezi neodehrává ani při jízdě na kole (Máček & Radvanský, 2011).

Stejně jako na kole nacházíme typický obraz „kulatých zad“, tak při práci na počítači či s mobilním telefonem nacházíme obdobnou změnu postury. Flexe páteře ve všech pohybových segmentech, kromě Cp, s sebou nese i stlačení vnitřních orgánů a změnu dechové mechaniky. Decentrace lopatek a ramenních kloubů postupně vede od funkčních až ke strukturálním poruchám hybnosti HKK. Pohybové segmenty nejsou optimálně zajištěny před započítím anteflekčního, abdukčního ani extenčního pohybu a následné bolestivé poruchy se projevují zejména při pohybech nad horizontálu.

Fixace chybných pohybových stereotypů a jejich opakování vedou k narušení biomechaniky, přetížení až poranění měkkých tkání, a nejen lokálním, ale i vzdáleným svalovým dysbalancím. Dochází k dráždění nociceptorů, což budí CNS k posturální stabilizaci nestabilních segmentů. CNS, řídící timing a kvalitu pohybových vzorců, v tomto případě přednostně aktivuje vývojově starší svaly s tendencí ke zkrácení a hypertonu (Michalíček & Vacek, 2014). V CNS jsou lépe fixovány fylogeneticky starší pohybové vzory, jejichž posturální obraz popsal již Janda (1982) jako horní zkřížený syndrom.

Horní zkřížený syndrom je opět jen odrazem zmíněné svalové dysbalance v oblasti horního trupu, hlavy a ramenních pletenců. Z hlediska struktury se osa gleniodu natáčí více vertikálně a kaudální část labrum glenoidale přestává humerus dostatečně podpírat vůči gravitaci. Kolář (2009) upozorňuje na potenciální rozvoj degenerativních změn hyperaktivního m. supraspinatus, který se snaží humerus kompenzačně stabilizovat.

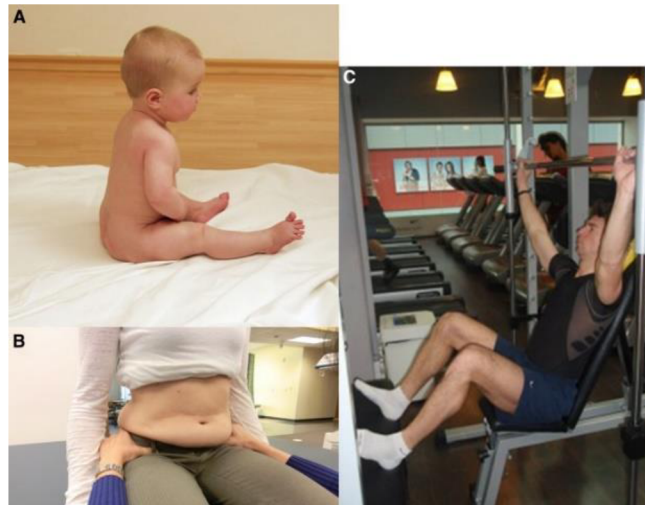
### **3.3 Dynamická neuromuskulární stabilizace**

V procesu kompenzace se snažíme o eutonizaci svalstva a zejména o propojení ventrodorzální muskulatury s dolními fixátory lopatek v globálních pohybových vzorech. Segmentální stabilizace totiž není záležitostí lokální, nýbrž je výsledkem zajištění opory a následné globální svalové souhry. Pro cílené pohyby končetin je esenciální zajištění trupové stabilizace. V jednom z prvních kroků se tedy věnujeme posturálně respirační funkci bránice vzhledem k jejímu vlivu na postavení a dynamiku v oblasti hrudníku. Bránice začíná plnit svou dvojí funkci teprve ve chvíli, kdy je břišní dýchání koordinováno s hrudním dýcháním. Fyziologicky k tomu dochází přibližně ve věku 6 měsíců. Tato dvojitá role bránice je nezbytná pro stabilitu páteře a všechny výsledné pohyby, zejména pro složité úkoly, které zahrnují sportovní výkon (Frank, Korbesova, &

Kolar, 2013). V praxi se nejčastěji opíráme o pohybové vzory z ontogeneze, které v sobě nesou převážně terapeutické metodiky na neurofyziologickém podkladě. Cvičení ve zvoleném uzavřeném kinematickém řetězci přináší větší zájem CNS o vybranou oblast. Posturální zatížení v opoře totiž umožňuje změnit postavení ve více kloubech a oslovit větší počet svalových a kloubních proprioceptorů v jednu chvíli (Kolář, 2009).

Schopnost anticipace a reaktivní neuromuskulární stabilizace trupu i končetin interferuje se zahájením a provedením koordinovaného pohybu. Přístup DNS zdůrazňuje důležitost přesné koordinace a timingu svalstva pro efektivní provedení pohybu a výdrž ve statických pozicích s kompresním zatížením. Dynamická neuromuskulární stabilita je také nezbytná pro optimální sportovní výkon a není dosažena čistě adekvátní silou extenzorů páteře, břišního, gluteálního nebo jiného svalstva. Adekvátní aktivita HSSP je dosaženo přesnou koordinací těchto svalů a regulací nitrobřišního tlaku centrálním nervovým systémem. DNS nalézá uplatnění při rehabilitaci, kompenzaci neadekvátní zátěže, zotavení z akutních i chronických zranění a napomáhá návratu ke sportovním činnostem. Běžně pozorovatelné vadné pohybové vzorce, pozorovatelné i u cyklistů, zahrnují kraniální exkurze hrudního koše, elevaci ramen jako sekundární kompenzaci

dýchacích svalů pro nedostatečnou funkci bránice, nadměrné kontrakce paraspinálního svalstva, nedostatečné laterální expanze žebních oblouků, nedostatečný odpor břišní stěny proti změnám IAP nebo neschopnost udržet napřimění páteře. Tyto vadné vzorce jsou často zřetelné při pokusu aktivovat břišní svaly. Mohou být bilaterální, nebo unilaterální. Pokud jsou jednostranné, poruchy jsou často



Obrázek 1. Pozice sedu dle DNS (Frank et al., 2013)

na straně dysfunkce. Například v případě jedince s pozitivním impingment testem v oblasti pravého ramene a bolestivým abdukčním obloukem můžeme při bráničním testu nacházet na pravé straně taktéž nedostatečnou laterální exkurzi žebních oblouků, nadměrnou elevaci pravého ramenního pletence nebo nedostatečnou aktivaci pravé části břišní stěny.

V DNS je přístup založen na pečlivém posouzení kvality stabilizace a/nebo dynamické situace s cílem obnovit HSSP prostřednictvím specifických funkčních cvičení

vycházejících z vývojových kineziologických pozic. Tato cvičení by měla aktivovat optimální vzorce nezbytné pro stabilizaci v uzavřeném kinematickém řetězci, ale i pro dynamickou hybnost v otevřeném kinematickém řetězci, ke kterým dochází např. při dosahování, házení, dokročení vpřed nebo kopání. V podstatě každá vývojová pozice může být cvičební pozicí. Musí však dodržovat základní principy: 1. obnovit správný respirační vzorec a regulovat IAP, 2. zajistit kvalitní stabilizaci pro jakýkoli dynamický pohyb končetin a 3. zajistit centraci všech kloubů během pohybu. Odpor nebo zátěž by měly odpovídat schopnostem sportovce udržet po celou dobu cvičení kvalitní provedení. V neposlední řadě je důležitou komponentou „trénink CNS“. Cvičení vedené terapeutem napomáhá udržovat kvalitní centrální kontrolu, stabilitu kloubů a ideální kvalitu pohybu. Opakováním cvičení nakonec centrální řízení vytvoří automatický model, který se stane základní součástí každodenního pohybu a dovedností. Integrace ideálního vzorce stabilizace do sportovních aktivit by nejen snížila riziko zranění a syndromů sekundární bolesti v důsledku přetížení, ale mohla by také zlepšit sportovní výkon. Např. (A) v 8.–9. měsíci můžeme u dítěte pozorovat pozici sedu s vyváženou regulací HSSP a IAP. (B) V terapii můžeme v této pozici nacvičovat optimální respiraci a regulaci IAP se zpětnou vazbou pomocí palpce. (C) U sportovců pak v této pozici můžeme trénovat s přidanou zátěží v posilovně (Obrázek 1) (Frank et al., 2013).

### **3.4 Vis jako kompenzační prvek**

Pro aktivaci a trénink HSSP lze využít různých modifikovaných poloh, které v sobě nesou obdobné uspořádání segmentů jako pozice, které lze přímo spatřovat při optimálním vývoji dítěte. Jednou z takových pozic je podle Koláře (2009) vis (Obrázek 3). Jedná se o starý fylogeneticky fixovaný vzor, který je pro nás z hlediska uložení HKK v uzavřeném kinematickém řetězci výhodný. Navíc dle Kračmara, Novotného, Mrůzkové, Dufkové a Suchého (2007) je ramenní pletenec k zatížení ve visu stále přizpůsobený. Zařazení visu mezi pravidelné pohybové aktivity dnešního běžného člověka, ale i například cyklistů v adolescentním věku je výhodné z několika důvodů.

V poloze visu dochází k elevaci HKK nad horizontálu, což je pro dnešního člověka pomalu se vytrácející pohybový vzor. V důsledku toho dochází k rozvoji svalových dysbalancí, které se paradoxně objevují i u jedinců, kteří naopak v rámci sportovní nebo pracovní zátěže pracují dlouhodobě s HKK v elevaci nad horizontálou. Abnormální pohyb lopatky pak hraje roli v rozvoji impingement syndromu, dysfunkcí rotátorové manžety, nestability, a dokonce bolestí Cp. Prodloužená aktivita nad hlavou totiž vyžaduje adekvátní silovou vytrvalost, aby byla zachována konzistentnost a správný scapulohumerální rytmus. Původně se předpokládalo, že dyskineze v oblasti lopatky je způsobena globální slabostí svalstva stabilizujícího lopatku. Nedávný výzkum však ukázal, že problémem je svalová nerovnováha, nikoli síla. Předpokládá se, že zvýšená aktivace horní části m. trapezius v kombinaci se sníženou aktivací a kontrolou m. serratus anterior a dolní i střední části m. trapezius přispívá k abnormálnímu skapulárnímu rytmu (Schory, Bidinger, Wolf, & Murray, 2016). Pro aktivaci a koordinaci m. serratus anterior a dolní části m. trapezius je účinnější cvičení v uzavřeném oproti otevřenému kinematickému řetězci a ve větší elevaci HKK. Bylo zjištěno, že 125° flexe v ramenním kloubu je pro trénink těchto svalů efektivnější než 90° (Ju-jung & Seung-chul, 2017).



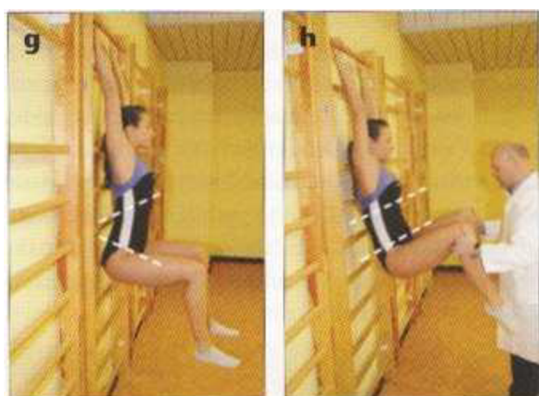
Obrázek 2. Myofasciální linie (Myers, 2009)

V pozici visu je zvýšená aktivita především dolních fixátorů lopatek, s převahou střední a dolní části m. trapezius (Francová, Pavlů, & Pánek, 2006). M. serratus anterior je známý pro svou vyšší aktivitu v posturálně náročnějších pozicích v abdukci a flexi ramenních pletenců nad horizontálu (Janda, 1996). Funkční přední linie, která probíhá od úponu m. pectoralis major na humeru až skrze adduktorovou skupinu kontralaterální kyčle na vnitřní stranu femuru, je dle Myerse (2009) myofasciální linií, která je v průběhu visu v pozadí. Pro vis je důležitým myofasciálním řetězcem spojení unilaterální strany symfýzy přes processus coracoideus skrze m. pectoralis minor a m. coracobrachialis až k flexorové skupině zápěstí a prstů zajišťujících úchop (Obrázek 2). K jeho aktivaci dochází jen při elevaci HKK nad 90°.

Vis je jednak nástrojem pro rozvoj flexibility, ale i trénink síly s vlastním tělem. Při pasivní či aktivní výdrži ve visu jde o izometrickou intramuskulární činnost napříč funkčními svalovými řetězci. V myofasciálních liniích dochází k udržování zvýšeného

napětí svalových elementů při konstantních délkách jednotlivých svalů. Dochází k výhodnému protažení často zkrácených svalů m. rectus abdominis, m. pectoralis minor, m. coracobrachialis a dalších. Současně však tyto svaly izometricky zajišťují udržení těla ve statické poloze. Jedná se o trénink silové vytrvalosti, přičemž dochází při optimální technice provedení k aktivaci HSSP s výhodným protažením svalstva téměř celého těla (břišního, spino-pelvi-femorálního a HKK). Zajištěním dobré flexibility svalstva se zvyšuje jeho odolnost vůči nečekaným stresovým reakcím (Aagaard et al., 2011). V případě visu je zajištěno stranově symetrické protažení svalstva, a navíc vyžaduje kratší časovou dotaci než izolované protahování jednotlivých svalů.

Ve visu nesporně dochází ke zvýšené aktivaci HSSP, jelikož dochází k napnutí m. latissimus dorsi a jeho úponové části v podobě thorakolumbální fascie (ThL fascie), přičemž hluboký list ThL fascie má úponové spojení s m. transversus abdominis. Dle Dvořáka a Holibky (2006) existují kontinuální spojení m. transversus abdominis s některými snopci bránice. Těto vazbě vis nabízí ještě pevnější punctum fixum v napnuté ThL fascii, což zefektivňuje jejich funkční souhru v rolích stabilizace a respirace. V průběhu visu nám tyto vztahy umožňují dosáhnout a udržovat sagitální stabilizaci, tedy optimální postavení rovin svalstva ústního dna, ramenních kloubů, bránice a svalstva pánevního dna (Obrázek 3), eventuálně kolenních kloubů a svalstva nožní klenby.



Obrázek 3. Vis dle Koláře (Kolář, 2009)

Dalším benefitem je udržení zdraví a integrity ramenních, loketních a zápěstních kloubů. Ve visu budujeme sílu a vytrvalost úchopu. V důsledku procesu civilizace, při nedostatku fyzických požadavků v našem každodenním životě, je obecně oslabené svalstvo ruky a ztráta svalové síly pro úchop se později může odrazit na schopnostech manipulace. I v cyklistice nalézáme úchop řídítek, brzdových či řadících pák s nutností časté manipulace a mnohdy i síly. Visem navíc „oslovujeme“ ztracený rozsah nad hlavou a podporujeme jeho optimální funkčnost užíváním horní části těla tak, jak bylo

fylogeneticky navrženo k použití. Celý den bojujeme ve vertikále proti gravitaci – v sedu, stojí, chůzi. Pouze tím, že necháme pracovat gravitaci v pasivním visu, dochází k přirozené trakci celé páteře, s možností rehydratace meziobratlových plotének (Tlapák, 2014). Protážení a trakci umocní „vytažení za patami“ směrem k zemi skrze navýšení tahu v myofasciálních řetězcích. Další možností zvýšení tahu je dechová synkinéza. Maximální nádech, zádrž dechu a zpevnění celého těla na jednu vteřinu s následným uvolněním ve výdechu (Tsatsouline, 2010). Studie hovoří ve prospěch visu při studiu elitních lezců. Potvrzují větší vytrvalost svalstva ramenních pletenců, sílu prstů a flexibilitu kyčlí oproti rekreačním lezcům a nelezcům (Grant, Hynes, Whittaker, & Aitchison, 1996). A pokud se bavíme o visu aktivním, pak znovu aktivně bojujeme proti gravitaci a můžeme cíleně pracovat na zdokonalení svalové koordinace a síly. Využití tohoto velmi intenzivního adaptačního prvku má četné důsledky na výslednou funkční souhru tělesných struktur.

Trénink visu v rámci pohybové praxe následně vede ke zdokonalení silových schopností v tahu (koncentrické kontrakci), lezení a pokročilejším vzorům. Schopnost viset je základem těchto vzorů stejně jako schopnost stát je základem pro rozvoj chůze. Fakt, že dnes již malé procento populace denně provozuje obyčejný vis na hrazdě, kruzích, větvi nebo kdekoliv jinde, je znatelný. Zejména u žen velmi často dochází k maladaptaci s neschopností provést ani jeden přítah. Cvičení v aktivním visu je obzvláště důležitým nástrojem pro rozvoj pokročilých fází např. přítah na jedné HK. Práce ve visu vytváří základnu pro rozvoj dalších pozic, které lze později použít k sestavení sofistikovaných pohybů v různých odvětvích od gymnastiky přes parkour, lezení po stromech, po skalách a další. Je to nástroj pro improvizaci a hru (Ido Portal, 2014).

### **3.5 Ido Portal Movement Culture**

Specifický přístup k pohybovému rozvoji se zájmem o širší obraz pohybu přináší Ido Portal ve svém konceptu Movement Culture. Do vlastní pohybové praxe a učení integruje znalosti a zkušenosti z mnoha oborů a sportovních odvětví – osteopatie, manuální terapie, profesionálního tance, jógy, atletiky, artistiky, bojových umění atd. Spojuje základní nástroje mnoha disciplín s cílem vypořádat se s pohybem na nejvyšší možné úrovni. Kombinuje nutriční přístupy k pohybu a zdraví, funkční anatomii, fyziologii, metodiky tréninkového procesu, ale i mentální aspekty pohybové praxe a další. Poměrně těžko uchopitelný Movement Culture představuje posun současného



paradigmatu fyzičnosti, který nás vzdaluje od hlavních problematik pohybu a tělesné kondice, stejně jako současné oddělení zdraví, estetiky, výkonu a umění.

Ido Portal není typickým zástupcem fitness přístupu. Upřednostňuje integraci nevšedních pohybových dovedností do denního pohybového programu. Místo toho, abychom se věnovali visu v posilovně v rámci tréninkové jednotky, preferuje jeho začlenění do každodenního života – pověsit se na hrazdu několikrát během dne, sice na krátkou chvíli, ale často. Stimul se tímto způsobem, dle Portala, stává účinnějším. Ale ještě více tu jde o posun filozofického paradigmatu, a to ne „Cvičím“, ale „Neustále se pohybuji“. Pro efektivní změnu tohoto přístupu je prvním krokem přizpůsobení prostředí. Nejdříve si musíme vytvořit samotnou možnost se pověsit, např. rozepřít hrazdu do zárubní dveří nebo nainstalovat kotvy do stropu pro pár gymnastických kruhů atd. Mnoho Portalových studentů pracujících v kanceláři si takto své prostředí upravilo.

Různé typy visů se velmi liší a doplňují se v typu adaptačních změn, které vyvolávají. Dle Ida Portala by každý jedinec, s ohledem na kontext, měl integrovat do své pohybové praxe všechny tři hlavní typy visu, aby se optimálně vyvíjel. Vis může být pasivní, s důrazem na uvolnění neaktivovaných svalů. V takovém případě cílíme více na komponenty pasivní strukturální integrity. Proto se u jedinců s problematickou integritou (instabilitou s rizikem úplné či částečné dislokace) ramenních kloubů začíná raději visem aktivním. Aktivní vis je selektivní aktivací vzoru, při kterém dochází aktivitou svalstva k minimalizaci požadavků na pasivní strukturální integritu. Aktivní vis je prvkem silového tréninku z důvodu vyvolání požadavku na aktivní složku a přizpůsobení, přesněji řečeno, aktivaci svalstva stabilizujícího lopatky v jejich funkčních řetězcích, při udržení napřímení osového aparátu a HKK. Poslední variantou je dynamické zavěšení, které kombinuje vis pasivní/aktivní s přidanou dynamickou akcí, jako je brachiace, houpání, dynamické uvolnění a chycení (např. lache) a další (Ido Portal, 2014).

Ido Portal k výuce, motivaci a podpoře svých studentů i dalších příznivců z celého světa pořádá workshopy, kempy a vyhlašuje různé výzvy, např. tzv. „30/30 Squat Challenge“ neboli akumulaci (nikoli najednou, ale rozloženo do celého dne) 30 minut v dřepu po 30 dní, které se zúčastnilo více než 13 000 aktivních členů. Další výzva sestávala právě z akumulace 7 minut strávených během dne ve visu po dobu po sobě jdoucích 30 dní. Zahrnovala jakýkoliv typ visu – pasivní, aktivní i dynamický. Jak pro vzdálenou edukaci, tak následné sdílení poznatků, výsledků, fotek, videí, komentářů a dotazů napříč komunitou, kterou vytváří, využívá Ido Portal především skupin na sociálních sítích což je v dnešní době velmi aktuální.

### **3.6 Metoda Dr. Kirsche**

Oficiální využití visu, jakožto metody konzervativní terapie poruch a bolestí v oblasti ramenních kloubů, poprvé uvedl ortoped Dr. John M Kirsch, MD. Pro léčbu této problematiky navrhl kombinaci pasivního visu a cviků určených k posílení svalstva rotátorové manžety (Kirsch, 2013). Autor na základě výzkumu a dlouholeté praxe vyvinul metodu, která zmocňuje jednotlivce samostatně, bez pomoci druhé osoby, pracovat na zdraví svých ramenních kloubů, a to ať už ve formě preventivní, či léčebné. Kirschova metoda nalézá uplatnění v terapii impingement syndromu, adhezivní kapsulitidy, částečné ruptury svalstva rotátorové manžety nebo osteoartrózy ramenních kloubů (Kirsch, 2013).

Důvodem degenerativních onemocnění oblasti ramenních kloubů je dle Kirsche retrakce ligamentum coracoacromiale. Tento klíčový aspekt je výsledkem pohybové chudosti, která dnes velmi zřídka zahrnuje plný rozsah pohybu v ramenních kloubech, především v plné elevaci, natož pak ve visu. Kirschova metoda poukazuje na schopnost morfologické přestavby. Na CT vyšetření dle jeho výzkumu dochází k remodelaci acromionu a protažení ligamentum coracoacromiale, jenž je jako klenba, fornix humeri, při své retrakci schopen utlačovat šlachy m. supraspinatus a jeho bursu. Postoj, že se s určitým typem acromionu narodíme a jsme odsouzeni k životu s ním, může být zastaralý.

Autor metody označuje acromiohumerální spojení za vztah na „částečný úvazek“. Tato pohyblivá vazba mezi acromionem a hlavicí humeru se totiž objevuje jen při plné elevaci HK nebo ve visu. Jeho význam je však klíčový pro funkční spolupráci humeru s lopatkou a plnou volnou hybnost ramenních kloubů. Autor doporučuje převážné části populace ve středním věku, která se bohužel potýká s nespecifickými bolestmi ramenních kloubů, aby praktikovala vis na pravidelné denní bázi (Kirsch, 2013).

#### ***3.6.1 Fenomén extrému***

Dle Véleho (2012) je morfologická struktura člověka sice individuální, ale rámcově společná a to, co se mění, jsou jen projevy hybnosti. Pohybové možnosti jednotlivce jsou výsledkem schopnosti adaptovat se na prostředí, ve kterém žijeme. To, co denně našemu tělu nabízí naše zaměstnání, cílené nebo běžné pohybové aktivity, a především naše podvědomé a vědomé rozhodnutí, determinuje naše prostředí. Proces civilizace přináší fenomén extrému.

Naše prostředí nám mnohdy znemožňuje poznat hodnoty blízké se extrému – např.

vis v maximální elevaci HKK. I naše svaly by měly občas poznat stav maximální kontrakce a maximálního natažení. Oslovíme tím propriocepci, svalová vřeténka a jim příslušné reflexy, což může vést ke snížení výskytu zranění, ale i zachování těchto funkcí svalstva. Sval by měl občas zažívat své maximální výkonnostní silové maximum a úplnou relaxaci, aby dokázal správně přizpůsobovat svalovou sílu a koordinaci daným situacím. Schopnost úplného útlumu svalových vláken je zase důležitá pro jejich regeneraci a odplavení metabolitů. I klouby by měly jednou za čas poznat své maximální rozsahy, protože pokud by se kosti, které kloub tvoří, nedostávaly do krajních pozic, došlo by k vymizení této schopnosti. Většina dnešních lidí, studentů, zaměstnanců, ale i sportovců se pohybuje v monotónních pohybových vzorcích. Nevyužívají celou paletu všemožných pohybů, nevyzkouší si plné rozsahy pohybů a vytrácí se tzv. všestrannost. Nehledě jen na ramenní klouby, např. v kyčelních kloubech v běžném dni využíváme rotace jen v řádech pár stupňů. Kdy naposledy jsme využili jejich maximální rotace? Cp jsme schopni rotovat do 70° do každé strany. Opravdu ji v běžném dni využijeme zcela? Pokud schopnosti našeho těla nebudeme jednou za čas využívat zcela, mohli bychom o ně časem přijít (Poděbradská, 2018).

## II. VÝZKUMNÁ ČÁST

### 4 CÍLE PRÁCE

Hlavním cílem diplomové práce je zhodnotit efekt šestitýdenní autoterapie v podobě pravidelného cvičení korigovaného visu u vybrané skupiny rekreačních cyklistů ve věku 15–18 let a posoudit vliv dané intervence na míru napřímění páteře v posedu na silničním kole, rozvíjení hrudního a bederního úseku páteře a protrakci ramenních pletenců.

Dalším cílem je porovnat získaná data výzkumné a kontrolní skupiny po uplynutí intervenčního období a zhodnotit, zda se mezi výsledky obou skupin vyskytuje statisticky významná závislost.

### 5 HYPOTÉZY A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

Hypotézy srovnávají statisticky významný rozdíl mezi výzkumnou a kontrolní skupinou v získaných datech kontrolních měření po uplynutí šestitýdenního intervenčního období. V diplomové práci byly určeny 4 hypotézy, z nichž 3 jsou rozděleny na 2 části (podle sledovaného úseku páteře). Při formulaci hypotéz bylo záměrně vynecháno hodnocení úseku Cp z důvodu proměnlivosti jejího zakřivení v různých rovinách při sledování okolí při jízdě na kole.

Formulovaná výzkumná otázka se zajímá o míru adherence k vybrané autoterapii u výzkumné skupiny, které je doporučeno praktikovat vis na denní bázi.

#### 5.1 Hypotézy

**H1a:** U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení úhlu zakřivení hrudní kyfózy při posedu na kole v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.

**H1b:** U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení úhlu zakřivení bederní „kyfózy“ při posedu na kole v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.

**H2a:** U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení úhlu zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině při posedu na kole v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.

**H2b:** U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení úhlu zakřivení bederní páteře ve frontální rovině při posedu na kole v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.

**H3a:** U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke zvýšení rozsahu pohybu v hrudní páteři v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.

**H3b:** U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke zvýšení rozsahu pohybu v bederní páteři v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.

**H4:** U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení míry protrakce ramenních kloubů v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.

## **5.2 Výzkumná otázka**

**V1:** Dojde u rekreačních cyklistů zařazených do výzkumné skupiny A k dodržení doporučené doby strávené ve visu, tedy 7 minut denně po dobu 6 týdnů po sobě jdoucích?

## 6 METODIKA VÝZKUMU

### 6.1 Charakter výzkumu

Tato diplomová práce je charakteru komparativní studie. Porovnává dosažené změny mezi vstupním a výstupním kineziologickým vyšetřením a měřením křivky páteře v posedu na kole systémem DTP-3. Na základě intraindividuálního a interindividuálního srovnání je analyzován a následně vyhodnocen vliv pravidelného cvičení korigovaného visu u skupiny rekreačních cyklistů, kteří korigovaný vis prováděli, a skupiny korigovaný vis neprovádějící. Tento klinický výzkum je z časového hlediska krátkodobý. Realizace jeho výzkumné části trvala zhruba 2 měsíce.

### 6.2 Výzkumný soubor

Vstupního vyšetření se zúčastnilo celkem 18 studentů jesenického sportovního gymnázia se zaměřením na cyklistiku. Dva probandi byli v průběhu realizace výzkumu vyloučeni, a tak bylo do výzkumného souboru výsledně zařazeno pouze 16 probandů. První z vyloučených probandů v průběhu intervenčního období prodal silniční kolo, na němž byl změřen při vstupním vyšetření, tudíž by kontrolní měření bylo významně ovlivněno kolem novým. Druhý proband do dotazníku neuvedl přítomnost významné skoliotické křivky ( $37^\circ$  dle Cobba), čímž splňoval exkluzivní kritérium. Byla u něj provedena všechna vyšetření i měření, dokonce se účastnil i intervence, nebyl však zařazen do výzkumu a jeho výsledky jsou nad rámec této studie.

Výsledný výzkumný soubor tvořili probandi ve věku 15–18 let, kteří provozují cyklistiku převážně na silničním kole na rekreační úrovni (6–12 hodin týdně, max. 12 závodů ročně). Věkový průměr celého výzkumného souboru byl  $16,31 \pm 0,92$  let. Průměrný týdenní tréninkový objem času stráveného tréninkem na silničním kole byl  $8,75 \pm 2,22$  hodiny. Průměrný počet závodů na silničním kole, kterých se probandi účastní během jednoho roku, byl  $5,38 \pm 4,51$ . Všichni probandi splňovali podmínky zařazení do výzkumu, byli tedy bez nálezu závažného funkčního omezení v oblasti ramenních pletenců či páteře a historie přítomnosti traumatických úrazů, ortopedických vad či onemocnění v oblasti HKK či zad.

Rozdělení celého výzkumného souboru do dvou skupin bylo v první řadě ovlivněno možnostmi probandů praktikovat vis pravidelně během dne každý den v týdnu. Z dotazníků bylo zjištěno, že 4 z 16 probandů nemají k dispozici hrazdu v domácím nebo

venkovním prostředí. Tito 4 probandi byli tedy automaticky zařazeni do skupiny B, přičemž další 4 ze zbylých 12 probandů byli náhodně vylosováni. Shodou okolností nakonec vznikly dvě genderově vyvážené skupiny.

Skupina A, pravidelně praktikující vis, byla tvořena 8 probandy. Ve skupině byli 4 ženy a 4 muži, z toho 7 praváků a 1 levák. Věkový průměr skupiny byl  $16,88 \pm 0,6$  let. Jejich průměrný týdenní tréninkový objem času stráveného tréninkem na silničním kole byl  $9,5 \pm 2,18$  hodin. Průměrný počet závodů na silničním kole, kterých se probandi účastní během jednoho roku, byl  $4,63 \pm 3,84$ .

Skupina B, nepraktikující vis, byla tvořena 8 probandy. Ve skupině byli 4 ženy a 4 muži, z toho 8 praváků. Věkový průměr skupiny byl  $15,75 \pm 0,83$  let. Jejich průměrný týdenní tréninkový objem času stráveného tréninkem na silničním kole byl  $8 \pm 2$  hodiny. Průměrný počet závodů na silničním kole, kterých se probandi účastní během jednoho roku, byl  $6,13 \pm 4,99$ .

## **6.3 Realizace výzkumu**

Cílovou skupinou výzkumu byli studenti jesenického gymnázia ve věku 15–18 let. Důvodem byla velká koncentrace cyklistů s kvantifikovatelnou a téměř uniformní tréninkovou zátěží. Navíc se autorka práce se studenty v posledních letech setkávala každý týden v rámci kompenzačního cvičení. Z důvodu pandemie však ve školním roce 2020/2021 kompenzační cvičení s fyzioterapeutkou neproběhlo ani jednou.

### **6.3.1 Dotazník**

Informace o účelech, trvání a přibližném obsahu výzkumu byly autorkou práce sepsány v brožuře, kterou trenéři cyklistiky předali svým svěřencům. Studenti, kteří souhlasili s účastí ve výzkumu, následně obdrželi dotazník, který po vyplnění zaslali na osobní e-mail autorce práce, jež výzkum zároveň realizovala.

Dotazník zahrnoval otázky týkající se základních anamnestických dat, subjektivních obtíží, traumatických úrazů, ortopedických vad či onemocnění v oblasti HKK či zad. Další oddíl dotazníku byl zaměřen na charakter cyklistické zátěže, tedy kolik let jezdí na kole, kolik hodin a dní v týdnu stráví na kole, kolika závodů ročně se účastní, jaký mají typ kola a řídítek, zda mají bolesti v pohybovém aparátu při anebo po jízdě na kole. Na závěr byla položena otázka, zda mají v domácím prostředí nebo v dostupné vzdálenosti od místa bydliště možnost se pověsit (hrazda, kruhy, žebřiny, workout hřiště

apod.). Na základě vyhodnocení dotazníků byli vybráni studenti, kteří splnili podmínky uvedené výše (6.2 Výzkumný soubor). Součástí dotazníku byly také dva informované souhlasy s účastí ve výzkumu. Jeden souhlas podepsal nezletilý proband a druhý jeho zákonný zástupce. V případě probanda ve věku 18 let stačil podpis pouze prvního informovaného souhlasu.

### **6.3.2 Nastavení posedu na silničním kole**

Veškeré části výzkumu byly realizovány v Jeseníku v budově gymnázia. Již v únoru 2021, před průběhem samotného výzkumu, byl vybraným studentům zkontrolován a v případě potřeby upraven posed na silničním kole (konkrétně parametry – dosah, výška a sklon sedla). Se všemi účastníky byla po měsíci, v březnu 2021, konzultována subjektivní spokojenost s nastaveným posedem. Všichni byli spokojeni, a proto byli poučeni, aby nadále, po celou dobu průběhu výzkumu, neměnili žádnou z komponent nastavení posedu.

### **6.3.3 Vstupní vyšetření**

Samotný výzkum byl zahájen vstupním vyšetřením a měřením v dubnu 2021. Studenti byli jednotlivě pozváni na daný den a čas do prostorů na gymnáziu určených k realizaci výzkumu. Místnost byla vybavena terapeutickým lehátkem, stacionárním trenážerem pro připevnění silničního kola, pomocného stolu pro upevnění systému DTP-3, notebookem a samotným systémem DTP-3. Vedlejší prostory zahrnovaly šatnu, WC a koupelnu vybavenou sprchou. Proband byl požádán, aby si s sebou přinesl své silniční kolo, cyklistické tretry, kraťasy, případně podprsenku na zapínání a podepsané informované souhlasy. Celková doba trvání vyšetření jednoho probanda byla 25–30 minut.

U jednotlivých probandů byl proveden kineziologický rozbor zahrnující relevantní anamnézu, aspekci, palpaci a funkční testy zaměřené převážně na oblast ramenních pletenců a trupu. Krejčovským metrem byly změřeny výsledky funkčních testů páteře (test dle Schobera, Stibora, Otty a zkouška lateroflexe). Dále byla pomocí posuvného měřítka změřena protrakce ramenních kloubů (vzdálenost nejkranialnější části manubrium sterni a přední části acromionu). Pro zhodnocení tvaru páteře proběhlo měření pomocí systému DTP-3.



### **6.3.4 Intervenční období**

Zvolené intervenční období, které probíhalo od dubna 2021 do června 2021, činilo 6 týdnů. Výzkumný soubor byl po vstupním vyšetření náhodně rozdělen do dvou skupin, přičemž při rozdělování byl brán v potaz aspekt dostupnosti cvičebních pomůcek (hrazdy, kruhů, žebřin, workout hřiště atd.) probandů.

Členové skupiny A, tedy skupiny výzkumné, měli za úkol každý den v týdnu samostatně cvičit korigovaný vis. Doporučený čas strávený ve visu činil 7 minut rozložených do různě dlouhých intervalů během celého dne. Členové této skupiny dostali k dispozici online tréninkový deník (sdílený dokument v Tabulky Google), se kterým byli seznámeni a do kterého vyplňovali denní objem cvičení (čas, počet) a subjektivní hodnocení cvičení (bolesti, spokojenost). Po uplynutí 1. a 4. týdne intervenčního období byli probandi vyzváni k zaslání videodokumentace provedení korigovaného visu v domácím prostředí. Byl analyzován stereotyp provedení a případně zaslány pokyny k autokorekci.

Členové skupiny B, tedy kontrolní skupiny, zůstali bez cílené intervence. Byli seznámeni s tím, že cílem následného kontrolního vyšetření po uplynutí intervenčního období, je zjistit, jaký vliv na pohybový aparát má jejich aktuální tréninkové zatížení.

### **6.3.5 Technika provedení korigovaného visu**

Všichni probandi byli po skončení vstupního vyšetření seznámeni s optimálním provedením korigovaného visu. O příslušnosti ke skupině se probandi dozvěděli individuálně pomocí e-mailu, pravidelné provádění visu bylo doporučeno pouze skupině A. Součástí edukace byl i praktický nácvik visu na hrazdě s korekcí nedostatků. Detailní popis správné techniky provedení, jehož součástí byly i fotografie (viz příloha Obrázek 6, Obrázek 7) a odkaz na video, byl součástí úvodní strany sdíleného tréninkového deníku v Tabulky Google.

Při provedení korigovaného visu vycházíme z visu pasivního. HKK jsou ve vzpažení, s extendovanými loketními klouby, úchop hrazdy, zhruba na šíři ramen, nadhmatem s palcem v opozici. Při zavěšení za HKK spočívají DKK v doporučeném stupni flexe 90° v kyčelních i kolenních kloubech před tělem, zhruba na šíři kyčelních kloubů, v kontaktu celých chodidel se zemí či podložkou. Pozice hlavy je v neutrálním postavení a páteř v ideálním napřimení bez lordotizace v Lp.

Pro dosažení korigovaného (aktivního) visu je doporučeno uvést HKK do mírné zevní rotace („lámeme hrazdu“), stáhnout lopatky distálně, tlačit ramenní klouby maximálně od uší, vytáhnout temeno hlavy kraniálně a aktivovat hluboký stabilizační systém zvýšením nitrobřišního tlaku. Důležitým aspektem, který bylo potřeba probandy naučit, je dýchání. Při zvýšení nitrobřišního tlaku nesmí dojít k zadržování dechu znemožňující déletrvající udržení pozice. Je doporučeno, aby DKK byly spíše v kontaktu se zemí než v aktivní opoře. V zaujaté pozici měli probandi zůstat po dobu subjektivní příjemnosti.

Jak bylo zmíněno výše, byli edukováni viset každý den 7 minut po dobu 6 týdnů po sobě jdoucích, přičemž bylo doporučeno setrvat v pozici spíše kratší časový interval (20–30 s), zato co nejčastěji během dne (14–21x). Pro kvantifikaci měli probandi využít stopek na libovolném zařízení. Důležité parametry, které měli zaznamenávat do tréninkového deníku, byly: kolikrát za den se pověsili, jak dlouho průměrně denně vydrželi viset (s), jak byl dlouhý nejdelší vis (s), jak dlouho viseli za celý den (\_min\_s), stupeň subjektivní spokojenosti (1–10), zda a co je bolelo při cvičení.

### **6.3.6 Kontrolní vyšetření**

Kontrolní vyšetření probíhalo na začátku měsíce června 2021, po uplynutí 6 týdnů intervenčního období. Každý z probandů byl opět pozván v určitý den a čas do vyšetřovací místnosti na jesenickém gymnáziu. Postup kineziologického vyšetření a měření systémem DTP-3 probíhaly naprosto identicky jako při vstupním vyšetření. Pouze anamnestická data nebyla znovu zaznamenána v plné šíři, zato byla doplněna o otázky dříve zahrnuté do dotazníku, a to zda se u nich nyní vyskytují bolesti v pohybovém aparátu při anebo po jízdě na kole.

## **6.4 Použité metody získání dat**

### **6.4.1 Hodnocení protrakce ramenních kloubů**

Již ve více než 50 let starých klinických studiích lze objevit popis protrakce ramenních kloubů s předsunem hlavy. Dosud však neexistuje standardizovaný postup jejího měření (Thigpen et al., 2010). Pro účely našeho výzkumu bylo zvoleno měření vzdálenosti nejkraniálnějši části manubrium sterni a přední části acromionu pomocí posuvného měřítka.

Pro optimální přístup k anatomickým strukturám byli probandi požádáni o svlečení do spodního prádla v horní části těla. Jelikož jsme protrakci zaznamenávali v pozici

přirozeného stoje, byli také požádáni o vyzutí bot. Dále byli probandi instruováni, aby při uvolněných HKK a DKK na místě 10x přešlápli a následně zaujali přirozený stoj s mírně rozkročenými DKK a paralelním postavením chodidel. Pozice hlavy a pohled očí měl směřovat přímo vpřed. Poté jsme napalpovali 3 anatomické body (nejkraniálnější část manubrium sterni a přední části obou acromionů), které jsme na povrchu kůže označili pomocí smývatelné tužky. Vzdálenost manubrium sterni a přední části acromionu byla změřena pomocí posuvného měřítka a oba rozměry byly zaznamenány do tabulky. Následně dostal proband pokyn opět 10x na místě přešlápnout s uvolněnými končetinami a měření vzdáleností bylo zopakováno. Tímto způsobem bylo měření zopakováno celkem 3x a výsledné hodnoty naměřených vzdáleností pravého a levého ramenního kloubu byly průměrem těchto 3 měření.

#### ***6.4.2 Hodnocení křivky páteře***

K současné diagnostice změn tvaru páteře se využívá především vyšetření pomocí rentgenového záření v obou základních rovinách v pozici stoje. V případě hodnocení rotace vrcholových obratlů u křivek skoliotických je výhodnější vyšetření pomocí počítačové tomografie. Je však známé, že při častém opakování rentgenového vyšetření vzniká akumulace radiační zátěže, a tedy vyšší riziko vzniku určitých malignit (Krejčí, Gallo, Salinger, & Štěpaník, 2012).

Existují i neinvazivní dotykové metody vyšetření, které pracují na elektro-mechanickém či elektromagnetickém principu (např. Posturometr-S, Ortelius 800, DTP-3 atd.). Tyto metody umožňují prostřednictvím dotykového zařízení snímat předem vyznačené body na těle, které daný program následně zanalyzuje a vytvoří trojdimenzionální (3D) obraz. Získaná data z těchto systémů mají potenciál být velmi přesná, avšak vyžadují precizní palpaci a označení sledovaných bodů vyšetřujícím na těle probanda (Vojtíková, Sobotková, & Vařeková, 2016).

#### ***Systém DTP-3***

Systém DTP-3 je český vynález, který byl vyvinutý v Olomouci na Univerzitě Palackého. Původním účelem systému bylo vyšetření tvaru páteře v rovině sagitální a frontální. Dosavadní studie, ve kterých byl tento systém využit, hodnotily tvar páteře v pozici stoje, případně sedu.

Mikropočítačový polohový systém DTP-3 umožňuje opakovat vyšetření v krátkém časovém intervalu bez radiační zátěže. Standardně se pro hodnocení tvaru páteře v pozici stoje označuje na těle probandů 26 anatomických bodů, a to 22 trnových výběžků

obratlů, horní zadní spiny iliace (SIPS) a acromiony oboustranně. U vyšetřované osoby musíme nejprve napalповat a označit anatomické body na kožním povrchu. Tyto body následně označíme pomocí 1mm hrotu polohového snímače, který je složen ze dvou ramen připevněných k základní desce. Základní deska obsahuje tři nastavovací body, které musíme nejprve vyrovnat do horizontální polohy, zkontrolovat pomocí vodováhy a poté označit polohovým snímačem pro definování roviny. Přiložením hrotu polohového snímače k označenému bodu a stiskem tlačítka uloženého v druhé ruce zaznamená vyšetřující polohu zvoleného bodu do připojeného počítače. Nejprve tedy přiložíme hrot polohového snímače k danému bodu, poté stiskneme potvrzující tlačítko, čímž dojde k přenosu dat do elektronické jednotky a následně do počítače ke zpracování do numerického a grafického výsledku softwarem WinPat3. Každý bod je definován jako 3D souřadnice, jehož poloha je spolu s ostatními vyobrazena ve výstupním protokolu (Krejčí et al., 2012).

Pro hodnocení symetrie křivky páteře v pozici stoje je stanovena matematická simulace olovnice, tzv. ideální vertikála, která prochází středem spojnice středů patních kostí. Ve 3D kartézské soustavě je orientace souřadnic (x, y, z) následující: ideální vertikálou prochází osa z v kraniokaudálním směru, osa x jde v mediolaterálním směru rovnoběžně se spojnici středů pat a v anteroposteriorním směru je osa y. Osy zx udávají rovinu frontální a osy zy rovinu sagitální. Polohový snímač měří polohy bodů v oblasti ve tvaru koule o průměru 2200 mm (s 0,5 mm střední chybou měření). Standardní součástí systému DTP-3 je fixační rám. Funkcí rámu je předozadní podpora pánve a předních částí ramenních kloubů, a slouží tak ke snížení titubací vyšetřované osoby v průběhu měření (Krejčí et al., 2012).

### ***Vyšetření křivky páteře v posedu na silničním kole systémem DTP-3***

V této studii byl zvolený systém využit poprvé ke zhodnocení zakřivení páteře v posedu na silničním kole. Pro účely této diplomové práce jsme vyšli z aplikace WinPat3, kterou popsali Krejčí et al. (2012). Tato aplikace byla upravena následujícím způsobem. Kromě spojnice akromionů a SIPS byla také nově hodnocena spojnice dolních úhlů lopatek. Měření tvaru páteře bylo provedeno v sedě na kole, kdy úhel zad s horizontální rovinou svíral úhel přibližně 45°. Proto bylo nutné přistoupit k novému způsobu stanovení frontální a sagitální roviny. Frontální rovina byla určena jako rovina, která prochází dvěma nastavovacími body na rámu kola (první bod byl umístěn na špičce sedla, druhý bod byl umístěn ve středu představce) a je kolmá na horizontální rovinu. Sagitální rovina byla určena jako rovina, která prochází dvěma body na těle probanda

(první bod byl střed spojnice SIPS, druhý bod byl trnový výběžek C7) a je kolmá na frontální rovinu.

Dalším odlišným prvkem byla absence fixačního rámu. Dle mého názoru však není v tomto případě potřebný, jelikož samotné silniční kolo je pevně fixováno v trenažéru a trup je fixován díky opoře HKK o řídítka. Titubace trupu se při měření vyskytovaly jen velmi zřídka, a to především z důvodu nutnosti udržet nehybnost trupu po delší dobu při opakování měření 3x za sebou. Palpace a označení 28 anatomických bodů zabralo zhruba 3 minuty a samotné označení 3 x 28 bodů pomocí polohového snímače a potvrzovacího tlačítka přibližně další 3 minuty.

Postup samotného vyšetření v posedu na silničním kole pomocí systému DTP-3 byl následovný:

1. upevnění silničního kola do stacionárního trenažéru (fixace upínacího šroubu zadního kola + podložení předního kola) a kontrola jeho vyrovnaní pomocí vodováhy,
2. kalibrace přístroje DTP-3 pomocí nastavení tří kalibračních bodů na základní desce upevněné k pomocnému stolu a dvou zvolených bodů na silničním kole (špička sedla a střed představce řídítek),
3. opatrné usazení probanda na silniční kolo, nastavení pozice úchopu řídítek za pákové brzdy nadhmatem s palcovým zámkem a 5 minut jízdy s minimálním odporem, s cílem zaujmout pozici posedu, ve které proband nejčastěji jezdí,
4. sledování bodu vyznačeného na zdi před trenažérem v průběhu celého měření, určeného pro nastavení pozice Cp simulující dopředné sledování okolní situace za jízdy ve venkovním prostředí,
5. nastavení DKK do experimentálně určeného uložení pedálů ve vodorovné pozici (za sebou) s pravou DK vpřed pro praváky a levou DK vpřed pro leváky,
6. výdrž v nehybné pozici nastaveného posedu po celou následující dobu palpance, označení a měření bodů,
7. palpance a označení anatomických struktur pomocí smývatelné tužky na kůži (trnových výběžků obratlů C3–L5, pravý a levý acromion, pravý a levý dolní úhel lopatky, pravá a levá SIPS),
8. označení 28 anatomických bodů pomocí polohového snímače a potvrzovacího tlačítka, 3x za sebou.

### **6.4.3 Hodnocení pohyblivosti páteře**

Dle Koláře (2009) lze pro zhodnocení pohyblivosti využít řady funkčních testů. Při uvedení páteře do určitého pohybu hodnotíme změny distancí, a tedy rozsahy pohybu jednotlivých úseků páteře.

V této diplomové práci jsme využili testování Ottovy inklinální a reklinační distance, Schoberovy distance, Stiborovy distance a zkoušky lateroflexe.

#### ***Ottova distance***

Pro zhodnocení pohyblivosti hrudního úseku páteře jsme využili testy Ottovy inklinální a reklinační distance. Pro účely měření obou vzdáleností byly napalповány a smývatelnou tužkou označeny dva body, první na trnu obratle C7 a druhý 30 cm kaudálně. Nová vzdálenost těchto bodů byla v případě inklinální zkoušky změřena v pozici maximálního předklonu a reklinační v pozici maximálního záklonu (Kolář, 2009). Rozdíl původních 30 cm a nově naměřené vzdálenosti bodů u obou zkoušek byl zaznamenán do připravené tabulky.

#### ***Schoberova distance***

Pohyblivost  $L_p$  zobrazuje Schoberova vzdálenost. Při jejím testování jsme napalповovali a smývatelnou tužkou označili dva body, první na obratlovém trnu L5 a druhý 10 cm kraniálně (Kolář, 2009). Rozdíl původních 10 cm a nově naměřené vzdálenosti při uvolněném předklonu byl zaznamenán do tabulky.

#### ***Stiborova distance***

Pohyblivost  $Th_p$  i  $L_p$  současně hodnotí distance Stiborova. Při jejím testování jsme napalповovali a smývatelnou tužkou označili dva body, na trnech obratlů C7 a L5 (Kolář, 2009). Rozdíl původní vzdálenosti těchto bodů a nově naměřené vzdálenosti při uvolněném předklonu byl opět zaznamenán do tabulky.

#### ***Zkouška lateroflexe***

Hodnocení úklonu, tedy lateroflexe, bylo zkouškou pouze orientační. Vyšetřovaný stál opřený zády ke zdi s HKK volně podél těla. Následně provedl lateroflexi vpravo a poté vlevo (Kolář, 2009). Při každém z pohybů byla označena dosažená vzdálenost daktylionu. Rozdíl vzdálenosti označených bodů na pravé a levé straně s poznámkou strany s kratším úklonem (L/P) byl zaznamenán do tabulky.

## 6.5 Statistická analýza

Normalita dat byla testována pomocí Kolmogorova-Smirnova testu. Všechny studované proměnné nebyly statisticky významně (všechna  $p \geq 0,054$ ) odlišné od normálního rozdělení. Proto pro další statistickou analýzu mohly být použity parametrické testy. Rozdíly mezi pohlavími byly hodnoceny pomocí dvouvýběrového t-testu.

**Tabulka 1.** Charakteristika výzkumného souboru

|                          | <b>Muži (n=8)</b> | <b>Ženy (n=8)</b> |          |
|--------------------------|-------------------|-------------------|----------|
| <b>Proměnná</b>          | <b>x ± SD</b>     | <b>x ± SD</b>     | <b>p</b> |
| Věk [let]                | 17,1 ± 0,8        | 16,7 ± 0,9        | 0,43     |
| Hmotnost [kg]            | 68,9 ± 5,6        | 59,1 ± 7,3        | 0,01     |
| Výška [cm]               | 181,3 ± 7,0       | 167,1 ± 4,7       | <0,001   |
| BMI [kg/m <sup>2</sup> ] | 21,0 ± 1,4        | 21,1 ± 1,7        | 0,90     |

*Legenda: x – aritmetický průměr, SD – standardní odchylka, p = významnost dvouvýběrového t-testu, hodnocení rozdílu mezi pohlavími*

V diplomové práci byl výzkumný soubor (**Tabulka 1**) rozdělen do dvou skupin. Skupina A pravidelně praktikovala korigovaný vis a skupina B, která nepraktikovala žádnou cílenou intervenci. Zhodnocení vlivu dvou různých „intervencí“ (skupiny A a B) na změny držení těla a tvaru páteře (porovnání Pre versus Post) bylo provedeno pomocí analýzy rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření s faktorem intervence (úroveň výzkumná a kontrolní) a faktorem času měření (úroveň Pre a Post).

Pokud byly faktory statisticky významné, bylo detailnější porovnání mezi hodnotami Pre a Post pro jednotlivá cvičení provedeno pomocí Fisherových LSD testů. Statistická významnost rozdílu efektu intervence u skupiny A v porovnání se skupinou B bylo provedeno v rámci ANOVY pomocí kontrastu. Statistická významnost byla stanovena na  $p < 0,05$ . Výsledky jsou prezentovány jako průměr a standardní odchylka (SD). Statistická analýza byla provedena pomocí software STATISTICA 14.0 (StatSoft, Tulsa, OK, USA).

## 7 VÝSLEDKY

Sedmá kapitola shrnuje výsledky výzkumu efektu šestitýdenní praxe korigovaného visu u vybrané skupiny rekreačních cyklistů ve věku 15–18 let. Prezentuje statisticky zpracované výsledky měření systémem DTP-3 hodnotící míru napřimení jednotlivých úseků páteře v posedu na silničním kole, výsledky funkčních testů rozvíjení hrudního a bederního úseku páteře, výsledky měření protrakce ramenních pletenců pomocí posuvného měřítka, ale i další nalezené proměnné. Na základě stanovených hypotéz a výzkumných otázek jsme došli k následujícím poznatkům.

### 7.1 Vyhodnocení hypotéz

Proměnné vztahující se k hypotézám jsou vypracovány v jednotlivých tabulkách. Vyhodnocení všech částí první a druhé hypotézy můžeme nalézt ve společné tabulce (**Tabulka 2**), stejně tak v případě hypotézy druhé a třetí (**Tabulka 3**). Proměnné reprezentující výsledky hypotézy čtvrté jsou umístěny v tabulce samostatné (**Tabulka 4**).

#### 7.1.1 První hypotézy

##### *Hypotéza 1a*

*H1a: U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení úhlu zakřivení hrudní kyfózy při posedu na kole v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.*

##### *Hypotéza 1b*

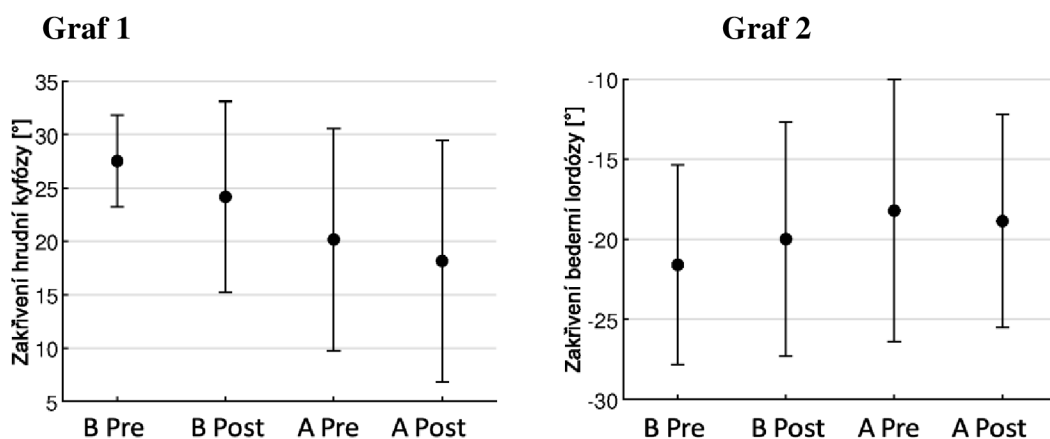
*H1b: U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení úhlu zakřivení bederní „kyfózy“ při posedu na kole v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.*

Při formulaci druhé hypotézy (části b) bylo využito pojmu bederní „kyfóza“ z důvodu předpokladu opačného zakřivení bederního úseku páteře při posedu na silničním kole. Tento předpoklad se naplnil, a proto můžeme níže v tabulce nalézt záporné znaménko v případě hodnocení zakřivení bederní lordózy.

Z výsledků měření křivky páteře v sagitální rovině systémem DTP-3 po intervenci nebyl prokázán statisticky významný rozdíl v zakřivení hrudní kyfózy ani bederní „kyfózy“ u žádné ze sledovaných skupin (**Graf 1, Graf 2**).

Ani při porovnání vybraných parametrů mezi výzkumnými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl (**Graf 1, Graf 2**).





Legenda pro Graf 1–11: A Pre – vstupní vyšetření výzkumné skupiny, A Post – kontrolní vyšetření výzkumné skupiny; B Pre – vstupní vyšetření kontrolní skupiny, B Post – kontrolní vyšetření kontrolní skupiny; \* = statisticky významný rozdíl mezi Pre a Post (Fisherův LSD test); † = statisticky významný rozdíl mezi efektem intervence u skupiny A vůči skupině B (kontrast v analýze rozptylu)

**Hypotéza H1a a hypotéza H1b se zamítají.**

### 7.1.2 Druhé hypotézy

#### Hypotéza 2a

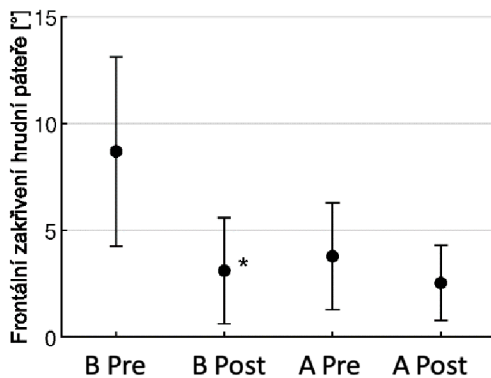
H2a: U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení úhlu zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině při posedu na kole v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.

Při srovnání vstupního a kontrolního měření vykazovali členové kontrolní skupiny, neprovozkující žádnou intervenci, statisticky významné snížení zakřivení Thp v rovině frontální. Při vstupním měření bylo u kontrolní skupiny naměřeno průměrné zakřivení 8,7°, které při kontrolním měření vykazovalo průměrné hodnoty pouze 3,1°.

U členů výzkumné skupiny došlo také ke snížení zakřivení v hrudní páteři ve frontální rovině, avšak jen z původních průměrných 3,8° na 2,5°. Tato změna nebyla shledána statisticky významnou (**Graf 3**).

Došlo ke statisticky prokázanému rozdílu hodnot u kontrolní skupiny, přesto při porovnání vybraného parametru nebyl mezi výzkumnými skupinami nalezen statisticky významný rozdíl (**Graf 3**).

**Graf 3**



Legenda: viz Graf 1 a 2

**Hypotéza H2a se zamítá.**

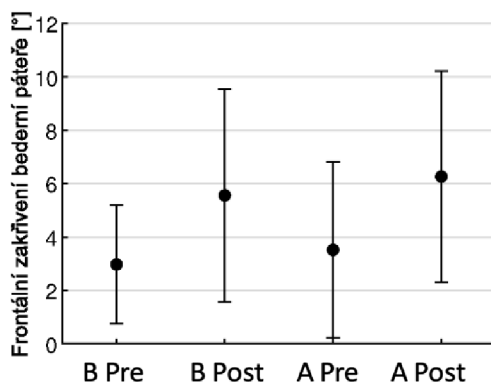
**Hypotéza 2b**

*H2b: U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení úhlu zakřivení bederní páteře ve frontální rovině při posedu na kole v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.*

V případě sledování tvaru Lp v rovině frontální došlo ke zvýšení úhlu zakřivení u obou sledovaných skupin. U žádné ze sledovaných skupin nedošlo k nálezu statisticky významné změny v zakřivení Lp v rovině frontální (**Graf 4**).

Průměrná změna zakřivení byla téměř identická při porovnání skupiny výzkumné i kontrolní. U kontrolní skupiny došlo ke zvýšení úhlu zakřivení o 2,6° a u skupiny výzkumné o 2,7°. Při porovnání vybraného parametru mezi výzkumnými skupinami nebyl nalezen statisticky významný rozdíl (**Graf 4**).

**Graf 4**



Legenda: viz Graf 1 a 2

**Hypotéza H2b se zamítá.**

**Tabulka 2.** Výsledky pro první a druhé hypotézy

| Proměnná                    | A Pre       |             | A Post | p1          | B Pre      |        | B Post |    |
|-----------------------------|-------------|-------------|--------|-------------|------------|--------|--------|----|
|                             | x ± SD      | x ± SD      |        |             | x ± SD     | x ± SD | p2     | p3 |
| Th kyfóza [°]               | 20,2 ± 10,4 | 18,2 ± 11,3 | 0,456  | 27,5 ± 4,3  | 24,2 ± 8,9 | 0,221  | 0,722  |    |
| Lp lordóza [°]              | -18,2 ± 8,2 | -18,9 ± 6,6 | 0,652  | -21,6 ± 6,2 | -20 ± 7,3  | 0,276  | 0,278  |    |
| Frontální zakřivení Thp [°] | 3,8 ± 2,5   | 2,5 ± 1,8   | 0,421  | 8,7 ± 4,4   | 3,1 ± 2,5  | 0,002  | 0,062  |    |
| Frontální zakřivení Lp [°]  | 3,5 ± 3,3   | 6,3 ± 4,0   | 0,206  | 3 ± 2,2     | 5,6 ± 4,0  | 0,233  | 0,957  |    |

*Legenda pro Tabulky 2–5: A Pre – vstupní vyšetření výzkumné skupiny, A Post – kontrolní vyšetření výzkumné skupiny; B Pre – vstupní vyšetření kontrolní skupiny; B Post – kontrolní vyšetření kontrolní skupiny; x – aritmetický průměr; SD – směrodatná odchylka; Post; p1 = významnost Fisherova LSD testu, porovnání výzkumné skupiny Pre a výzkumné skupiny Post; p2 – významnost Fisherova LSD testu, porovnání kontrolní skupiny Pre a kontrolní skupiny Post; p3 = významnost porovnání změn po intervenci výzkumné skupiny vůči změnám kontrolní skupiny*

### 7.1.3 Třetí hypotézy

#### *Hypotéza 3a*

*H3a: U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke zvýšení rozsahu pohybu v hrudní páteři v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.*

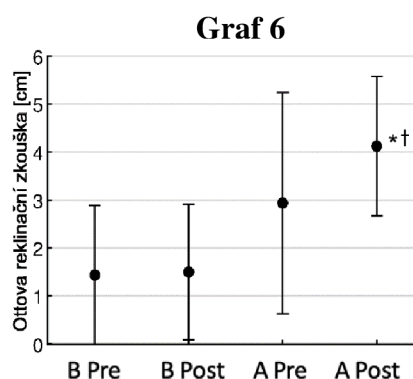
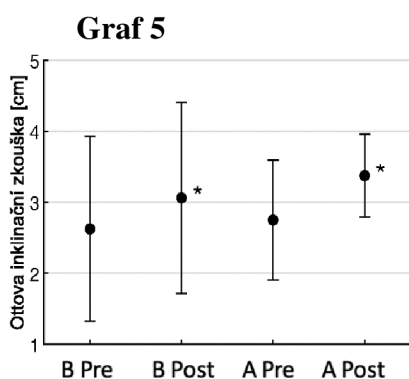
Pro zhodnocení rozvíjení hrudního úseku páteře byly využity funkční testy páteře, a to konkrétně Ottova inklináční distance pro hodnocení rozsahu pohybu do flexe, Ottova reklinační distance pro hodnocení rozsahu pohybu do extenze a Stiborova distance, při níž část rozsahu pohybu do flexe probíhá i v úseku Lp.

V případě kontrolní skupiny došlo ke statisticky významnému zvýšení rozsahu pohybu Thp do flexe pouze při Ottově inklináční zkoušce (**Graf 5**), kdy se rozsah flexe zvýšil o 0,4 cm.

U výzkumné skupiny jsme našli statisticky významné změny u všech tří funkčních zkoušek testujících rozvíjení hrudní páteře, konkrétně zvýšení Ottovy

inklinační distance o 0,6 cm, Ottovy reklnační distance o 1,2 cm a Stiborovy distance o 1,3 cm.

Rozvíjení hrudního úseku páteře u skupiny praktikující korigovaný vis při statistickém porovnání změn se skupinou vis nepraktikující se tedy signifikantně zvýšilo především do extenze. Statisticky významná změna v porovnání efektu intervence obou skupin se potvrdila pouze v případě Ottovy reklnační zkoušky, tedy zvýšení rozsahu extenze Thp (**Graf 6**).



Legenda: viz Graf 1 a 2

**Hypotéza H3a se potvrzuje.**

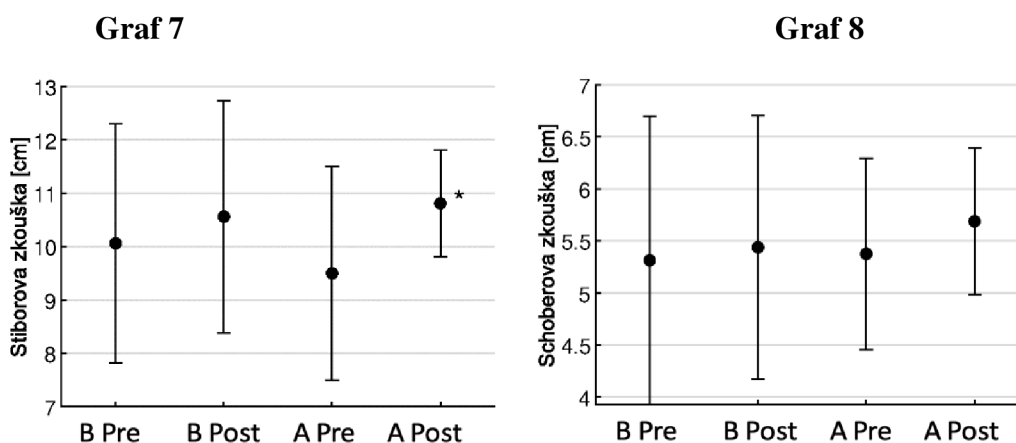
### ***Hypotéza H3b***

*H3b: U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke zvýšení rozsahu pohybu v bederní páteři v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.*

Pro zhodnocení rozvíjení bederního úseku páteře byly využity funkční testy páteře hodnotící rozsah pohybu do flexe, a to konkrétně Stiborova a Schoberova zkouška. Jak bylo zmíněno výše u Stiborovy distance, nelze opomenout současnou účast na rozsahu pohybu do flexe i v úseku hrudní páteře. Statisticky významné změny byly nalezeny pouze v případě Stiborovy vzdálenosti (**Graf 7**). Vzhledem k výsledkům, které dokazují statisticky významné zvýšení Ottovy inklnační vzdálenosti a statisticky nevýznamné zvýšení Schoberovy distance, můžeme říct, že se zvýšení pohyblivosti páteře odehrálo výrazně v hrudním úseku páteře a v bederním úseku jen velmi málo. Statisticky významnou změnu zvýšení rozsahu pohybu do flexe při Stiborově zkoušce tedy můžeme přisoudit hrudnímu úseku páteře.

Při Schoberově zkoušce došlo u členů výzkumné skupiny ke zvětšení vzdálenosti měřených bodů pouze o 0,3 cm. U kontrolní skupiny se výsledná vzdálenost prodloužila o pouhých 0,1 cm. Žádné ze změn nebyly vyhodnoceny jako statisticky významné ani při

srovnání vstupního a kontrolního měření, ani při srovnání skupin mezi sebou (**Graf 7, Graf 8**).



Legenda: viz Graf 1 a 2

**Hypotéza H3b se zamítá.**

**Tabulka 3.** Výsledky pro třetí hypotézy

| Proměnná                       | A Pre     | A Post     | p1    | B Pre      | B Post     | p2    | p3    |
|--------------------------------|-----------|------------|-------|------------|------------|-------|-------|
|                                | x ± SD    | x ± SD     |       | x ± SD     | x ± SD     |       |       |
| Ottova inkliniční zkouška [cm] | 2,8 ± 0,8 | 3,4 ± 0,6  | 0,008 | 2,6 ± 1,3  | 3,1 ± 1,3  | 0,049 | 0,523 |
| Ottova rekliniční zkouška [cm] | 2,9 ± 2,3 | 4,1 ± 1,5  | 0,005 | 1,4 ± 1,5  | 1,5 ± 1,4  | 0,863 | 0,042 |
| Stiborova zkouška [cm]         | 9,5 ± 2,0 | 10,8 ± 1,0 | 0,006 | 10,1 ± 2,2 | 10,6 ± 2,2 | 0,232 | 0,173 |
| Schoberova zkouška [cm]        | 5,4 ± 0,9 | 5,7 ± 0,7  | 0,193 | 5,3 ± 1,4  | 5,4 ± 1,3  | 0,593 | 0,571 |

Legenda: viz Tabulka 2

#### 7.1.4 Čtvrtá hypotéza

##### Hypotéza H4

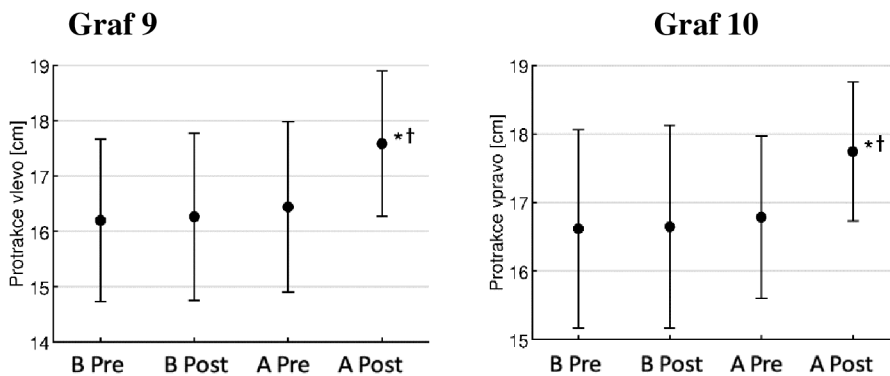
*H4: U rekreačních cyklistů pravidelně provádějících korigovaný vis dojde ke snížení míry protrakce ramenních kloubů v porovnání s rekreačními cyklisty neprovádějícími korigovaný vis.*

V případě hodnocení protrakce ramenních kloubů bylo využito měření vzdálenosti nejkranialnější části manubrium sterni a přední části acromionu pomocí posuvného měřítka. Analýza dat proběhla pro pravý a levý ramenní kloub odděleně. Výsledky však nepřinesly statisticky významné rozdíly při srovnání vzniklých změn na pravé a levé HK.

U kontrolní skupiny se při kontrolním měření neprokázaly statisticky významné změny u žádné z hodnocených stran (**Graf 9, Graf 10**). Protrakční vzdálenost se při kontrolním měření změnila max. o 3mm.

U členů výzkumné skupiny, praxe korigovaného visu přinesla při kontrolním měření statisticky významné zvýšení měřené vzdálenosti o průměrných 1,1 cm u pravého a 1,0 cm u levého ramenního kloubu.

Statisticky významná změna v porovnání efektu intervence u výzkumné skupiny vůči změnám kontrolní skupiny, se potvrdila oboustranným zvýšením vzdálenosti nejkranialnější části manubrium sterni a přední části acromionu (**Graf 9, Graf 10**). Lze tedy prokázat efekt pravidelného praktikování korigovaného visu na snížení míry protrakce ramenních kloubů u výzkumné skupiny.



Legenda: viz Graf 1 a 2

**Hypotéza H4 se potvrzuje.**

**Tabulka 4.** Výsledky pro čtvrtou hypotézu

| Proměnná              | A          |            | p1     | B          |            | p2    | p3     |
|-----------------------|------------|------------|--------|------------|------------|-------|--------|
|                       | Pre        | Post       |        | Pre        | Post       |       |        |
|                       | x ± SD     | x ± SD     |        | x ± SD     | x ± SD     |       |        |
| Protrakce vlevo [cm]  | 16,4 ± 1,5 | 17,6 ± 1,3 | <0,001 | 16,2 ± 1,5 | 16,3 ± 1,5 | 0,699 | <0,001 |
| Protrakce vpravo [cm] | 16,8 ± 1,2 | 17,7 ± 1,0 | <0,001 | 16,6 ± 1,4 | 16,6 ± 1,5 | 0,826 | <0,001 |

Legenda: viz Tabulka 2

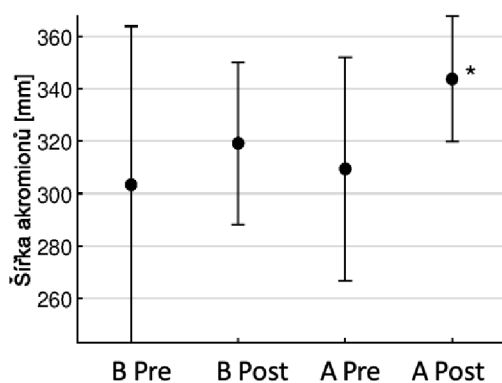
## 7.2 Další testované parametry

### 7.2.1 Šířka acromionů

Při hodnocení dalších proměnných, které nebyly součástí výchozích hypotéz, jsme naměřili další statisticky významnou změnu v šířce acromionů při hodnocení systémem DTP-3 v posedu na silničním kole u výzkumné skupiny (**Graf 11**). Vzdálenost mezi pravým a levým acromionem se při porovnání vstupního a kontrolního vyšetření systémem DTP-3 u výzkumné skupiny rozšířila o průměrných 31,3 mm (**Tabulka 5**).

I když v případě kontrolní skupiny došlo také k rozšíření vzdálenosti acromionů o průměrných 15,8 mm (**Tabulka 5**), u této skupiny nebyla změna statisticky významná. Statisticky významná změna v porovnání efektu intervence u výzkumné skupiny vůči změnám kontrolní skupiny nebyla prokázána (**Graf 11**).

**Graf 11**



Legenda: viz Graf 1 a 2

**Tabulka 5.** Výsledky šířky acromionů

| Proměnná             | A Pre        |              | A Post | B Pre        |              | B Post |       |
|----------------------|--------------|--------------|--------|--------------|--------------|--------|-------|
|                      | x ± SD       | x ± SD       | p1     | x ± SD       | x ± SD       | p2     | p3    |
| Šířka acromionů [mm] | 303,4 ± 60,4 | 319,2 ± 30,9 | 0,165  | 309,4 ± 42,7 | 343,7 ± 24,0 | 0,007  | 0,245 |

Legenda: viz Tabulka 2

### 7.2.2 Test lateroflexe

Zkoušky úklonu vpravo a vlevo byly taktéž součástí testování. Jejich statistické vyhodnocení však nebylo provedeno, jelikož naměřené hodnoty obsahovaly velké

množství nulových položek. Např. při omezení lateroflexe do pravé strany byla zkouška lateroflexe vlevo hodnocena jako 0, tedy bez omezení. Navíc probandů se stranovou asymetrií v rozsahu lateroflexe trupu bylo při vstupním vyšetření nalezeno pouze 7 z celkových 16, přičemž charakteristické bylo omezení lateroflexe vlevo u praváků a u jediného leváka bylo omezení lateroflexe do pravé strany.

U výzkumné skupiny jsme při vstupním vyšetření našli 3 probandy s omezením lateroflexe vlevo a 1 probanda s omezením lateroflexe vpravo. Ve skupině kontrolní byli přítomni 3 probandi s omezením lateroflexe vlevo. Průměrná hodnota omezení úklonu byla 1 cm u skupiny výzkumné a 1,33 cm u skupiny kontrolní.

V kontrolním testování lateroflexe došlo k vyrovnání stranové asymetrie u 3 ze 4 probandů ve skupině výzkumné. Ve skupině kontrolní byly původní nalezené stranové asymetrie u všech 3 probandů kontrolním vyšetřením opět potvrzeny.

Lze tedy konstatovat, že pravidelná praxe visu vedla u 3 probandů k vyrovnání rozsahu pohybu trupu do lateroflexe. Nedostatečné množství probandů s asymetrickým výsledkem testu lateroflexe při vstupním měření však znemožňuje tento fakt statisticky potvrdit.

### ***7.2.3 Subjektivní obtíže***

Součástí anamnestického vyšetření při vstupním i kontrolním testování bylo hodnocení subjektivních obtíží. Za subjektivní obtíže jsme považovali zejména diskomfort vnímaný při jízdě na kole, potažmo vyskytující se po jízdě na kole. Nejčastěji byly popisovány bolesti v oblastech Lp, CTh přechodu či v oblasti střední Thp mezi lopatkami. Bolest byla tupého charakteru. Častý byl i výskyt brnění v oblasti rukou. Maximum výskytu tupých bolestí a brnění rukou bylo popisováno při déletrvajícím jízdě (nad 1 hodinu) na silničním kole.

Konkrétně u výzkumné skupiny mělo při vstupním vyšetření určitou formu subjektivních obtíží všech 8 probandů, zatímco při kontrolním vyšetření konstatovalo 6 probandů úplné vymizení těchto projevů. Projevy původně popisovaného diskomfortu či bolestí se v nižší intenzitě stále vyskytovaly u 2 probandů, pouze však při déletrvajícím jízdě (2 a více hodin) na silničním kole.

U kontrolní skupiny byly subjektivní obtíže při vstupním vyšetření zaznamenány pouze u 2 probandů, přičemž v kontrolním vyšetření došlo k vymizení obtíží u jednoho z nich. Objevili se ale 2 další probandi s nově nastalými obtížemi.



Lze říct, že pravidelná praxe korigovaného visu měla pozitivní vliv na snížení subjektivních obtíží při anebo po jízdě na silničním kole u sledovaných jedinců. Naopak nedostatečná kompenzace může u rekreačních cyklistů vést k výskytu subjektivních obtíží (viz kontrolní vyšetření kontrolní skupiny). Tyto parametry však nelze statisticky zhodnotit, protože bylo zaznamenáno velké množství nulových položek u rozdílů vstupních a kontrolních hodnot. Navíc proměnnou charakterizující subjektivní obtíže nelze brát jako reliabilní a úzce specifický parametr, neboť může nabývat různé intenzity, kterou lze těžko zhodnotit a závisí na mnoha dalších faktorech.

## **5.2 Vyhodnocení výzkumné otázky**

### **5.2.1 První výzkumná otázka**

*V1: Dojde u rekreačních cyklistů zařazených do výzkumné skupiny A k dodržení doporučené doby strávené ve visu, tedy 7 minut denně po dobu 6 týdnů po sobě jdoucích?*

Z tabulky uvedené v příloze (**Tabulka 6**) vyplývá, že doporučenou dobu 7 minut, 7 dní v týdnu po 6 týdnů kontinuálně se nepodařilo dodržet ani jednomu z probandů. Hodnoty uvedené v tabulce jsou vypočítány z průměrného týdenního objemu cvičení ve visu každého z 8 probandů přepočítané na každý den v týdnu.

Žádný z probandů nedodržel pravidelnost cvičení, tedy praxe visu každý den v týdnu. K denní doporučené době strávené ve visu, tedy 7 minut v různě dlouhých intervalech rozdělených do celého dne, se pravidelně alespoň přibližovalo 5 z 8 probandů.

## 8 DISKUZE

### 8.1 Diskuze k teoretické části

Situace, ve které se ocitl celý svět v souvislosti s pandemií covid-19, přinesla četné restriktce omezující pohyb v mnoha různých podobách. Pro udržení určité formy pohybu, motivace, návyků a kompenzace vzniklo „sedavého“ stylu života vzniklo téma této diplomové práce. V dostupné literatuře zatím neexistují publikované studie na téma praktikování korigovaného visu jakožto kompenzačního prvku v cyklistické přípravě adolescentů. Další novinkou ve výzkumné činnosti je využití systému DTP-3 pro zhodnocení křivky páteře v posedu na silničním kole.

Období adolescence (15–20 let) je označováno za počínající dospělost. Na konci této periody dochází k plnému dovyvinutí fyzické i mentální složky. V rámci rozumového vývoje jsou adolescenti již schopni implikovat teoretické poznatky do praktické roviny běžného života. Dochází u nich k zásadnímu formování životních postojů, zájmů a návyků, které se v pozdějším životě již významně nemění. Proto je třeba velmi intenzivně pracovat na vztahu k pohybové aktivitě jakožto součásti životního stylu a esenciální životní funkci (Jansa et al., 2007). Obecný nedostatek fyzické aktivity u mladých lidí dnes vyžaduje strategii na její podporu. Studijní a motivačně orientované programy s důrazem na důležité determinanty pohybové aktivity dětí a mladistvých mají potenciál působit dlouhodobé změny životního stylu (Kemper, 2000). Proto jsme cílenou intervencí výzkumu, s potenciálem kompenzovat studijní a sportovní pohybové aktivity, zaměřili na rekreační cyklisty a studenty gymnázia.

Velmi často si pod pojmem pohyb představíme sportovní aktivitu. Z mého pohledu toto slovo však znamená mnohem víc. Můžeme si pod ním představit desítky konceptů, které se týkají mobility, regenerace, rychlosti, zdraví těla, přípravy kloubů, práce s dechem, kondice, evolučního vývoje, rozvoje nelineární síly, hry apod. Pohyb je projev života a jako takový by měl být variabilní a přítomný v každém okamžiku. Vrcholový sport je často odrazem ustrnutí v jednom pohybovém vzoru, který je nutné vyvažovat pohyby jinými, abychom naše tělo udrželi v rovnováze. U profesionálních sportovců je kompenzace a regenerace již nedílnou součástí tréninkových plánů. V případě rekreačních a hobby sportovců bývá však situace komplikovanější, jelikož kompenzaci ani přípravě na sportovní aktivitu nevěnují dostatečnou pozornost či nemají dostatek času. V dnešní uspěchané době se snažíme hledat zkratky, rychlá a univerzální řešení.

Odpovědi na většinu otázek zabývajících se zdravým životním stylem mohou být střídmost a soustavnost. Zdravé tělo bez bolestí můžeme udržovat pomocí malých, avšak soustavných kroků. Doporučení jsou prostá, přesto pro většinu z nás tak složitá. Pohybujme se, často a během každého dne.

Velmi komplexní a složitý systém ramenních pletenců nám dává k dispozici pestrou škálu pohybových variací. Máme neomezené množství variant, jak výsledný pohyb provést. Je to dáno anatomickou redundancí (díky svalům a kloubům), ale i redundantními schopnostmi jak ten který úkol splnit, abychom dosáhli stejného výsledku (různou trajektorií, rychlostí, s různým pořadím aktivace jednotlivých částí) a také ke každému svalu vede více inervačních cest. Cílem tréninku specifických cvičení je zdokonalení motorické koordinace. V prvních fázích nácviku daného cviku je ještě typické nadměrné množství stupňů volnosti pohybu (Guimarães, Ugrinowitsch, Dascal, Porto, & Okazaki, 2020). Při pravidelném opakování daného cviku napomáhá vlastní senzorická zpětná vazba pohyb usměrnit, překonat neurčitost koordinace a vede k upevnění motorických impulsů kontrolující pohyb (Hobden & Tétreault, 2014).

V běžném životě neustále zatěžujeme ramenní klouby kompresí. Stres, chabé držení těla, nejrůznější formy cvičení, to vše působí ve smyslu stažení a stlačení našich ramenních kloubů. Dle doktora Kirsche (2013) je nutné naše ramenní klouby občas roztáhnout, rozšířit a dovolit jim zažít pocit, kdy nesou váhu celého našeho těla, nebo alespoň jeho procentuální části. Z hlediska fylogeneze pocházíme z primátů, kteří se neustále pohybují brachiací ve větvích stromů. Neustále využívají plného rozsahu pohybu v ramenních kloubech ve zkříženém pohybovém vzoru. Rukou uchopí větev a zhoupnou se celou svou vahou přes ramenní kloub, v jeho plném rozsahu pohybu, čímž adaptují jeho veškeré anatomické struktury na tyto pohyby. Prostřednictvím excentrické kontrakce v plné elevaci dochází k protažení a zesílení anatomických struktur ramenních kloubů. Tyto možnosti jsou dnešnímu člověku stále vlastní, přesto se s jejich využitím v každodenním životě setkáváme velmi zřídka.

V dnešní běžné praxi fyzioterapie se málokde setkáme s využitím cvičení ve visu jakožto rehabilitačního prvku. Vis je u nás populární především ve sféře akrobacie, fitness, kalisteniky, parkour, sportovní přípravě lezců atd. Díky cvičebním metodikám a terapeutům ze zahraničí, kteří se visem více zabývají, dochází k rozšíření obecného povědomí o jeho benefitech. O visu za HKK se hovoří v souvislosti s výhodnou aktivací svalstva zajišťujícího centraci ramenního pletence a lopatky. Potenciál visu je mnohem větší, a proto je třeba hledět při jeho provedení i na další segmenty. Ve výše zmíněných

odvětvích, které v České republice vis propagují, se zapomíná na úzkou provázanost HKK, trupu a pánve. V praxi fyzioterapie jsme díky znalostem vývojové kineziologie schopni techniku provedení optimálně upravit snad pro každého pacienta.

Cvičení ve visu můžeme obecně rozdělit na pasivní a aktivní. Při provedení pasivního visu zůstávají ramenní pletence uvolněné (mohou se zvednout až k uším) a dojde k vyvážení plné váhy těla (nebo jeho části při podpoře DKK o zem). Základním předpokladem visu je dle doktora Kirsche (2013) zdvih HKK alespoň do 90° flexe. Pasivní vis je v rehabilitaci zaměřen více na pasivní komponenty než na svaly. Provedení pasivního visu nesmí být bolestivé, ale může být ze začátku doprovázeno určitou mírou pocitů diskomfortu a tahu. Ortoped doktor Kirsch sestavil protokol, jenž obsahuje dva základní prvky, a to pasivní vis a cvičení s činkami pro posílení svalstva rotátorové manžety. Pasivní vis označuje za klíčový prvek pro udržení a obnovu zdraví ramenních kloubů. Akademické studie („The Kauai Study“) Kirschova cvičebního protokolu se zúčastnilo 92 probandů s nejrůznějšími chronickými obtížemi v oblasti ramenních pletenců. Nejčastější diagnózou byl subakromiální impingement syndrom (70 probandů). Mnoho z nich bylo původně indikováno k operačnímu řešení obtíží. K zrušení plánované operace, úpravě obtíží, obnovení soběstačnosti v běžných denních činnostech a udržení tohoto stavu na dobu 1–28 let po ukončení studie došlo u 90 z 92 zúčastněných (Kirsch, 2013).

Ve visu aktivním je snahou udržet aktivní posturu a provázanost HKK se svalstvem trupu. V různých variantách visu dochází při zapojení zevních rotátorů ramenních kloubů k synergistické koaktivaci břišní stěny automaticky. Častou chybou v provedení aktivního visu je „rozpojení“ trupu v oblast ThL přechodu a vznik tzv. syndromu rozevřených nůžek (Kolář, 2009). Abychom vis mohli považovat za seriózní cvik, který lze přenést do prostředí rehabilitace, je třeba zajistit optimální plošnou aktivaci v oblasti trupu, tedy souhru HSSP. Cvičení v aktivním visu se ukazuje jako výhodný prostředek pro aktivaci m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis internus (m. OAI), m. obliquus abdominis externus (m. OAE) a LM. Dle výzkumu Jordákové (2018) vykazují při provedení aktivního visu s podporou DKK vysokou aktivitu LM a m. transversus abdominis, střední aktivitu m. OAI a m. OAE jen nízkou aktivitu. Zatímco při provedení aktivního visu bez podpory DKK je m. OAE aktivní velmi, m. transversus abdominis málo a pro LM bohužel data chybí. Různé modifikace cvičení ve visu je tedy možné v klinické praxi využít k aktivaci odlišných svalů. Cvičení ve visu můžeme uzpůsobit možnostem pacienta i terapeuta změnou postury (stoj, sed, stupeň flexe DKK), mírou

podpory DKK a aktivity svalstva ramenních pletenců. Pro léčbu a prevenci LBP je zajímavým zjištěním výzkumu Jordákové (2018) průkaz významné aktivity LM. Při srovnání v rehabilitaci často využívané cvičební pozice kleku na čtyřech dle DNS s aktivním visem byla zjištěna výraznější aktivita LM v pozici visu.

Cvičení ve visu je vyjma aktivní svalové složky zaměřeno i na fasciální síť. Může být velmi prospěšné pro nejrůznější sportovce, ale i běžné lidi. Pokud má fasciální síť optimální vlastnosti, elasticitu a rezistenci, pak se můžeme spolehnout na její efektivitu i při vyšším zatížení, a předcházet tak vzniku nejrůznějších zranění v pohybovém aparátu (Schleip & Muller, 2013). V minulosti se předpokládalo, že pohyb v kloubu je výsledkem pouze zkrácení kosterního svalu, jehož energie prochází přes pasivní strukturu šlachy. Tato klasická forma transferu energie platí například pro cyklické pohyby DKK při jízdě na kole, kdy se aktivně mění délky jednotlivých svalů, zatímco délky šlach a aponeuróz zůstávají v téměř stejné délce (fasciální struktury zůstávají téměř pasivní). Při jízdě na kole však nastává kontrast v případě horní části těla. Při stabilizaci oblasti trupu a HKK při jízdě na kole zde probíhají oscilační pohyby jako u elastické pružiny, při kterých se délky svalů mění jen minimálně. Svalová vlákna v oblasti trupu a HKK konají vesměs izometrické kontrakce, bez signifikantních změn jejich délky. Probíhající „mikropohyby“ jsou produkcí zkracování a prodlužování elementů fasciální tkáně (Fukunaga, Kawakami, Kubo, & Kanehisa, 2002). V případě cyklistiky často nalézáme bolestivé stavy v oblasti trupu a HKK, jejichž příčina může být skryta v pojivové tkáni (ligamenta, šlachy, kloubní pouzdra atd.), která bývá zatížena nad míru jejich aktuální kapacity. Výzkum potvrzuje, že adekvátně zvolené pravidelné cvičení může pomáhat vytvářet „mladistvější“ kolagenní architekturu, projevující se více zvlněným uspořádáním fasciálních vláken, které jsou schopny uchovávat signifikantně větší množství elastické kapacity (Reeves, Narici, & Maganaris, 2006). Před samotným provedením aktivního visu vycházíme z visu pasivního a vždy nejprve dochází k lehkému předpětí fasciálních tkání v opačném směru výsledného pohybu. Ve visu za HKK dochází k protažení myofasciálních linií přes více kloubů než v případě obyčejného strečinku (Stecco et al., 2009). Ve fasciální síti je uloženo rovněž velké množství receptorů, a tak dochází také k úpravě propriocepce. V dnešním běžném životě stojí často za bolestmi zad mikroruptury nebo jiné příznaky přetížení fascií bederní oblasti. Ve fasciálním tréninku při vertebrogenních obtížích se pro zajištění stability trupu a prevenci obtíží začleňují do terapie také poskoky, strečink s mnoha změnami úhlů a pěnové válce (Schleip & Muller, 2013).

## 8.2 Diskuze k praktické části

Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, zdali má pravidelné cvičení korigovaného visu efekt na míru napřímění páteře v posedu na silničním kole, rozvíjení hrudního a bederního úseku páteře a protrakci ramenních pletenců.

Dalším cílem bylo zhodnotit, zdali skupina pravidelně praktikující korigovaný vis vykazovala statisticky významné změny v porovnání se skupinou, která korigovaný vis nepracovala.

### 8.2.1 Diskuze k hypotézám H1a a H1b

V teoretické části jsme si již nastínili problematiku posedu na silničním kole. Úhlové nastavení kořenových kloubů a napřímění jednotlivých úseků páteře je velmi specifické a závisí na mnoha proměnných. Nehledě na míru flexibility či nastavení jednotlivých komponent kola hraje klíčovou roli už jen fakt, že cyklista sedí a v předklonu se opírá o řídítka. Sklon k zaujetí kyfózy v Lp je tedy přirozený (Bressel & Larson, 2003), a právě proto jsou hodnoty zakřivení bederní lordózy v záporných číslech. Nabývají totiž opačných hodnot, než se u Lp předpokládá.

Hodnocení míry napřímění Cp jsme záměrně vynechali, protože tento úhel se při jízdě v terénu pochopitelně mění, a to ve všech rovinách. Dalším důvodem je absence možností, jak zajistit uniformitu měření pro úsek Cp v umělých podmínkách měření. Jsme si vědomi faktu, že pozice CTh přechodu má vliv na míru napřímění Thp a držení ramenních pletenců, a proto jsme alespoň určili bod na stěně před trenážérem, který každý z probandů při měření sledoval.

V teoretické části jsme narazili na pojmy „round-back“ (kulatou) nebo „flat-back“ (rovnou) křivku páteře v sagitální rovině. U žádného z probandů jsme nenaměřili krajní případy těchto křivek. Velmi často se však objevovaly křivky, které vykazovaly různou míru flexe v bederním či hrudním úseku páteře s přítomností oploštění křivky v oblasti přechodu jednotlivých úseků (viz příloha Obrázek 4, Obrázek 5). Obecně lze konstatovat, že se častěji objevovalo vyšší zakřivení hrudní kyfózy než bederní lordózy.

Obě první hypotézy byly zamítnuty. Naměřené změny neprokázaly statistickou významnost ani pro jeden úsek páteře, ani pro jednu ze sledovaných skupin, ani při vzájemném porovnání skupin.

Statisticky nevýznamné změny kontrolních měření mohou souviset s neměnným nastavením posedu na kole. Pro změnu tak zafixovaného stereotypu je

možná také potřeba delší časový úsek cvičení. Páteř už možnost lepšího napřímení má, ale stereotyp ještě není přebudovaný.

### **8.2.2 Diskuze k hypotézám H2a a H2b**

Hypotézy H2a i H2b byly zamítnuty, jelikož nedošlo ke statisticky významným změnám v zakřivení Thp a Lp ve frontální rovině při porovnání obou skupin. Překvapivě došlo ke statisticky významnému zvýšení úhlu zakřivení Thp ve frontální rovině u kontrolní skupiny. Při vstupním vyšetření bylo u této skupiny zjištěno vyšší průměrné zakřivení než u skupiny výzkumné, což může být způsobeno neoptimálním rozdělením skupin. V kontrolní skupině tak došlo k akumulaci většího počtu probandů s určitou funkční poruchou, která se projevila v tomto parametru. Při kontrolním vyšetření došlo k jeho statisticky významnému snížení u skupiny kontrolní, zatímco u skupiny výzkumné se zakřivení snížilo pouze mírně, bez statistické významnosti. Výskyt zakřivení Thp a Lp ve frontální rovině si také vysvětlujeme z následujících důvodů.

Při vstupním měření jsme u nadpoloviční většiny probandů narazili na odklon zejména Thp ve frontální rovině směrem doprava od ideální roviny (procházející středem SIPS a trnem C7) a vyšší postavení pravého acromionu, dolního úhlu pravé lopatky a pravé SIPS (viz příloha Obrázek 4). Důvod výskytu tohoto fenoménu, který se vyskytoval pouze u praváků, si vysvětlujeme doporučeným postavením nohou na pedálech. V případě praváků bylo doporučeno postavení nohou na pedálech ve vodorovném postavení za sebou s pravou nohou vpřed. Výzkumu se bohužel účastnil pouze jeden levák, ten však potvrdil naše úvahy, jelikož jeho nález byl zrcadlově obrácen. Pro něj bylo doporučené uložení levé nohy vpřed a oba úseky páteře se ve frontální rovině odkláněly směrem vlevo od ideální roviny a vyšší postavení bylo v oblasti levého acromionu, dolního úhlu levé lopatky a levé SIPS (viz příloha Obrázek 5). Nízký počet leváků ve výzkumném souboru nám však znemožňuje tento fakt potvrdit.

Změna pozice nohou na pedálech, která se odehrává po celou dobu jízdy na kole, totiž neustále mění nastavení sklonu pánve, zatímco svalstvo HKK a trupu zajišťuje stabilizaci celého těla proti točivému momentu, který generují DKK. Při jízdě přirozeně dochází ke vzniku intersegmentálních reakčních sil a momentů v meziobratlových kloubech, které jsou přenášeny přes thorakolumbální oblast a mění tvar páteře. Daná pozice uložení nohou na pedálech byla určena experimentálně. Před samotným vstupním měřením probandů proběhlo několik nácvikových měření pro stanovení optimální

metodiky. Pozice nohou na pedálech vždy korelovala s postavením pánve, tvar páteře a výška anatomických bodů na lopatkách se však výrazně neměnily. I přes počátečních 5 minut „rozjetí“ na trenažéru, před započítáním samotného měření, byla poté vytržena jedna statická pozice z přirozeného cyklického děje. Vybraná statická pozice nemusí mít vypovídající hodnotu o situaci, která se odehrává při samotné jízdě na kole v přirozeném prostředí. Měření systémem DTP-3 probíhalo ve statické pozici při daném uložení nohou na pedálech, tedy i sklonu pánve, čímž následně došlo k variabilní reakci v zajištění trupu a HKK se specifickým zakřivením páteře a pozicí lopatek.

Při kontrolním vyšetření se ukázalo, že nedochází ke změně ve sklonu pánve (výšce SIPS), ale v zajištění trupu a HKK (s projevem v zakřivení páteře a pozici lopatek) se drobné změny odehrávají. V případě zakřivení Lp ve frontální rovině jsme očekávali snížení úhlu, naopak ale došlo při kontrolním vyšetření k jeho zvýšení u obou sledovaných skupin. Sledované proměnné ve frontální rovině, tedy výše zmíněné zakřivení páteře, ale i rozdíl výšek acromionů a dolních úhlů lopatek intraindividuální jisté změny zaznamenaly, při interindividuálním srovnání však nebyly shledány statisticky významnými.

### **8.2.3 Diskuze k hypotézám H3a a H3b**

Třetí hypotézy již nebyly hodnoceny systémem DTP-3. S testováním pohyblivosti páteře pomocí funkčních testů se můžeme setkat v běžné klinické praxi. Při vstupních vyšetření dosahovaly průměrné hodnoty obou skupin předepsaných norem (Kolář, 2009). Pouze v případě Ottovy reklináčnické zkoušky bylo u kontrolní skupiny zjištěno omezení rozsahu Thp do extenze, pouhých  $1,4 \pm 1,5$  cm (norma 2–3 cm).

V rámci interindividuální analýzy hodnot naměřených při kontrolním vyšetření došlo k průkazu statisticky významných změn v pohyblivosti Thp do flexe i extenze u kontrolní skupiny a do pouze flexe u skupiny kontrolní. U výzkumné skupiny vyšla pro zhodnocení statisticky významné změny v pohyblivosti Lp do flexe pouze Stiborova zkouška, na jejímž výsledku nemá podíl jen vyšší pohyblivost Lp, ale převážně Thp (vzhledem k výsledku Schoberovy zkoušky).

I přes optimální průměrné vstupní hodnoty všech proměnných týkajících se pohyblivosti páteře se v obou skupinách nacházeli jedinci s nálezem omezení v jednotlivých nebo ve všech funkčních zkouškách (vyjma Stiborovy zkoušky). Rozsahy do flexe v Thp, flexe v Lp a extenze v Thp byly tedy variabilně omezeny u jednotlivých probandů. Dle výzkumu Burnett et al. (2004) bývají NSCLBP spojeny s omezením rotace a flexe



Lp se současnou ztrátou kokontrakce svalů, jejichž primární rolí je kontrola těchto pohybů (LM). Výzkum poukazuje na výskyt a zvýšení intenzity bolestivých stavů při déletrvajících aktivitách ve flexi trupu, zejména při jízdě na kole. Naopak polohy a aktivity spojené s napřímením trupu mají potenciál tuto bolest zmírňovat (Fritz & George, 2000).

Studie (Muyor, López-Miñarro, & Alacid, 2011) srovnávala úhlové dispozice Thp (v různých pozicích) u elitních cyklistů a skupiny jednotlivců, kteří systematicky nesportují. Z jejích výsledků vyplývá, že pozice, kterou daný jedinec zaujímá při jízdě na kole, není jediným faktorem, který ovlivňuje vyšší hrudní zakřivení a omezení extenze Thp u cyklistů v klidovém stoji. Přesto byla tendence k hyperkyfóze Thp v pozici stoje a lehu u cyklistů větší, a proto autoři výzkumu v rámci kompenzace cyklistiky doporučují dbát na širší spinální posturální povědomí a cvičení zaměřené na svalstvo se vztahem k Thp, které upřednostňuje vyrovnanější polohy ve vertikále.

V naší práci došlo při kontrolním měření v intraindividuálním srovnání ke kompletnímu vymizení omezení extenze Thp u všech probandů výzkumné skupiny. Všichni probandí z této skupiny dosahovali dle normy alespoň 2 a více cm. Při Schoberově zkoušce sice nedošlo k statisticky významným změnám, přesto se při kontrolním vyšetření ve výzkumné skupině již nevyskytoval jediný proband, který by nesplňoval normu. Při předklonu došlo u všech probandů k navýšení vzdálenosti mezi trnem L5 a 10 cm kraniálně označeným bodem alespoň na 15 cm. Omezení v případě Schoberovy a Ottovy reklinační zkoušky přetrvávalo v kontrolním vyšetření u některých probandů z kontrolní skupiny. Změny mezi vstupním a výstupním vyšetření se v kontrolní skupině u jednotlivých probandů pohybovaly  $\pm 2$  mm.

Z výše popsaných výsledků můžeme říct, že se významné změny odehrály především v oblasti Thp. Z výsledků zakřivení Thp kyfózy v pozici na kole poměrně jasně vyplývá, že hyperkyfóza při jízdě na kole je doprovázena dalšími maladaptacemi (viz Zajištění ramenních pletenců při jízdě na kole). Významným hráčem při stabilizaci střední a dolní Thp proti rotaci při jízdě je m. latissimus dorsi (Burt, 2014), který byl společně s ThL fascií pravidelně napínán praktikováním visu u výzkumné skupiny. Došlo ke statisticky významnému zvýšení pohyblivosti Thp do flexe i extenze, společně s dosažením optimálních výsledků všech funkčních testů páteře u všech probandů praktikujících vis.

#### 8.2.4 Diskuze k hypotéze H4

Dosud neexistuje standardizovaný způsob hodnocení protrakce ramenních kloubů. Protrakci neboli posun ramenního kloubu směrem anteriorním můžeme vyšetřit pomocí olovnice. Při nálezu protrakce prochází olovnice spuštěná od středu zevního zvukovodu namísto středem glenohumerálního kloubu anteriorně před acromion. Výsledkem tohoto měření však nejsou přesné číselné hodnoty, a proto výsledky nelze objektivizovat. Existují studie (Kluemper, Uhl, & Hazelrigg, 2006; Struyf et al., 2009), které hodnotí pomocí speciálních úhelníků či posuvných měřitek vzdálenost acromionu od trnu C7 v pozici stoje či lehu. Studie (Ruivo, Pezarat-Correia, & Carita, 2014) zase ke zhodnocení předsunu hlavy a ramenních kloubů využila fotografické záznamy, do kterých byly počítačově vloženy osy jednotlivých anatomických rovin. Lee et al. (2015) ve své test-retest studii hodnotil délku m. pectoralis minor, který má velký vliv na míru protrakčního postavení ramenních pletenců. Měřil vzdálenost čtvrtého sternocostálního skloubení a processus coracoideus.

Pro účely naší práce jsme k objektivizaci protrakce ramenních kloubů zvolili měření vzdálenosti nejkranialnější části manubrium sterni a přední části acromionu pomocí posuvného měřítka. Palpace anatomických struktur v oblasti ramenních kloubů a klíčních kostí nebyla složitá. Anatomické body byly u všech probandů dobře dostupné a hmatné. Obě vyšetření (vstupní a kontrolní) prováděla autorka práce, a proto je méně pravděpodobné snížení reliability, ke kterému může docházet při měření různými vyšetřujícími. Zaujetí přirozené postury jednotlivých probandů při vyšetření již reliability může snižovat, jelikož držení těla může být v aktuální moment ovlivněno různými faktory (bolest, únava, okolní teplota...), tudíž výsledná distance nemusí být odrazem efektu cvičení korigovaného visu. Pro zvýšení přesnosti naměřených hodnot bylo měření provedeno posuvným měřítkem s rozlišením  $\pm 0,05\text{mm}$ . Výsledná hodnota byla průměrem tří opakovaných měření.

Při statistickém vyhodnocení proměnných pro pravý a levý ramenní kloub došlo k prokázání významného zvětšení vzdálenosti anatomických bodů u skupiny praktikující pravidelně korigovaný vis. Také při porovnání hodnot s kontrolní skupinou se potvrdila statistická významnost. Zdali vzdálenosti anatomických bodů objektivně prokazují snížení míry protrakce ramenních kloubů, však nemůžeme s jistotou potvrdit. Prostorové uspořádání ramenního pletence je totiž závislé např. na úhlovém postavení lopatky.

Zajímavou proměnnou, kterou bychom si mohli dát do souvislosti s výsledky našeho hodnocení protrakce v klidovém stoji, je šířka acromionů hodnocená systémem DTP-3 při posedu na silničním kole. Při kontrolním vyšetření výzkumné skupiny došlo ke statisticky významnému rozšíření vzájemné vzdálenosti pravého a levého acromionu při posedu na kole. Jedná se o další parametr, který poukazuje na změnu postavení ramenních pletenců u výzkumné skupiny. Z důvodu malého množství probandů v obou skupinách a použití neprůkazného a nestandardizovaného způsobu objektivizace protrakce ramenních kloubů nelze zcela jistě konstatovat, že pravidelná praxe korigovaného visu má efekt na změnu držení ramenních pletenců.

### *8.2.5 Diskuze k výzkumné otázce*

Ve výzkumné otázce nás zajímala adherence výzkumné skupiny k doporučené autoterapii. Důsledná praxe visu měla za úkol zajistit vznik rozdílu mezi skupinou výzkumnou a kontrolní. Výsledky výzkumu jsou ovlivněny několika faktory.

Jedním ze zásadních faktorů bylo nedodržení pravidelnosti cvičení, tedy praxe visu každý den v týdnu. Velmi často nastala situace, kdy o víkendu proband odjel z domova a neměl možnost vis praktikovat, a tak hodnoty v tabulce vyplnil jako nulové. Také z toho důvodu byl výsledný týdenní objem nižší, než jsme předpokládali. Dalším faktorem bylo nedodržení denní doporučené doby strávené ve visu. Pravidelně dosahovalo, nebo se alespoň přibližovalo stanovené době 7 minut 5 z 8 probandů, zatímco 3 probandům se v průběhu 6 týdnů nepodařilo přesáhnout ani hranici 5 minut. Průměrný čas strávený v jednom visu byl 45 s, počet cvičení během dne se pohyboval kolem 4, průměrná nejdelší doba strávená ve visu činila 51 s a celková denní odcvičená doba byla průměrně 3 min 51 s (viz příloha **Tabulka 6**). Někteří probandi cvičení pojali dle doporučení, a to v podobě krátkých intervalů s vyšší frekvencí během dne. Pouze jediný proband v aktivním visu setrval doporučených 20–30 s, 14–20x denně. Dva probandi si cvičení rozdělili tak, že si nastavili časovač a v průběhu dne strávili ve visu 60 s, 7x denně. V případě dalších dvou probandů byl vis praktikován průměrně pouze 3x denně, zato až na 120 s v kuse.

Dalším aspektem je neudržení soustavnosti ve cvičení. Obecně největší motivaci ke cvičení můžeme pozorovat v prvních dvou týdnech. Výsledky jsou ovlivněny pravidelností visu, co se týče četnosti během dne a celého týdne. Největší propad lze spatřit v průběhu 4. týdne, což je však ovlivněno absencí cvičení jednoho z probandů na 4 celé dny. Fakt, že krátkodobé vynechání cvičení pouze jednoho z probandů významně

ovlivňuje celkové výsledky, jen poukazuje na velmi orientační informace výsledných průměrných hodnot tabulky (viz příloha **Tabulka 6**). Pokles počtu cvičení můžeme sledovat od 3. týdne, což zrcadlí opětovný návrat studentů z online formy výuky do školních lavic. Studenti již netrávili takové množství času v domácím prostředí a po velkou část dne neměli možnost vis praktikovat. Na 5. týdně se projevila i vyšší studijní zátěž. Studenti měli velké množství zkoušek či testů, a proto také došlo k poklesu počtu cvičení během dne, které se snažili kompenzovat prodloužením doby strávené v každém z visů.

### ***Srovnání rozdílů mezi pohlavím***

Faktor pohlaví je samozřejmě také potřeba brát na zřetel. Pro vznik morfologicko-funkčních rozdílů mezi pohlavím s potenciálním vztahem k pohybové výkonnosti je období 15–18 let charakteristické. Rozdíly jsou dány zejména nástupem funkce testosteronu a estrogenů, pohlavních hormonů. U žen tvoří svaly zhruba o 10 % menší část z celkové tělesné hmotnosti než u mužů. I když na jednotku průřezu svalu ženy dosahují stejné svalové síly jako muži, celkově jsou ženy schopny vyvinout maximálně 2/3 síly mužů. V absolutní síle horní poloviny těla, která je pro cvičení aktivního visu klíčová, dosahují ženy zhruba 25–55 % síly mužů (Lehnert et al., 2014). Pro zohlednění odlišností v distribuci svalové síly u mužů a žen jsme vytvořili dvě další tabulky (viz příloha **Tabulka 7**, **Tabulka 8**) respektující intersexuální rozdíly. Rozdílné hodnoty ve všech sledovaných parametrech můžeme pozorovat v porovnání žen a mužů.

U ženské části skupiny praktikující vis můžeme proto pochopitelně sledovat nižší průměrnou i maximální dobu strávenou v jednom visu. Stejně tak celková denní doba cvičení je u žen nižší. Kratší celková doba cvičení však koreluje i s nižší frekvencí cvičení během dne. Omezení počtu cvičení během dne mohlo souviset s nižší motivací ke cvičení anebo pocitem vyčerpání z předchozích cvičení. Vzhledem k subjektivnímu hodnocení většiny žen tento fakt naznačoval spíše na nízkou motivaci praktikovat vis pravidelně a soustavně během dne.

### ***Subjektivní spokojenost a výskyt obtíží***

Zajímavým orientačním parametrem pro nás je hodnocení subjektivní spokojenosti se cvičením. Maximální spokojenost se cvičením během dne byla hodnocena hodnotou 10, zatímco maximální nespokojenost hodnotou 1. Hodnoty uvedené v tabulce (viz příloha **Tabulka 9**) byly opět vypočítány z průměru subjektivních hodnocení v daném týdnu u každého z 8 probandů, z čehož byl následně vytvořen průměr celé skupiny

v daných týdnech. I přesto, že četnost cvičení v průběhu týdnů klesala, subjektivní spokojenost s každým týdnem zaznamenala nárůst.

Ve sdílených Tabulkách Google, které probandi průběžně vyplňovali, byla i kolonka určená pro zhodnocení subjektivního vnímání bolesti při anebo po cvičení visu. Probandi do této kolonky zaznamenávali oblasti a dobu výskytu obtíží. V prvním týdnu 5 z 8 probandů udávalo bolesti v oblastech prstů rukou, dlaní, předloktí, ramen, lopatek a Lp při cvičení a bezprostředně po cvičení visu. Jeden proband udával pocit motání hlavy při cvičení. Vyskytující se obtíže byly online formou konzultovány s autorkou práce. Probandi v prvním týdnu zaslali video provedení cvičení a obratem jim byla zaslána zpětná vazba upozorňující na chyby s doporučením jejich korekce. V druhém týdnu se ještě u některých probandů vyskytoval diskomfort zejména v oblastech prstů, dlaní a předloktí, který však v dalším týdnu vymizel.

Nejčastější chyby v provedení, které však po konzultaci probandi opravili, byly nedostatečně extendované loketní klouby, nedostatečná flexe v kyčelních kloubech s následným prohnutím v Lp a nedostatečnou aktivitou HSSP.

### **8.2.6 Limity studie**

Mezi limity studie má své místo určitě nízký počet probandů v obou výzkumných skupinách. Studie se nakonec účastnilo 16 probandů, z toho 8 probandů z výzkumné a 8 probandů z kontrolní skupiny. Příčinou nízkého počtu zúčastněných bylo především problematické zajištění koherentní skupiny. Největší koncentraci cyklistů ve zvoleném věku s téměř uniformní tréninkovou zátěží jsme nakonec našli na jesenickém gymnáziu. Dva probandi byli v průběhu realizace výzkumu vyřazeni pro nedodržení podmínek.

Za další limit můžeme bezesporu považovat krátký časový interval intervence v podobě autoterapie. Probandům bylo po proběhnutí kontrolního vyšetření doporučeno pokračovat v praktikování visu na denní bázi, bez nutnosti jeho dokumentace do sdílených tabulek. Ne všem probandům napomáhalo měření a zapisování cvičení v motivaci k jeho praktikování. Pro další výzkum by bylo zajímavé probandy kontrolně změřit například po dalších 3 měsících pravidelného praktikování visu.

I přes nález statisticky významných výsledků u výzkumné skupiny považuji za jeden z významných faktorů ovlivňující výsledné změny nedodržení doporučeného denního a týdenního objemu cvičení. Je pochopitelné, že nastanou situace, kdy proband vis praktikovat nemůže. Objem, kterého však někteří probandi z výzkumné skupiny pravidelně dosahovali, shledávám nedostatečným. Doporučených 7 minut denně bylo

určeno experimentálně, předpokladem bylo pravidelné přibližování se celkovému dennímu cvičení ve visu alespoň 5 minut po dobu celého týdne. I v mezitýdenním srovnání byly kolísavé tendence. S těmito aspekty statistiky významné změny ve výzkumech nepočítají, a tak je třeba myslet na i to, že mezilidská spolupráce je často výsledkem mnoha neovlivnitelných proměnných.

Pokud by na tento výzkum chtěl v budoucím čase někdo navazovat, nebo kdybych znovu výzkum realizovala, zvolila bych odlišnou, více specifickou metodu hodnocení protrakce ramenních kloubů. Použitou metodu nelze považovat za validní, zejména pro absenci hodnocení dalších tělesných segmentů, které nedílně souvisí s protrakčním držením ramenních pletenců. Prostorové postavení acromionu při měření posuvným měřítkem samozřejmě hodnoceno nebylo. Také míra napřimení  $C_p$  a  $T_{hp}$  má významný vliv na postavení lopatky a sternu, a ani tento faktor nebyl při zvoleném měření v klidovém stoji součástí hodnocení.

Systém DTP-3 nám poskytl cenná data, ke kterým je však potřeba přihlížet s určitým nadhledem. Při jízdě na kole se zakřivení páteře a pozice ramenních pletenců neustále mění. Změny postavení těchto segmentů záleží na míře aktivity a souhry svalstva zajišťujícího stabilizaci trupu a HKK při jízdě na kole. Tuto aktivitu však systém DTP-3 nedovede objektivizovat. Je schopen poskytnout nám data pouze o jedné statické pozici, doslova vytržené z celého kontextu cyklického pohybu probíhajícího při jízdě na kole. Zajímavým podnětem k dalšímu výzkumu by mohlo být provedení více měření při různých částech cyklu lokomoce na kole (různém uložení nohou na pedálech) a následné srovnání změn, které se odehrají v zakřivení páteře, pozici acromionů a SIPS. Limitem takového výzkumu by ovšem byla dlouhá doba trvání provedení měření. V této studii, kdy byly měřeny všechny označené body v jedné pozici 3x za sebou, trval celý proces, kdy musel proband setrvat nehybně, zhruba 6 minut. Opora HKK o řídítka sice poskytuje vyšetřovaným zajištění těla proti titubacím, dobu strávenou v nehybné pozici však většina probandů v naší studii popisovala na hranici diskomfortu.

Pro vyšetřujícího bylo měření systémem DTP-3 také poměrně náročné. Občas byly anatomické body na těle probanda zaujímajícího posed na silničním kole špatně dostupné. Někteří probandi měřili až 189 cm a při sedu na kole umístěném do trenážeru byli výrazně výš, než umožňoval dosah vyšetřujícího. Aby se vyšetřující dostal do vhodné pozice pro palpaci a označení měřených bodů, bylo mnohdy zapotřebí vystoupit na židli a zaujímat ne příliš komfortní držení vlastního těla.

## 9 ZÁVĚR

Hlavním cílem diplomové práce bylo zhodnotit efekt praxe korigovaného visu v kompenzaci rekreační cyklistiky u studentů gymnázia ve věku 15–18 let. V případě výzkumné skupiny nedošlo k dodržení doporučeného objemu zvolené autoterapie. Doba strávená ve visu po dobu 6 týdnů tedy nebyla shodná pro všechny probandy z výzkumné skupiny. Všichni probandi se však snažili danou intervencí plnit podle svých možností, a tak nebyl žádný z nich z výzkumné skupiny vyloučen. I když byl průměrný objem cvičení ve visu nižší, než jsme původně předpokládali, došlo k potvrzení statisticky významných změn u výzkumné skupiny v porovnání se skupinou kontrolní.

Systém DTP-3 nám poskytl množství dat pro zhodnocení křivky páteře v pozici posedu na silničním kole. Posloužil nám jako zajímavý nástroj pro objektivizaci zakřivení páteře, nepřinesl však potvrzení žádné z vyslovených hypotéz. Výsledky funkčních testů páteře potvrdily efekt praxe korigovaného visu na zvýšení pohyblivosti úseku Thp. U výzkumné skupiny bylo prokázáno statisticky významné zvýšení pohyblivosti pouze hrudního úseku páteře, nikoliv však bederního. Tato změna však nekoreluje se statisticky nevýznamnými změnami zakřivení páteře v posedu na silničním kole hodnocenými systémem DTP-3.

Vybraný způsob hodnocení protrakce ramenních kloubů prokázal statisticky významný rozdíl při porovnání výsledků obou skupin. Statisticky významná změna u výzkumné skupiny nastala také v případě proměnné charakterizující šířku acromionů v posedu na silničním kole hodnocené systémem DTP-3. Tyto výsledky poukazují na efekt praxe korigovaného visu na změnu držení ramenních pletenců. Abychom ale mohli exaktně tvrdit, že došlo ke snížení protrakce ramenních kloubů, bylo by třeba využít standardizovaného testu k hodnocení této proměnné. Standardizované testování protrakce ramenních kloubů však dosud nebylo stanoveno.

Zjistili jsme, že praxe daného kompenzačního prvku v odcvičeném objemu nemá vliv na samotnou pozici trupu právě při jízdě na kole. Z ostatních výsledků však vyplývá, že má potenciál působit pozitivní funkční změny v oblasti HKK a trupu. V případě výzkumné skupiny došlo také po šestitýdenní praxi korigovaného visu ke snížení intenzity či úplnému vymizení subjektivních obtíží při anebo po jízdě na kole u 6 z 8 probandů. Pozitivní změny v pohybovém aparátu hrají ve prospěch doporučení zařazení praxe korigovaného visu do denního pohybového režimu jakožto kompenzačního prvku nejen cyklistické zátěže.

## SOUHRN

Diplomová práce se zabývá hodnocením efektu pravidelné praxe korigovaného visu jako kompenzačního prvku rekreační cyklistiky. Hlavním cílem práce bylo vyhodnotit změnu křivky páteře v posedu na silničním kole, pohyblivost páteře a míru protrakce ramenních kloubů před a po šestitýdenní intervenci. Vedlejším cílem práce bylo posoudit míru adherence výzkumné skupiny k doporučené intervenci. Pro zhodnocení míry napřimení hrudní a bederní páteře v sagitální a frontální rovině v pozici posedu na silničním kole byl využit systém DTP-3.

Výzkumu se zúčastnilo 16 probandů ve věkovém rozmezí 15–18 let. Výzkumný soubor byl rozdělen na dvě skupiny. Skupina výzkumná čítající 8 členů měla za úkol praktikovat korigovaný vis 7 minut denně rozdělených do několika kratších intervalů během dne po celých 6 týdnů. Kontrolní skupina korigovaný vis praktikovat nemusela.

Analýza křivky páteře v pozici posedu na silničním kole ve dvou různých anatomických rovinách nepřinesla statisticky významné změny na hladině významnosti  $p < 0,05$  při porovnání výsledků výzkumné a kontrolní skupiny. U výzkumné skupiny bylo prokázáno statisticky významné zvýšení pohyblivosti pouze hrudního úseku páteře. Hodnocení protrakce ramenních kloubů přineslo statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$  při porovnání výsledků obou skupin. U výzkumné skupiny nastala statisticky významná změna také v případě proměnné charakterizující šířku acromionů v posedu na silničním kole hodnocené systémem DTP-3.

Při vyhodnocení výzkumné otázky jsme došli k závěru, že doporučený objem cvičení korigovaného visu se nepodařilo dodržet žádnému z členů výzkumné skupiny. I přes nedodržení stanoveného objemu cvičení došlo k průkazu statisticky významných změn u skupiny pravidelně provádějící korigovaný vis oproti skupině kontrolní, ne však při hodnocení křivky páteře v posedu na silničním kole. Pro další výzkum by bylo vhodné nechat intervenci probíhat delší časový úsek, alespoň po dobu 3 měsíců, a lépe unifikovat intervaly a dobu jednotlivých cvičení během dne.



## SUMMARY

The aim of this diploma thesis is to evaluate the effect of regular practice of the active arm hang as a compensatory element of recreational cycling. The primary goal of the study was to evaluate the change in the curve of the spine while sitting on a road bike, the mobility of the spine and the protraction of the shoulder joints before and after the six-week intervention. The secondary goal of the work was to evaluate the adherence to the recommended intervention in the research group. During the sitting position on the road bike the straightening of the thoracic and lumbar spine in the sagittal and frontal planes was evaluated using the DTP-3 system.

The study involved 16 probands aged 15–18. Probands were divided into two groups. The research group of 8 members was asked to practice the active arm hang for 7 minutes a day divided into several shorter intervals throughout the day for 6 weeks. The control group did not have to practice the active arm hang.

Analysis of the spine curve in position on the road bike in two different anatomical planes did not prove statistically significant changes at the significance level of  $p < 0.05$  when comparing the results of the research and the control group. In the research group, a statistically significant increase in the mobility of solely the thoracic section of the spine was observed. Evaluation of the protraction of the shoulder joints created by a statistically significant difference at the level of statistical significance  $p < 0.05$  when comparing the results of both groups. In the research group, there was also a statistically significant change in width of acromions in position on the road bike evaluated by the DTP-3 system.

While evaluating the research questions, we came to the conclusion that none of probands was able to reach the recommended volume of active arm hang exercise. Despite non-compliance with the specified volume of exercise, statistically significant changes were observed in the groups performing the ongoing active arm hang exercise compared to the control group, but not in the evaluation of the spine curve in posture on the road bike. For further research, it would be appropriate to allow the interventions to run for a longer period of time, at least 3 months, and to better unify the intervals and duration of individual exercises during the day.

## SEZNAM CITOVANÉ LITERATURY

- Aagaard, P., Andersen, J. L., Bennekou, M., Larsson, B., Olesen, J. L., Crameri, R., Magnusson, S. P., & Kjaer, M. (2011). Effects of resistance training on endurance capacity and muscle fiber composition in young top-level cyclists. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 21(6), 298–307.
- Ashton, E. H., & Oxnard, Ch. E. (1963). The musculature of the primate shoulder. *Journal of zoology*, 29(7), 553–650.
- Bressel E., & Larson BJ. (2003). Bicycle seat designs and their effect on pelvic angle, trunk angle, and comfort. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 327–32.
- Bressel, E., Reeve, T., Parker, D., & Cronin, J. (2007). Influence of bicycle seat pressure on compression of the perineum: A MRI analysis. *Journal of biomechanics*, 40(1), 198–202.
- Burnett, A. F., Cornelius, M. W., Dankaerts, W., & O'Sullivan, P. B. (2004). Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: A comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects-A pilot investigation. *Manual therapy*, 9(4), 211–219.
- Burt, P. (2014). *Bike fit: Optimise your bike position for high performance and injury avoidance*. London: Bloomsbury Sport.
- Campbell, B. (1998). *Human evolution: An introduction to man's adaptations*. New York: Aldine De Gruyter.
- Colwin, C. M. (2002). *Breakthrough swimming*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Cools, A. M., Dewitte, V., Lanszweert, F., Notebaert, D., Roets, A., Soetens, B., Cagnie, B., & Witvrouw, E. E. (2007). Rehabilitation of scapular muscle balance: Which exercises to prescribe?. *The american journal of sports medicine*, 35(10), 1744–1751.
- Cresswell, A. G., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Experimental brain research*, 98(2), 336–341.
- Čápková, J. (2008). *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“*. Ostrava: Repronis.
- Danneels, L.A., Vandertraeten, G.G., Cambier, D.C., Witvrouw, E.E., Stevens, V.K., & de Cuyper, H.J. (2001). A functional subdivision of hip, abdominal and back muscles during asymmetric lifting. *Spine*, 26, 114–21.
- Du Toit, F., Schwellnus, M., Wood, P., Swanevelder, S., Killops, J., & Jordaan, E. (2020). Epidemiology, clinical characteristics and severity of gradual onset injuries in

- recreational road cyclists: A cross-sectional study in 21,824 cyclists – SAFER XIII. *Physical therapy in sport: Official journal of the association of chartered physiotherapists in sports medicine*, 46, 113–119.
- Dvořák, R., & Holibka, V. (2006). Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 55–61.
- Dylevský, I. (2007). *Obecná kineziologie*. Praha: Triton.
- Dylevský, I. (2014). *Anatomie dítěte: Nipioanatomie 1. díl*. Praha: České vysoké učení technické v Praze.
- Francová, J., Pavlů, D., & Pánek, D. (2006). Možnosti využití terapeutického lezení ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 29–37.
- Frank, C., Kobesova, A., & Kolar, P. (2013). Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*, 8(1), 62–73.
- Fritz, J. M., & George, S. (2000). The use of a classification approach to identify subgroups of patients with acute low back pain. Interrater reliability and short-term treatment outcomes. *Spine*, 25(1), 106–114.
- Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kubo, K., & Kanehisa, H. (2002). Muscle and tendon interaction during human movements. *Exercise and sport sciences reviews*, 30, 106–110.
- Grant, S., Hynes, V., Whittaker, A., & Aitchison, T. (1996). Anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of elite and recreational climbers. *Journal of sports sciences*, 14(4), 301–309.
- Grim, F. (2019). Narovnaný kačer. *Padesátřijedenáct*, 9, 76–79.
- Guimarães, A. N., Ugrinowitsch, H., Dascal, J. B., Porto, A. B., & Okazaki, V. (2020). Freezing degrees of freedom during motor learning: A systematic review. *Motor control*, 24(3), 457–471
- Han, J. T., Lee, J. H., & Yoon, C. H. (2015). The mechanical effect of kinesiology tape on rounded shoulder posture in seated male workers: A single-blinded randomized controlled pilot study. *Physiotherapy theory and practice*, 31(2), 120–125.
- Háp, P., Formánková, S., Bank-Navrátková, T., Weissner, R., Rozsypal, R., Buben, J., Hůlka, K., Krumpolc, J., & Skula, P. (2014). *Pobyť v letní přírodě*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Hobden, R. M., & Tétreault, S. (2014). Motor control and the injured and healthy artist. *Advances in experimental medicine and biology*, 826, 179–204.
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual therapy*, 4(2), 74–86.

- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Experimental brain research*, 114(2), 362–370.
- Ido Portal, Hanging, 07 JUL, 2014 <http://www.idoport.com/blog/tag/hanging/>
- Janda, V. (1982). *Základy kliniky funkčních (nepatetických) hybných poruch: Určeno pro rehabilitační pracovníky*. Brno: Ústav pro další vzdělávání stř. zdravot. pracovníků.
- Janda, V. (1996). *Funkční svalový test*. Praha: Grada.
- Jansa, P., Dovalil, J., et al. (2007). *Sportovní příprava*. Praha: Q-art.
- Johan de Hartog, J., Boogaard, H., Nijland, H., & Hoek, G. (2010). Do the health benefits of cycling outweigh the risks? *Environmental health perspective*, 118(8), 1109–1116.
- Jordáková, A. (2018). *Aktivace svalů břišní stěny a svalů zad při cvičení s trakčním a kompresním zatížením* [diplomová práce]. Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství.
- Ju-Jung, P., & Seung-chul, C. (2017). Comparison of the effects of closed kinetic chain exercise and open kinetic chain exercise according to the shoulder flexion angle on muscle activation of serratus anterior and upper trapezius muscles during scapular protraction. *Phys ther Korea*, 24(4), 11–19.
- Kemper, H. C. (2000). Role of the pediatric exercise scientist in physical education, sports training and physiotherapy. *International journal of sports medicine*, 21 (2), 118–124.
- Kirsch, J. M. D. (2013). *Shoulder pain: The solution & prevention* (4th ed.). Morgan Hill, CA: Bookstand.
- Kluemper, M., Uhl, T., & Hazelrigg H. (2006). Effect of stretching and strengthening shoulder muscles on forward shoulder posture in competitive swimmers. *Journal of Sport Rehabilitation*. 15, 58–70.
- Kolar, P., Sulc, J., Kyncl, M., Sanda, J., Cakrt, O., Andel, R., Kumagai, K., & Kobesova, A. (2012). Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 42(4), 352–362.
- Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 155–170.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Koncepce podpory sportu 2016–2025* (2016). <https://www.msmt.cz/sport-1/koncepce-podpory-sportu-2016-2025>
- Kračmar, B., Bačáková, R., & Hojka, V. (2010). Vliv cyklistického kroku na pohybovou soustavu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(3), 107–112.

- Kračmar, B., Dušková, J., & Zelenka, K. (2005). *Stereotyp chůze v cyklistice*. <http://ceskakinantropologie.cz/eknihy/sborniky/2005-11-16/prispevky/postery/15-Kracmar.htm>
- Kračmar, B., Novotný, P., Mrůzková, M., Dufková, A., & Suchý, J. (2007). Lidská lokomoce přes pletenec ramenní. *Rehabilitácia*, 44(1), 3–13.
- Krejčí, J., Gallo, J., Salinger, J., & Štěpaník, P. (2012). Ověření přesnosti systému DTP-3 určeného pro neinvazivní vyšetření tvaru páteře prostřednictvím rtg vyšetření [Validation of the DTP-3 system for noninvasive spinal shape measurement by comparison with X-ray examination]. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, 79(3), 255–262.
- Krobot, A., Míková, M., & Bastlová, P. (2004). Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(2), 88–94.
- Lee, J. H., Cynn, H. S., Yoon, T. L., Ko, C. H., Choi, W. J., Choi, S. A., & Choi, B. S. (2015). The effect of scapular posterior tilt exercise, pectoralis minor stretching, and shoulder brace on scapular alignment and muscles activity in subjects with round-shoulder posture. *Journal of electromyography and kinesiology: Official journal of the international society of electrophysiological kinesiology*, 25(1), 107–114.
- Lehnert, M., Kudláček, M., Háp, P., Bělka, J., Neuls, F., Ješina, O., Hůlka, K., Viktorjeník, D., Langer, F., Kratochvíl, J., Rozsypal, R. & Šťastný, P. (2014). *Sportovní trénink I*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2005). Syndromy bolestivého ramene: Role krátkých depresorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12(2), 68-71.
- Michalíček, P., & Vacek, J. (2014). Rameno v kostce – 1. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21(3), 151–162.
- Michalíček, P., & Vacek, J. (2014). Rameno v kostce – 2. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21(4), 205–223.
- Muyor, J. M., López-Miñarro, P. A., & Alacid, F. (2011). A comparison of the thoracic spine in the sagittal plane between elite cyclists and non-athlete subjects. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 24(3), 129–135.
- Myers, W. (2009). *Anatomy trains: Myofascial meridians for manual and movement therapists* (2nd ed.). New York: Elsevier.

- Navot, S., & Kalichman, L. (2016). Hip and groin pain in a cyclist resolved after performing a pelvic floor fascial mobilization. *Journal of bodywork and movement therapies*, 20(3), 604–609.
- O’Sullivan, P., Twomey, L., Allison, G., Sinclair, J., & Miller, K. (1997). Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic back pain. *Australian journal of physiotherapy*, 43, 91–98.
- Pappas, A. M., Zawacki, R. M., & McCarthy, C. F. (1985). Rehabilitation of the pitching shoulder. *The american journal of sports medicine*, 13(4), 223–235.
- Pavlů, D. (2003) *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I: Koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi* (2nd ed.). Brno: Akademické nakladatelství CERM.
- Poděbradská, R. (2018). *Komplexní kineziologický rozbor: Funkční poruchy pohybového systému*. Praha: Grada Publishing.
- Reeves, N. D., Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2006). Myotendinous plasticity to ageing and resistance exercise in humans. *Experimental physiology*, 91(3), 483–498.
- Richardson, C., Hodges, P. W., & Hides, J. (2004). *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: A motor control approach for the treatment and prevention of low back pain* (2nd ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Rockwood, P. (2006). *The shoulder*. Washington: Maxwell.
- Ruivo, R. M., Pezarat-Correia, P., & Carita, A. I. (2014). Cervical and shoulder postural assessment of adolescents between 15 and 17 years old and association with upper quadrant pain. *Brazilian journal of physical therapy*, 18(4), 364–371.
- Sauer, J. L., Potter, J. J., Weisshaar, C. L., Ploeg, H. L., & Thelen, D. G. (2007). Biodynamics. Influence of gender, power, and hand position on pelvic motion during seated cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(12), 2204–2211.
- Sheel, A. W. (2004). Physiology of sport rock climbing. *British journal of sports medicine*, 38(3), 355–359.
- Schleip R., & Muller D. G. (2013). Training principles for fascial connective tissues: Scientific foundation and suggested practical applications. *Journal of bodywork and movement therapies*, 17 (1), 103–115.
- Schory, A., Bidinger, E., Wolf, J., & Murray, L. (2016). A systematic review of the exercises that produce optimal muscle ratios of the scapular stabilizers in normal shoulders. *International journal of sports physical therapy*, 11(3), 321–336.

- Schultz, S. J., & Gordon, S. J. (2010). Recreational cyclists: The relationship between low back pain and training characteristics. *International journal of exercise science*, 3(3), 79–85.
- Skaličková-Kováčiková, V. (2017). *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL Corpus, s.r.o.
- Sovndal, S. (2013). *Cyklistika – anatomie: Váš ilustrovaný průvodce pro sílu, rychlost a vytrvalost*. Brno: CPress, Albatros Media a.s.
- Stecco, A., Macchi, V., Stecco, C., Porzionato, A., Ann Day, J., Delmas, V., & De Caro, R. (2009). Anatomical study of myofascial continuity in the anterior region of the upper limb. *Journal of bodywork and movement therapies*, 13(1), 53–62.
- Struyf, F., Nijs, J., De Coninck, K., Giunta, M., Mottram, S., & Meeusen, R. (2009). Clinical assessment of scapular positioning in musicians: An intertester reliability study. *Journal of athletic training*, 44(5), 519–526.
- Školy středního vzdělávání se sportovním zaměřením (2019). [http://www.zspovrly.cz/dokumenty/skoly\\_sport.pdf](http://www.zspovrly.cz/dokumenty/skoly_sport.pdf)
- Thigpen, C. A., Padua, D. A., Michener, L. A., Guskiewicz, K., Giuliani, C., Keener, J. D., & Stergiou, N. (2010). Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. *Journal of electromyography and kinesiology: Official journal of the international society of electrophysiological kinesiology*, 20(4), 701–709.
- Tlapák, P. (2006). *Tvarování těla pro muže a ženy* (5th ed.). Praha: ARSCI.
- Tlapák, P. (2014). *Posilování kloubní kondice: Centračně-stabilizační cvičení*. Praha: ARSCI.
- Tomanová, V. (2018). *Kinezioterapie v rámci sportovní přípravy zaměřená na úpravu opory horních končetin v silniční cyklistice* [Bakalářská práce]. Masarykova univerzita v Brně, Fakulta sportovních studií.
- Tsatsouline, P. (2010). *Relax into stretch: Instant flexibility through mastering muscle tension*. Little Canada. United States: Dragon Door Publications.
- Vacková, P. (2004). *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce* [Diplomová práce]. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Praha: Triton.
- Véle, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie*. Praha: Triton.
- Vojta, V., & Peters, A. (1995). *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing.
- Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip* (3rd ed.). Praha: Grada Publishing.

Vojtíková, L., Sobotková, I., & Vařeková, J. (2016). Hodnocení držení těla v tělovýchovné praxi (III. část). Možnosti diagnostiky postury s využitím přístrojů. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 82, 38–44.

Vystrčilová, M., Kračmar, B., & Novotný, P. (2006). Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 92–98.

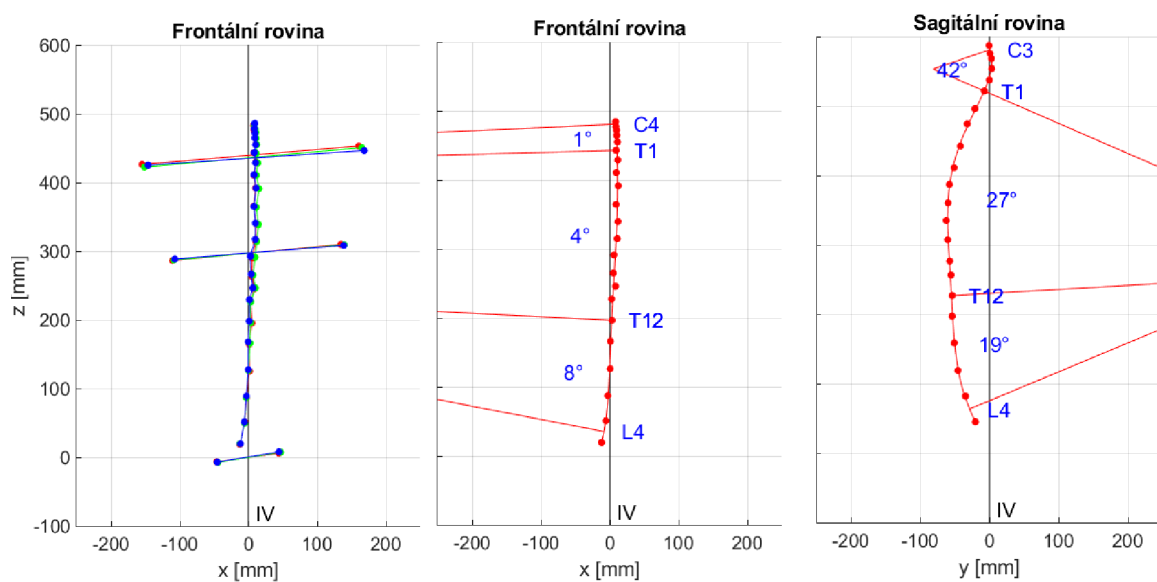


## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

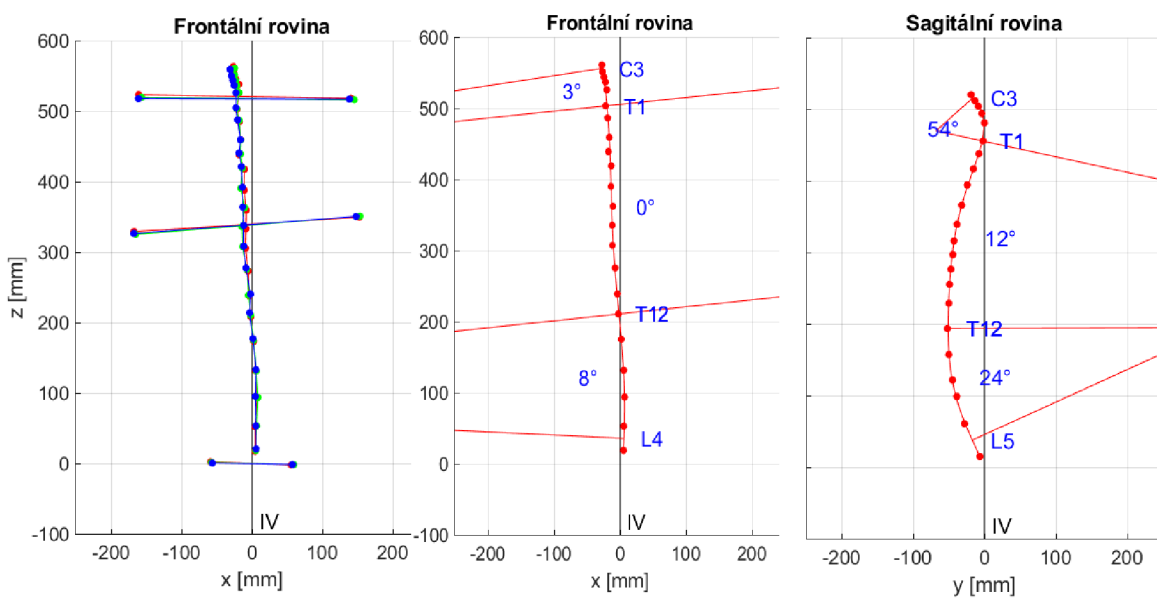
|        |  |
|--------|--|
| 3D     | trojdimenzionální                            |
| AO     | atlantookcipitální                           |
| C3     | třetí cervikální obratel                     |
| C7     | sedmý cervikální obratel                     |
| CNS    | centrální nervový systém                     |
| Cp     | cervikální páteř                             |
| CT     | počítačová tomografie                        |
| CTh    | cervikothorakální                            |
| DK     | dolní končetina                              |
| DKK    | dolní končetiny                              |
| DNS    | dynamická neuromuskulární stabilizace        |
| EMG    | elektromyografie                             |
| HK     | horní končetina                              |
| HKK    | horní končetiny                              |
| HSSP   | hluboký stabilizační systém páteře           |
| IAP    | intraabdominální tlak                        |
| L      | levá strana                                  |
| L5     | pátý lumbální obratel                        |
| LBP    | bolesti dolní bederní páteře                 |
| LM     | lumbální multifidi                           |
| Lp     | lumbální páteř                               |
| m. OAE | musculus obliquus abdominis externus         |
| m. OAI | musculus obliquus abdominis internus         |
| m.     | musculus                                     |
| mm.    | musculi                                      |
| MŠMT   | Ministerstvo školství, mládeže a tělovýchovy |
| NSCLBP | nespecifické chronické bolesti zad           |
| P      | pravá strana                                 |
| SD     | standardní odchylka                          |
| SIPS   | spina iliaca posterior superior              |
| ThL    | thorakolumbální                              |
| Thp    | thorakální páteř                             |

# PŘÍLOHY

## Příloha 1. Výsledné grafy vyšetření systémem DTP-3



Obrázek 4. Vyšetření DTP-3, pravák



Obrázek 5. Vyšetření DTP-3, levák

## Příloha 2. Objem cvičení ve visu výzkumné skupiny

**Tabulka 6.** Výsledky cvičení ve visu, celá výzkumná skupina

| <b>TÝDEN</b> | <b>Kolikrát za den ± SD</b> | <b>Jak dlouho průměrně (s) ± SD</b> | <b>Kolik nejdéle vydržím (s) ± SD</b> | <b>Celkem za celý den (_hod_min_s) ± SD</b> |
|--------------|-----------------------------|-------------------------------------|---------------------------------------|---|
| 1            | 5,16 ± 3,47                 | 41,48 ± 19,94                       | 51,07 ± 23,27                         | 0:04:20 ± 0:01:40                           |
| 2            | 5 ± 2,7                     | 47,74 ± 29,49                       | 54,75 ± 31,02                         | 0:04:12 ± 0:01:36                           |
| 3            | 4,16 ± 2,57                 | 39,36 ± 23,1                        | 47,18 ± 27,97                         | 0:03:33 ± 0:01:43                           |
| 4            | 4,05 ± 2,11                 | 40,88 ± 18,05                       | 48,04 ± 25,22                         | 0:03:21 ± 0:01:43                           |
| 5            | 3,91 ± 1,48                 | 49,38 ± 29,14                       | 52,25 ± 29,26                         | 0:03:50 ± 0:01:55                           |
| 6            | 4,3 ± 3,42                  | 48,12 ± 21,68                       | 53,5 ± 20,9                           | 0:03:32 ± 0:01:19                           |

**Tabulka 7.** Výsledky cvičení ve visu, ženy

| <b>TÝDEN</b> | <b>Kolikrát za den ± SD</b> | <b>Jak dlouho průměrně (s) ± SD</b> | <b>Kolik nejdéle vydržím (s) ± SD</b> | <b>Celkem za celý den (_hod_min_s) ± SD</b> |
|--------------|-----------------------------|-------------------------------------|---------------------------------------|---|
| 1            | 3,97 ± 2,72                 | 41,65 ± 21,75                       | 51,63 ± 29,95                         | 0:04:17 ± 0:01:19                           |
| 2            | 4,18 ± 2,04                 | 34,84 ± 9,87                        | 43,96 ± 12,86                         | 0:03:37 ± 0:01:57                           |
| 3            | 3,07 ± 1,85                 | 28,54 ± 17,72                       | 35,96 ± 22,04                         | 0:02:53 ± 0:02:02                           |
| 4            | 3,25 ± 1,61                 | 35,86 ± 13,76                       | 42,14 ± 14,06                         | 0:02:47 ± 0:01:48                           |
| 5            | 3,75 ± 1,67                 | 40,89 ± 23,23                       | 46,64 ± 25,19                         | 0:03:35 ± 0:02:06                           |
| 6            | 2,89 ± 0,19                 | 39,45 ± 8,9                         | 45,75 ± 12,51                         | 0:02:50 ± 0:01:06                           |

**Tabulka 8.** Výsledky cvičení ve visu, muži

| <b>TÝDEN</b> | <b>Kolikrát za den ± SD</b> | <b>Jak dlouho průměrně (s) ± SD</b> | <b>Kolik nejdéle vydržím (s) ± SD</b> | <b>Celkem za celý den (_hod_min_s) ± SD</b> |
|--------------|-----------------------------|-------------------------------------|---------------------------------------|---|
| 1            | 6,96 ± 3,83                 | 46,86 ± 23,9                        | 57,86 ± 26,16                         | 0:04:59 ± 0:01:01                           |
| 2            | 5,82 ± 3,02                 | 60,64 ± 36,18                       | 65,54 ± 39,07                         | 0:04:46 ± 0:00:50                           |
| 3            | 5,25 ± 2,72                 | 50,18 ± 22,78                       | 58,39 ± 28,77                         | 0:04:14 ± 0:00:56                           |
| 4            | 4,86 ± 2,24                 | 45,89 ± 20,29                       | 53,93 ± 31,69                         | 0:03:55 ± 0:01:25                           |
| 5            | 4,07 ± 1,23                 | 57,86 ± 31,86                       | 57,86 ± 31,69                         | 0:04:05 ± 0:01:40                           |
| 6            | 5,71 ± 4,4                  | 56,79 ± 26,66                       | 61,25 ± 24,43                         | 0:04:13 ± 0:01:09                           |

### Příloha 3. Subjektivní spokojenost výzkumné skupiny se cvičením visu

**Tabulka 9.** Výsledky cvičení ve visu, hodnocení subjektivní spokojenosti se cvičením

| TÝDEN | Jak mi to jde 1 :( až 10 :) ± SD |
|-------|----------------------------------|
| 1     | 5,88 ± 2,57                      |
| 2     | 6,5 ± 2                          |
| 3     | 7,5 ± 1,66                       |
| 4     | 7,88 ± 1,36                      |
| 5     | 8,25 ± 1,48                      |
| 6     | 8,63 ± 1,32                      |

### Příloha 4. Optimální technika provedení korigovaného visu



Obrázek 6. Korigovaný vis 1 (archiv autorky)



Obrázek 7. Korigovaný vis 2 (archiv autorky)

## **Příloha 5.** Dotazník pro odběr anamnestických dat

### OBECNÉ:

Jméno: ..... Příjmení: .....

Datum narození: .....

Pohlaví: MUŽ – ŽENA

Výška: .....cm

Váha: .....kg

Lateralita (píši) PRAVOU – LEVOU

Mám doma možnost trénovat vis? (hrazda, kruhy, žebřiny, klepač...)

ANO – NE

### ANAMNÉZA:

(odpovězte na otázky, v případě odpovědi „ANO“ specifikujte odpověď na předpřipravený řádek)

1. Užíváte léky? ANO – NE

Jaké? .....

2. Prodělal/a jste operaci? ANO – NE

Jakou a kdy? .....

3. Prodělal/a jste vážná zranění či úraz? ANO – NE

Jaké a kdy? .....

4. Máte diagnostikovanou vadu pohybového systému? (m. Scheurman, m. Bechtěrev, skolióza, vadné držení těla, vývojovou vadu horních či dolních končetin, astma bronchiale...)

ANO – NE

Jaké? .....

5. Máte diagnostikované neurologické onemocnění? ANO – NE

Jaké? .....

6. Máte diagnostikované onemocnění kardiovaskulárního systému?

ANO – NE

Jaké? .....

7. Trpíte chronickými bolestmi v oblasti pohybového systému? (bolesti zad, ramen, kyčlí... trvající déle než 3 měsíce v kuse)

ANO – NE

V jaké oblasti a jak dlouho? .....

8. Trpíte subjektivními obtížemi v oblasti pohybového systému? (pocit nestability, přeskokování, křupání, bolestmi či omezením rozsahu pohybu v jakémkoliv z kloubů horních či dolních končetin)

ANO – NE

V jaké oblasti a při jakém pohybu? .....

9. Jakým sportům se věnujete? .....

Kterému nejvíce? .....

10. Kolik let jezdíte na kole? .....

Na jakém typu kola nejčastěji jezdíte? .....

11. Kolik dní v týdnu průměrně strávíte na kole? ..... (dny)

12. Jak dlouhý je průměrně jeden cyklistický trénink? ..... (h)

13. Kolika cyklistických závodů ročně se průměrně zúčastníte? .....

14. Vyhovuje vám nastavení vašeho cyklistického posedu? (sklon sedla, výška sedla, dosah = vzdálenost sedlovky a řídítek, velikost rámu, typ řídítek a nastavení brzdových pák)

ANO – NE

Z jakého důvodu? .....

15. Míváte bolesti pohybového aparátu (zad, ramen, kyčlí...) v průběhu nebo po skončení cyklistického tréninku?

ANO – NE

V jaké oblasti? .....

## **Příloha 6. Informovaný souhlas zákonného zástupce**

### **Informovaný souhlas pro zákonného zástupce**

#### **Název studie (projektu):**

Korigovaný vis jako kompenzační prvek u rekreačních cyklistů ve věku 15–18 let

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á), potvrzuji, že jsem zákonným zástupcem nezletilého uvedeného výše. Jsem způsobilý(á) k právním úkonům (svéprávný/á). Tímto vyjadřuji informovaný souhlas s účastí mého dítěte ve výše uvedené studii.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie a jejích postupech. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé dítě smí účast ve studii kdykoliv přerušit či odstoupit. Jeho účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou osobní data mého dítěte uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti jeho osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje mého dítěte poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl(a) jsem tomu, že jméno mého dítěte se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis zákonného zástupce:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

## **Příloha 7. Informovaný souhlas účastníka studie**

### **Informovaný souhlas pro účastníka studie**

Já, níže podepsaný(á), souhlasím se svou účastí ve studii „*Korigovaný vis jako kompenzační prvek u rekreačních cyklistů ve věku 15–18 let*“ a prohlašuji, že jsem byl(a) podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.

Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů.

Porozuměl/a jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum: