



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Vliv používání bederní opěrky na bolesti bederní páteře u neprofesionálních cyklistů

Effect of Lumbar Support Use on Lumbar Spine Pain in Non-Professional Cyclists

Diplomová práce

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Autor diplomové práce: Bc. Aneta Žáková

Vedoucí diplomové práce: PhDr. Kryštof Kuba, Ph.D., Cert.MDT

Kladno 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Žáková** Jméno: **Aneta** Osobní číslo: **482849**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Aplikovaná fyzioterapie**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Vliv používání bederní opěrky na bolesti bederní páteře u neprofesionálních cyklistů

Název diplomové práce anglicky:

Effect of Lumbar Support Use on Lumbar Spine Pain in Non-Professional Cyclists

Pokyny pro vypracování:

Předmětem diplomové práce bude ověření vlivu používání bederní opěrky na bolesti bederní páteře u neprofesionálních cyklistů se sedavým zaměstnáním. V teoretické části se bude pojednávat o rizicích a prevenci vzniku bolesti bederní páteře u sedavého zaměstnání. Dále bude zmíněn vliv cyklistiky a užívání bederní opěrky na tyto obtíže. V praktické části se bude diplomová práce zabývat zkoumáním souboru osob, u kterých bude provedeno měření křivky bederní páteře, sběr dat o bolesti částí pohybového aparátu a analýza těchto dat s časovým odstupem po užívání bederní opěrky. Bude dbáno na pravidelné sledování souboru osob. Probandi budou 1-2x týdně osobně nebo telefonicky kontaktováni a bude zdůrazněno, aby eliminovali jiná kompenzační cvičení nebo jiné nové aktivity, které by zkreslily výsledky šetření. Na základě vyhodnocených dat budou výsledky prezentovány a interpretovány.

Seznam doporučené literatury:

- [1] BATTISTA, Simone, Lucia Grazia SANSONE a Marco TESTA, Prevalence, Characteristics, Association Factors of and Management Strategies for Low Back Pain Among Italian Amateur Cyclists: an Observational Cross-Sectional Study, Sports Medicine - Open, ročník 7, číslo 1, 2021, Přístupné z: doi:10.1186/s40798-021-00370-2, 2199-1170
- [2] O'SULLIVAN, Peter B., JP CANEIRO, Kieran O'SULLIVAN, Ivan LIN, Samantha BUNZLI, Kevin WERNLI a Mary O'KEEFFE, Back to basics: 10 facts every person should know about back pain, British Journal of Sports Medicine, ročník 54, číslo 12, 2020, Přístupné z: doi:10.1136/bjsports-2019-101611, 0306-3674
- [3] O'SULLIVAN, Kieran, Patrick O'DEA, Wim DANKAERTS, Peter O'SULLIVAN, Amanda CLIFFORD a Leonard O'SULLIVAN, Neutral lumbar spine sitting posture in pain-free subjects, Manual Therapy, ročník 15, číslo 6, 2010, Přístupné z: doi:10.1016/j.math.2010.06.005, 1356689X
- [4] KOLÁŘ, Pavel et al., Rehabilitace v klinické praxi, ed. 1, Praha: Galén, c2009, ISBN 978-80-7262-657-1

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

PhDr. Kryštof Kuba, Ph.D., Cert.MDT

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **15.02.2023**

Platnost zadání diplomové práce: **22.09.2024**

doc. Mgr. Zdeněk Hon, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Vliv používání bederní opěrky na bolesti bederní páteře u neprofesionálních cyklistů vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Praze dne 17.05.2023

.....
Bc. Aneta Žáková

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych zde poděkovala PhDr. Kryštofovi Kubovi, Ph.D., Cert.MDT, vedoucímu diplomové práce, za jeho trpělivost, čas a cenné odborné rady, které mi věnoval při řešení této problematiky. Velké díky patří také Ing. Pavlovi Srbkovi, PhD. za spolupráci a konzultace při psaní práce. V neposlední řadě děkuji mé rodině a nejbližím přátelům za podporu během celého studia a probandům, kteří se zúčastnili praktické části práce.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá sledováním vlivu používání bederní opěrky u osob se sedavým zaměstnáním, které se ve volném čase věnují cyklistice, pomocí měření zakřivení bederní páteře a sledováním intenzity bolesti. Dalším cílem práce je shrnutí teoretických poznatků týkající se daného tématu. V teoretické části jsou shrnuty informace o sedavém životním stylu, vlivu bederních opěrek na bolesti páteře, o bolestech zad u cyklistů a také o způsobech měření zakřivení páteře.

K objasnění cíle práce byly porovnávány dvě skupiny probandů, kdy výzkumná skupina A, čítající 12 osob, užívala k sedu v zaměstnání bederní opěrku a skupina B byla bez intervence. Před vyšetřením probandi vyplnili dotazník a podstoupili měření zakřivení páteře pomocí flexicurve. Stejný postup byl zvolen i při výstupním vyšetření po šesti týdnech. Následně byla data statisticky vyhodnocena. Blíže je postup popsán v kapitole Metodika.

V kapitole Výsledky jsou statisticky zpracována získaná data vstupního a výstupního vyšetření pomocí předem stanovených parametrů. Po šesti týdnech používání opěrky data prokázala vliv na snížení intenzity bolesti. Zakřivení bederní páteře nebylo během této doby statisticky významně změněno.

Kapitola Diskuze obsahuje komentář získaných dat a jejich porovnání s podobnými studiemi, které se dané problematiky týkají. Na základě zjištěných skutečností jsou v této části formulovány závěry a vlastní návrhy na řešení daného problému.

Klíčová slova

bolest bederní páteře; bederní opěrka; sedavé zaměstnání; cyklistika; flexicurve

ABSTRACT

This diploma thesis deals with investigating the effect of using a lumbar support in people with sedentary jobs who cycle in their leisure time, by measuring the curvature of the lumbar spine and monitoring pain intensity. Another aim of the thesis is to summarize the available theoretical knowledge related to the topic. The theoretical part summarizes information about sedentary lifestyle, the influence of lumbar supports on spinal pain, back pain in cyclists and methods of measuring spinal curvature.

To clarify the aim of the paper, two groups of probands were compared, with research group A, consisting of 12 people using a lumbar support to sit at work and research group B without any intervention. Prior to the examination, probands filled out a questionnaire and underwent a flexicurve measurement of spinal curvature. The same procedure was used at the exit examination after six weeks. Subsequently, the data were statistically evaluated. The procedure is described in more detail in the Methodology chapter.

In the Results chapter, the data obtained from the initial and final examinations are statistically processed using predetermined parameters. After six weeks of using the support, the data showed an effect on the reduction of pain intensity. The curvature of the lumbar spine was not statistically significantly changed during this time.

The Discussion chapter contains a commentary on the data obtained and its comparison with similar studies concerning this subject. Based on the findings, conclusions and suggestions are formulated in this section.

Keywords

lumbar spine pain; lumbar support; sedentary job; cycling; flexicurve

Obsah

1	Úvod.....	9
2	Cíle práce a hypotézy	10
2.1	Hypotézy.....	10
3	Přehled současného stavu.....	12
3.1	Sedavý životní styl	13
3.2	Vliv užívání bederní opěrky na bolesti páteře	16
3.3	Bolesti páteře u cyklistů.....	18
3.4	Měření zakřivení páteře.....	19
4	Metodika.....	22
4.1	Přípravná fáze	22
4.2	Charakteristika zkoumaných skupin probandů	23
4.3	Metody zkoumání	25
4.3.1	Vstupní sběr dat (dotazník + měření páteře).....	25
4.3.2	Monitorování	28
4.3.3	Výstupní sběr dat (dotazník + měření páteře)	28
4.3.4	Statistické zpracování dat	28
5	Výsledky.....	30
5.1	Ověření hypotéz	31
6	Diskuze	45
7	Závěr	60
8	Seznam použitých zkratk.....	61
9	Seznam použité literatury	62
10	Seznam použitých obrázků	79

11	Seznam použitých tabulek.....	80
12	Seznam příloh.....	81

1 ÚVOD

Diplomová práce se zabývá vlivem používání bederní opěrky na bolesti bederní páteře. Dále také sleduje změny zakřivení lumbální lordózy u neprofesionálních cyklistů, kteří mimo cyklistiky stráví i mnoho dalších hodin vsedě v zaměstnání.

Cyklistika je velmi oblíbenou volnočasovou aktivitou a velká část populace kompenzuje sed v práci právě jízdou na kole. Sedavé zaměstnání mělo dle údajů z r. 2017 skoro 40 % Čechů a můžeme předpokládat, že se toto číslo dále zvyšovalo (ANON, b. r.). Bolesti pohybového aparátu, především v oblasti bederní a krční páteře, nejsou u cyklistů výjimkou. Obdobně je tomu tak i u osob se sedavým zaměstnáním.

Většina publikovaných prací na téma bolesti páteře u cyklistů se problémem zabývá spíše jen z pohledu vhodně nastavených komponent kola, což neodmyslitelně patří ke komplexnímu řešení problému. Bolesti bederní páteře jsou u cyklistů časté, ovšem příčina tohoto problému není dostatečně prozkoumána. Za příčinné faktory jsou považovány prodloužená flexe trupu, mechanická zátěž způsobující creep či nesprávná aktivace m. erector spinae (Burnett et al., 2004, str. 211-212). Prostřednictvím této práce má dojít ke zhodnocení vlivu používání bederní opěrky v zaměstnání na bolesti zad, kdy probandí jejím užíváním sníží flekční zátěž páteře během dne a odstraní prodloužené setrvání v pozici. Zároveň pomocí měření křivky páteře má dojít k objasnění, zda opěrka má vliv na její změnu.

Práce by do budoucna mohla sloužit k vhodnému nastavení prevence či terapie u osob s převahou flekčního držení jak v zaměstnání, tak při následných volnočasových aktivitách.

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

Cílem diplomové práce je posoudit vliv užívání bederní opěrky po dobu šesti týdnů při sedu v zaměstnání na zakřivení bederní páteře a bolest v této oblasti u probandů, kteří se ve volném čase věnují cyklistice. Výsledek by měl ozřejmit, zda snížení flekční zátěže během dne sníží či odstraní bolesti beder.

Další cíle:

- Shrnutí teoretických poznatků zaměřených na bolesti bederní páteře u sedavého zaměstnání, vliv cyklistiky a užívání bederní opěrky na tyto obtíže.
- Sběr dat o bolesti zad a sledování změn zakřivení páteře u dvou skupin osob před a po odlišné korekci sedu.
- Analýza získaných dat a zhodnocení efektivity užívání bederní opěrky u vybrané skupiny osob na základě stanovených parametrů.

2.1 Hypotézy

Níže uvedené hypotézy jsou založeny na rešerši dostupných literárních zdrojů zabývajících se danou tematikou, na výzkumných otázkách a stanovených cílech diplomové práce.

Hypotéza 1

H1: Stupně bolesti bederní páteře budou statisticky významně ovlivněny po šesti týdnech u skupiny A.

Hypotéza 2

H2: Změna zakřivení bederní páteře bude statisticky významná po šesti týdnech u skupiny A.

Hypotéza 3

H3: Změna stupně bolesti i měřitelné zakřivení páteře bude po šesti týdnech významnější u skupiny A při komparaci s hodnotami skupiny B.

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

Bolesti spodní části zad (LBP, low back pain) jsou hlavní příčinou celosvětového zdravotního postižení. Její léčba je nákladná a mnohdy neefektivní až škodlivá. Společně s nárůstem času, který jednotlivci stráví vsedě v zaměstnání, v dopravním prostředku nebo ve vlastních volnočasových aktivitách (videohry, TV, ...), stoupá i doba, kterou stráví v preferované neměnné pozici. S přispěním dalších důležitých faktorů není výjimkou vznik LBP (Martins, 2020, str. 1188-1189; O'Sullivan, 2020, str. 1; Park, 2020, str. 366-371).

Lidé stráví ve flekčním držení páteře mnohem více času než v extenzi. Dle Rohlmana et al. (2014) se jedná v průměru o necelých 5 hodin flexe mezi 20° až 30°. Bakker (2007) ve své studii došel ke zjištění, že lidé s LBP jsou ve flekčních pozicích déle a častěji než lidé bez LBP (Bakker, 2007, str. 109-112; Rohlmann, 2014, str. 2378-2380).

Cyklistika je celosvětově velmi oblíbenou volnočasovou aktivitou. Jízdní kolo je mnoha lidmi vyhledáváno i jako nejudržitelnější dopravní prostředek. Při cyklistice je pozice těla na kole ovlivněna mnoha proměnnými – geometrie a velikost rámu, výška sedla a jeho sklon, vzdálenost řídítek a sedla a mnoha dalšími. Většina studií zkoumá LBP u cyklistů právě vzhledem k těmto geometrickým proměnným. Postura cyklisty je převážně flekční v bederní i bederně-pánevní oblasti. Van Hoof (2012) při měření v rámci své studie určil, že se držení těla při jízdě pohybuje od 64 % do 80 % maximálního rozsahu do bederní flexe (De Vey Mestdagh, 1998, str. 325-326; Van Hoof, 2012, str. 312-315).

Bederní opěrky se využívají v rámci primární či sekundární prevence či v rámci terapie (akutní i chronické), jelikož LBP potká v určité fázi života

až 85 % osob. Při jejich použití se optimalizuje nastavení bederní páteře a sníží se tak flekční zatížení (Van Duijvenbode, 2008, str. 3-6).

3.1 Sedavý životní styl

Sedavý způsob života se postupně stal celosvětovým problémem. Až třetina populace nad 15 let trpí nedostatkem fyzické zátěže a až 81 % dospívajících osob nesplňuje doporučení na potřebnou fyzickou aktivitu, jež je dána Světovou zdravotnickou organizací (WHO). Významné faktory, které jsou rizikovější pro nastavení a setrvání v tomto životním stylu, jsou např. nízký socioekonomický status, nízký zájem a úroveň znalostí o fyzické aktivitě, ale také ženské pohlaví. Na základě sociokulturní situace se očekává další nárůst tohoto trendu (Martins, 2020, str. 1188-1189; Park, 2020, str. 366-371).

Inaktivita a sedavý způsob života mají vliv na zdraví. Park et al. (2020) udávají, že inaktivita je čtvrtým hlavním rizikovým faktorem globální úmrtnosti a až 6 % světové úmrtnosti je tímto faktorem zapříčiněno. Stojí za množstvím civilizačních chorob – nárůst kardiovaskulárních onemocnění, diabetu mellitu, hypertenze, karcinomů prsu, tlustého střeva, osteoporózy, vznik chronických bolestí v pohybovém aparátu, zhoršení kognitivních funkcí, rozvoj deprese atd. Rizika se zvyšují s dobou sezení. Pokud je stejná doba sedu proložena pauzami s fyzickou aktivitou, rizika naopak rapidně klesají (Park, 2020, str. 366-371).

V literatuře nepanuje shoda, zda délka či kvalita sedu mají hlavní vliv na rozvoj LBP. Hamill (2015) ve své knize o biomechanice pohybu udává, že prodloužený sed může mít škodlivé účinky na bederní páteř. Nepodložený flekční sed více zatěžuje spodní část páteře, dochází k jejímu oploštění až k flexi jednotlivých segmentů, posunu těžiště vpřed, čímž se více zatěžují zadní

struktury obratle a meziobratlová ploténka (Hamill, 2015, str. 258–259; Wong, 2019, str. 231).

O'Sullivan et al. (2020) doporučují vyvracet mýty týkající se LBP. Mezi ně řadí například přesvědčení, že bolest spodní části zad je způsobena špatnou posturou sedu nebo slabými trupovými svaly. Většina těchto přesvědčení pak vede ke vzniku ochranného chování (vyhýbání se flexi páteře, běžnému držení těla, sportu, pracovní zátěži a běžným denním aktivitám), zvýšení bolesti a množství užitých léků. Prodlužuje se doba pracovní neschopnosti a stoupá potřeba zdravotní péče. Autoři naopak zdůrazňují potřebu pacienty edukovat o jejich obtížích, zvolit vhodnou fyzickou aktivitu, apelovat na kvalitní spánek a snížení stresu, povzbudit do aktivního života a případně doporučit redukci tělesné hmotnosti (O'Sullivan, 2020, str. 1-2).

Na tom, že častý a delší sed má vliv na vznik LBP, se shodují Dzakpasu (2021) a Silva (2021). Naopak Damato et al. (2022) udává, že lidé trávící vsedě více času si častěji nevytvoří novou epizodu LBP oproti méně sedícím lidem. Připouští možný vliv např. faktorů volného času – fyzickou aktivitou jako ochranným účinkem. Curran et al. (2015) a Da Silva et al. (2019) taktéž tvrdí, že sed není přímo spojen s novou epizodou LBP, ale může zvyšovat případné symptomy. Delší čas v této poloze je brán jako jeden z faktorů, podle kterého můžeme predikovat recidivu LBP (Da Silva, 2019, str. 161-165; Dzakpasu, 2021, str. 48-51; Silva, 2021, str. 821-824; Damato, 2022, str. 1413-1419).

Velmi známá a často aplikovaná korekce sedu je jeden ze základních terapeutických prvků Brüggerova konceptu. Brügger jej demonstruje na třech vzájemně propojených ozubených kolech, která představují anteverzi pánve, otevření hrudníku a protažení hlavy v prodloužení páteře. Držení těla je aktivní bez opory (Kolář, 2009, str. 280). V novějších studiích se objevuje fakt, že jediný

správný sed neexistuje. Doteď nebyla žádná nejvhodnější pozice vědecky prokázána. Jedná se o velmi individuální posturální nastavení ovlivněné antropometrickými proměnnými (Claeys, 2016, str. 332; Slater, 2019, str. 562). Slater et al. (2019) vyvrací přesvědčení, že nejlepší prevencí bolesti zad je se vyhnout flexím a dalším „škodlivým“ pozicím při sedu i pohybu. Zároveň varují před vytvořením iatrogenních bolestí zad u asymptomatických jedinců, které mohou být zapříčiněny vyvoláváním mylných obav o zdraví a strachu ze sedu a pohybu. Doporučují zaujímat různé pohodlné pozice, které mohou poskytovat úlevu od případných symptomů (Slater, 2019, str. 562-564). Jakákoliv trvalá sedící pozice beze změny postupně vede k nepohodlí, únavě a bolesti. To naznačuje, že „dobrá“ pozice bez přerušení může být považována za škodlivou (Coenen, 2017, str. 322-326).

Jak tuto problematiku vnímají fyzioterapeuti, zjišťovali Korakakis et al. (2019). Celkem 554 řeckým fyzioterapeutům dali za úkol vybrat tu „nejlepší“ posturu ze sedmi možných. Tři nejčastější varianty si vybralo 97,5 %, kdy bylo preferováno lordotické zakřivení, uvolněné držení hrudní páteře a držení hlavy v ose. Nejčastější argumenty pro výběr této pozice obsahovaly přirozené zakřivení páteře, optimální polohu pánve, neutrální nastavení pánve, nábor svalů a výdej energie, ale také zažitý stereotyp. 93,9 % z nich považují edukaci držení těla za důležitou (Korakakis, 2019, str. 24-30).

Ačkoliv není spolehlivá evidence, že sed způsobuje bolesti zad, je velmi pravděpodobné, že již existující bolest je sedem zhoršována. Častější a delší sed zhoršuje prognózu případné recidivy těchto obtíží (da Silva, 2019, str. 161-165, Wong, 2019, str. 230-234).

3.2 Vliv užívání bederní opěrky na bolesti páteře

Proč je ochablý sed nedoporučovaný až zakazovaný? Bederní segmenty se dostávají do plné flexe, při které dochází k většímu namáhání pasivních struktur a k fenoménu creep – jev, při kterém se deformace tkáně zvyšuje s časem při konstantním zatížení (Pynt, 2009, str. 7). To vše se projeví zvýšeným rozsahem pohybu. Uvažuje se, že creep může ovlivnit mechanoreceptory v oblasti páteře, měnit tak propriocepci trupu a donutit nervový systém spoléhat

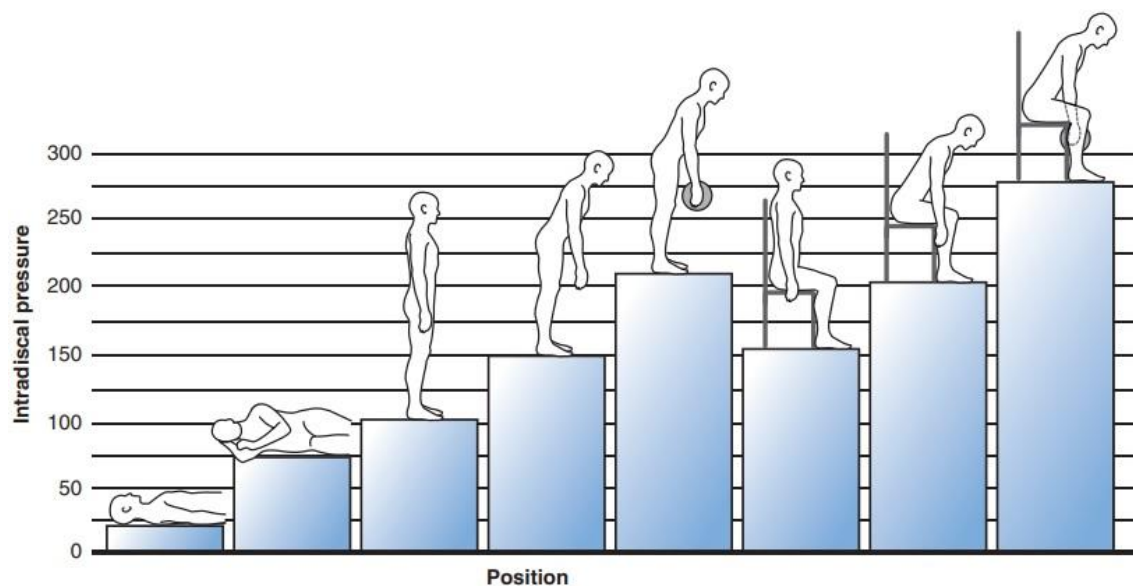
se na proprioceptivní informace z kotníků pro udržení posturální kontroly. V literatuře nepanuje shoda, kdy creep nastává. Prokázána je také nižší aktivita trupového svalstva (především m. obliquus internus, transversus abdominis a m. multifidii) při ochablém sedu. Jako nejdůležitější se zdá být kombinace délky sedu a míra flekčního držení těla (Wong, 2019, str. 230-235).

Wong et al. (2019) ve své studii nezjistili žádné účinky tohoto fenoménu po dvacetiminutovém shrbeném sedu. Objasňují to tím, že jejich probandi byli na přibližně 45 % maxima flexního sedu. Dle dalších studií creep nastává během 20–60 minut shrbeného sedu ze 70–100 % (Sánchez-Zuriaga, 2010, str. 517-525; Abboud, 2016, str. 6-10; Wong, 2019, str. 230-235).

Při dlouhotrvajícím aktivním korigovaném sedu je zvýšení napětí hamstringů, gluteálních svalů, paravertebrálních svalů, což vede k posteriornímu náklonu pánve (a tedy ke snížení lordózy bederní páteře). Zároveň jsou tyto svaly v krátké době unaveny a celá pozice se mění na kyfotický sed (Pynt, 2009, str. 7-8).

Vzhledem k vlivu flekčního sedu na tkáně bederního segmentu páteře (viz výše) a k faktu, že není plně možné udržet aktivní korigovaný sed po delší

dobu, se využívají různé pomůcky k dosažení a udržení vhodnější postury. Často užívané jsou různé varianty bederních opěrek, kdy pomáhají udržet optimální nastavení bederní lordózy a zároveň přebírají část hmotnosti horní části těla (Pynt, 2009, str. 15-18; Wong, 2019, str. 234). Bylo prokázáno, že sed způsobuje větší tlakovou zátěž na dolní část zad oproti stojí (viz Obrázek 1). Úhel v L (bederní) páteři při sedu s bederní opěrkou je bližší stojí oproti běžné židli (Callaghan, 2001, str. 286; Grondin, 2013, str. 5-8).



Obrázek 1 - Zatížení spodních zad při jednotlivých pozicích

Zdroj: Hamill, 2015, str. 258

Umístění a velikost opěrky není jednoznačně dané vzhledem k individuální hloubce a délce lordózy. Je-li vložena do oblasti sakra, dochází k tlačení hýždí vpřed a následné kyfóze beder. U žen je lordóza větší. McKenzie (1981) doporučuje takové umístění, aby byla udržována křivka, kdy z maximální hyperlordózy se pozice uvolní o 10 %. Maximální korigovaná pozice zapříčiňuje narážení facetových kloubů do oblouku nižšího obratle a vznik bolesti. V neposlední řadě by měla být věnována pozornost také nastavení zádové opěrky a sedáku kancelářské židle. Pro snazší udržení lordotické křivky

bederní páteře je vhodnější vyšší nastavení židle, kdy se sníží flexe v kyčelních kloubech a sklopení pánve vzad. Celkové nastavení židle (zádové opěrky, podsedačku) by mělo odpovídat úkolu, který osoba provádí (Pynt, 2007, str. 15-19).

3.3 Bolesti páteře u cyklistů

Prevalence LBP u cyklistů se pohybuje mezi 31 % až 60 %. Předchozí studie ukázaly, že ze všech obtíží s bedry bylo 23 % u horských cyklistů a až 45 % u silničních cyklistů (Antequera-Vique, 2022, str. 1-2).

U většiny z nich není detekována jakákoliv patologickoanatomická abnormalita. Udávají se tři pravděpodobné mechanismy k vysvětlení těchto obtíží. První je přenos mechanického zatížení generovaného DKK do flektované či flektované-rotované polohy hrudně-bederní páteře. Druhým mechanismem je fenomén flexe-relaxace, který popisuje snížení až vymizení myoelektrické aktivity extenzorů zad při středním až konečném flekčním rozsahu pohybu trupu. Třetím mechanismem je prolongovaná flexe a konstantní síly, jež mohou zapříčinit creep a deformaci viskoelastických struktur (Van Hoof, 2012, str. 312-317).

Optimální pozice na kole zahrnuje flexi kyčle, anteriorní náklon pánve a sníženou bederní flexi. Pro dosažení vhodné postury je třeba vhodné nastavení geometrie a komponent kola, zejména náklon sedla, výška řídítek a vzdálenost sedlo-řídítko. Pokud je sedlo nakloněno vzad, pánev je v retroverzi a o to větší pak musí být bederní flexe. Stejně tak, pokud jsou řídítko moc nízko, je jezdec více předkloněn (Marsden, 2010, s. 216-218; Van Hoof, 2012, str. 315-316; Antequera-Vique, 2022, str. 22-25).

Schulz et al. (2009) se ve své studii zaměřili na vztah mezi LBP a tréninkovými charakteristikami. Došli ke zjištění, že při nájezdu více jak 160 km/týden je riziko LBP 3,6x větší a ti, co setrvávají při jízdě s rukama na brzdách, hlásí bolest beder častěji. Dále autoři udávají, že další vliv může mít také méně převodů kola, nutnost delšího a silnějšího záběru např. do kopce či únava svalů DKK (Schultz, 2009, str. 79-84).

3.4 Měření zakřivení páteře

Mezi nejstarší metody posuzování zakřivení páteře patří pouhé pozorování. Je to jednoduchá metoda, která nevyžaduje žádné nástroje. Mezi nevýhody patří neschopnost zachytit malé posturální odchylky a také nemožnost kvantifikovat a zobecňovat. Validita a reliabilita jsou velmi nízké, proto není vhodné vizuálně posuzovat posturu v rámci klinické praxe a výzkumu pouze tímto způsobem (Rai, 2022, str. 6).

Zlatým standardem pro měření páteře, nejen v sagitální rovině, je výpočet Cobbova úhlu na radiologickém (RTG) snímku. Ten se vypočítává za pomoci úhlu průsečíku dvou čar, které jsou vedeny od konce obratlového těla horního a dolního obratle. Tato metoda má vysoké hodnoty reliability a validity, proto je označena jako zlatý standard a další posuzované metody jsou s ní porovnávány (Rai, 2022, str. 6). Důvodů, proč se hledá jiná neinvazivní metoda, je několik. Časté ozařování RTG paprsky není vhodné z důvodu zvyšování radiační zátěže a rizika rozvoje rakoviny plic, prsu atd. Dalším hlediskem je také finanční náročnost v porovnání s manuálními či jinými digitálními metodami (Takács, 2018, str. 2-3). To vše znemožňuje posouzení progresu vícekrát v krátkém časovém horizontu.

Mezi manuální metody, které jsou nejčastěji využívány v praxi, patří flexicurve, arcometr, kyphometr nebo také inclinometr (Barrett, 2014, str. 12). Do popředí se také více dostávají digitální metody měření – akcelerometry, motion capture (MOCAP) systémy, metody využívající ultrazvuk (např. ZEBRIS) a další (Grindle, 2020, str. 3-5; Takács, 2018, str. 1-9).

Arcometr je jednoduchý nástroj, který se sestává z jedné vertikální a třech horizontálních tyčí. Horní tyč se přikládá na horní obratel (Th_1 nebo L_1), prostřední do vrcholu křivky a dolní na Th_{12} či L_5 dle křivky, která je měřena. Výsledné hodnoty jsou dopočítány trigonometrií (Sedrez, 2014, str. 539). Kyphometr je úhloměr s dvěma dlouhými rameny, na jejichž konci se nachází blok, který se přikládá na dva trnové výběžky daného obratele. Poté je možno odečíst stupeň zakřivení (Todd, 2015, str. 3).

V literatuře je nejčastěji porovnávanou metodou oproti radiografii měření pomocí flexicurve. Jedná se o ohebné pravítko nebo také křivítko, které je kromě antropometrie hojně využíváno v rámci technických oborů. Dlouhý a pružný kovový plát potažený odolnou gumou umožňuje tvarování flexicurve podél křivky páteře. Získaná křivka je překreslena na papír, ze kterého jsou dále vypočítávány požadované hodnoty (Hinman, 2004, str. 33).

Napříč studii se objevují nejednotné výsledky při měření hrudní (Th_p) a bederní (L_p) páteře. Hinman et al. (2004) se zabývali spolehlivostí měření flexicurve třemi hodnotiteli (ICC – intra-class correlation coefficient) u pacientů ve vzpřímeném a relaxovaném postoji. Výsledky pro Th_p ozřejmily vynikající výsledky ICC – relaxované 0,94 a vzpřímené 0,93. Naopak u L_p se dosáhlo střední spolehlivosti – relaxované 0,6 a vzpřímené 0,73 (Hinman, 2004, str. 35; Bobak, 2018, str. 2). De Oliveira et al. (2012) zmiňují ICC hodnoty pro Th_p 0,94 a pro L_p 0,83. Výborné hodnoty prokázaly při měření jedním terapeutem

v různé dny, kdy reprodukovatelnost pro Thp byla 0,83 a pro Lp 0,78. Porovnání dvou měřících technik – flexicurve a Cobb na RTG – dle autorů ozřejmilo silnou a významnou korelaci (De Oliveira, 2012, str. 3-6).

Validitou této metody se zabývají i novější studie. Grindle et al. (2020) porovnávali flexicurve a MOCAP systémy vůči RTG měření v Thp. Výsledky prokázaly slabé až střední hodnoty ICC. Do Valle et al. (2020) měřili rozsahy páteře (ROM) do flexe a extenze v hrudní a bederní oblasti. Výsledné hodnoty byly porovnávány s 3D videogrammetrií. Vysoká korelace se ukázala u hrudní flexe a extenze a u bederní flexe, kdy se odchylka pohybovala do 8°. Extenze beder byla měřena s odchylkou kolem 10,6°. Hannink et al. (2022) ve své studii porovnávali měření RTG, topografií a flexicurve. V hrudní páteři se prokázala vysoká korelace mezi topografií a flexicurve a mírná korelace těchto dvou metod s radiografickým měřením. V bederní páteři se neprokázala žádná významná korelace mezi těmito třemi metodami (Grindle, 2020, str. 4-8; Do Valle, 2020, str. 5-7; Hannink, 2022, str. 1302-1305). Ačkoliv jsou výsledky různorodé, autoři se shodují, že užití flexicurve je validní pro klinický výzkum či do praxe (Hinman, 2004, str. 35; De Oliveira, 2012, str. 8; Barrett, 2014, str. 16; Grindle, 2020, str. 8; Hannink, 2022, str. 1305).

4 METODIKA

Pro dosažení cílů práce a zamítnutí či nezamítnutí hypotéz bylo využito porovnávání vstupních a výstupních měření bederní lordózy v rámci výzkumné skupiny, mezi výzkumnou a kontrolní skupinou a dalších informací získaných ve vstupních a výstupních dotaznících u 30 probandů, kteří byli rozděleni po 15 do dvou skupin. Probandi, mající sedavé zaměstnání a pravidelně jezdící na kole, byli osloveni přes sociální sítě v rámci cyklistických komunit. Vstupní měření proběhlo v březnu 2023 a výstupní po 6 týdnech bez přerušování v měsících duben a květen 2023. Pro účely této diplomové práce bylo zakoupeno ohebné pravítko pro křivky 90 cm.

4.1 Přípravná fáze

Oslovení potenciálních probandů probíhalo online šířením informačního letáčku na sociálních sítích (Facebook, Instagram) v cyklistických kruzích a konkrétních cyklistických komunitách. V dalším kroku byli probandi osobně či emailem informováni o průběhu studie – délce a časové náročnosti, postupu jednotlivých měření, jaká data budou sbírána a o nutnosti podpisu informovaného souhlasu.

Kritéria pro zařazení byla následující:

- bolest v oblasti bederní páteře v posledních dvou měsících
- bez bolesti propagující do dolních končetin
- min. 6 hodin sedu/den
- min. 4 hodiny sedu na kole/týden
- žádná zkušenost se sedem s bederní opěrkou
- souhlas se zařazením do studie a podpis informovaného souhlasu

Celkem bylo vybráno 30 probandů, kteří splnili všechna potřebná kritéria. Následně byli losem rozděleni do dvou skupin – výzkumné (skupina A) a kontrolní (skupina B).

Obě skupiny byly poučeny o základech ergonomie – nastavení židle, výšky monitoru, aby toto aplikovali na svá pracoviště a také o pravidelném přerušování prodlouženého sedu. Skupina A byla navíc instruována k užívání bederní opěrky při sedu v zaměstnání po dobu 6 týdnů. Probandi dostali informace, jak se opěrka upevňuje na židli, do jaké výše a jak se s ní sedí.

4.2 Charakteristika zkoumaných skupin probandů

Konečný výběrový soubor tvoří celkem 25 probandů, jelikož v průběhu studie bylo pět osob vyřazeno. Jednotliví účastníci byli rozděleni do výzkumné skupiny A (12 probandů) a kontrolní skupiny B (13 probandů). Probandi výzkumné skupiny byli instruováni o používání bederní opěrky při dlouhodobém sedu v zaměstnání. Celkové charakteristiky obou skupin probandů jsou uvedeny v tabulce č. 1 a 2.

Tabulka 1 - Charakteristika zkoumaných skupin probandů 1

Skupina	Počet probandů (n)	Muži		Ženy		Věk (x±SD)	BMI (kg/m ²)
		Počet	%	Počet	%		
A	12	10	83,3 %	2	16,6 %	40,9±6,4	24,9
B	13	9	69,2 %	4	30,8 %	35,9±9,9	24,8

Zdroj: vlastní výpočet

Tabulka 2 - Charakteristika zkoumaných skupin probandů 2

Skupina	Počet hodin v sedu/den (x±SD)	Počet hodin na kole/týden (x±SD)
A	6,8±0,99	5,5±1,01
B	7,3±0,97	5,3±1,02

Zdroj: vlastní výpočet

Ve výzkumné skupině A jsou zahrnuty dvě ženy o průměrném věku 42 let (směrodatná odchylka 4,24 roku), průměrné hmotnosti 67 kg (sm. od. 4,24 kg) a hodnotě BMI v průměru 23,07 (sm. od. 2,03). U mužů z výzkumné skupiny (N=10) je průměrný věk 40,7 roku (sm. od. 6,99), průměrná hmotnost 81 kg (sm. od. 12,85 kg) a průměr BMI 25,27 (sm. od. 2,89).

Kontrolní skupina zahrnuje 4 ženy a 9 mužů. Věk žen je v průměru 32,5 roku (sm. od. 11,9 roku, nejmladší 19 let a nejstarší 47 let), průměrná hmotnost 65,25 kg (sm. od. 8,66 kg) a BMI v průměru 21,58 (sm. od. 2,12). Muži v kontrolní skupině jsou v průměru 37,4 roku staří (sm. od. 9,2 roku), při průměrné hmotnosti 84,78 kg (sm. od. 12,86 kg) pak vykazují BMI v průměru 26,23 (sm. od. 4,14).

Již předvýběr probandů měl zajistit homogenní skupinu vzhledem k intenzitě sedu v zaměstnání a času stráveném na kole. Ve výzkumné skupině A uvedli tři probandi sed delší než 8 hodin denně (25 %), 8 probandů (2/3) uvedlo sed 6-7 hodin denně a jeden uvedl 5-6 hodin za den. Kolo používá 5 probandů (41,67 %) více než 6 hodin týdně, 3 probandi (25 %) uvedli rozmezí 5-6 hodin a zbývající 4 probandi (1/3) stráví na kole 4-5 hodin týdně. U kontrolní

skupiny stráví 6 probandů (46 %) více než 8 hodin sedem, zbytek tráví sedem 6-7 hodin denně (54 %). Probandi kontrolní skupiny tak stráví sedem delší dobu než probandi skupiny A. Na kole pak stráví více než 6 hodin týdně 4 probandi ve skupině B (30,7 %), 3 probandi (23 %) 5-6 hodin a zbývajících 6 probandů (46 %) uvedlo, že týdně stráví na kole 4-5 hodin. Intenzita používání kola je tak velmi podobná u obou skupin.

Souhrnné deskriptivní statistiky jsou pro svou rozsáhlost uvedeny v příloze I na konci práce. Elementární deskriptivní statistiky jsou zde uvedeny zvlášť pro výzkumnou skupinu A, pro kontrolní skupinu B a pro subkategorie v rámci těchto skupin, tj. podle pohlaví a fáze experimentu (sledované metriky na vstupu a na výstupu po šesti týdnech). Rovněž jsou uvedeny popisné statistiky souhrnně, tzv. pooled sample, bez rozlišení s využitím kategoriálních proměnných.

4.3 Metody zkoumání

Na sběr dat bylo využito vstupního a výstupního měření bederní křivky k získání lordotického indexu, vstupního a výstupního dotazníku (počet hodin v sedu/den, počet hodin na kole/týden, lokalita bolesti a její intenzita, pohlaví, věk, váha, výška) a průběžného monitorování stavu. Na závěr byla data statisticky vyhodnocena metodami statistické inference, testů normality a metod pro párové porovnávání za pomoci statistického softwaru IBM SPSS 29.

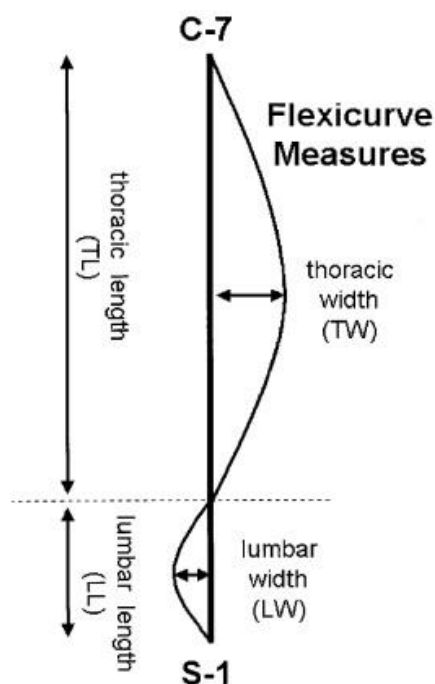
4.3.1 Vstupní sběr dat (dotazník + měření páteře)

Před samotným měřením byl probandem vyplněn dotazník, ve kterém odpověděl na otázky týkající se počtu hodin vsedě za den, počtu hodin jízdy na kole za týden, lokality a intenzity bolesti. Doplnujícími otázkami byly dotazy

na další sport, který provozují, a zda mají zkušenost s některými metodami korekce sedu.

Následovalo osobní setkání, při kterém byl dotazník s probandem prodiskutován a podepsán informovaný souhlas. Měření pomocí flexicurve probíhalo ve stoji, kdy byli probandi svlečeni do spodního prádla bez bot a ponožek. Stáli naproti zdi s pohledem upřeným přímo před sebe. Nejprve se palpací ozřejmily a označily orientační body na těle – vrcholy processus spinosus obratlů C₇, L₁ a L₅. C₇ je nejprominentnějším bodem při flexi hlavy. Naopak při extenzi hlavy dochází k zasunutí C₆, Th₁ se vzhledem k žebrům nepohybuje vůbec a C₇ mírně poklesá (Gross, 2005, str. 73-75; Kolář, 2009, str. 128). Palpace L₅ začíná přes spina iliaca posterior superior a její spojnice, směrem kraniomediálním pod úhlem 30° palpujeme trnový výběžek L₅. Ozřejmit jej lze flexí a extenzí trupu, kdy se jedná o poslední pohybující se obratel. Výběžek obratle L₁ je určen odpočítáním od výběžku L₅. (Gross, 2005, str. 142-143; Kolář, 2009, str. 128). Tyto body byly označeny tenkým fixem.

Měření bylo provedeno celkem dvakrát. Probandi se měli postavit co nejvzpřímeněji a o 15 % ze své snahy slevit. Následně se flexicurve obrýsovalo kolem křivky páteře, kdy na označený výběžek C₇ byl přiložen počáteční bod 0 křivítka. Zaznamenány byly také hodnoty na křivítku na úrovni označených bodů L₁ a L₅. Takto byl zaznamenán tvar lordózy před užíváním bederní opěrky. Zachycený tvar se přenesl na milimetrový papír, na který se označily orientační body C₇, L₁ a L₅. První a poslední bod se propojily svislou přímkou, která v místě, kde kříží křivku páteře, určuje přechod mezi kyfózou a lordózou - viz obrázek č. 2 (Hinman, 2004, str. 35).



Obrázek 2 - Měření a výpočet indexu kyfózy a lordózy

Zdroj: (Hinman, 2004, str. 34)

Dalším krokem bylo změření lumbální délky (LL) a šířky (LW) v milimetrech. Pro výsledný výpočet se hodnoty lumbální délky a šířky zadaly do následujícího vzorce pro finální zjištění lordotického indexu (IL):

$$IL = \frac{LW}{LL} \times 100$$

Vyšší hodnoty indexu indikují větší stupně lordózy (Hinman, 2004, str. 35). K měření se využívalo ohebné pravítko pro křivky 90 cm.

Na závěr si probandi skupiny A vybrali vhodnou bederní opěrku, kdy měli na výběr ze dvou tvrdostí. Opěrka má tvar kruhové úseče, s rozměry 30 cm délky, 14,5 cm výšky a 8 cm šířky. Výplň je tvořena molitanem o dvou tvrdostech. Obě skupiny byly poučeny o přerušování prolongované pozice v intervalu jedné hodiny a korekci sedu.

4.3.2 Monitorování

Monitorování stavu po dobu šesti týdnů probíhalo osobním či telefonickým kontaktem. Po třech týdnech byli probandi požádáni o vyplnění průběžného dotazníku, do kterého zapsali svůj průměrný počet hodin v sedu za den, počet hodin strávených na kole za týden, případný výskyt bolestí v určených oblastech a její intenzitu. Skupina A dodala, zda jsou spokojeni se sedem s opěrkou či nikoliv.

Během této doby ukončila používání opěrky jedna osoba z důvodu pociťovaného diskomfortu. Další čtyři osoby nemohly být započteny do výsledků, jelikož byli v době po dobu minimálně dvou týdnů v pracovní neschopnosti.

4.3.3 Výstupní sběr dat (dotazník + měření páteře)

Výstupní sběr dat probíhal obdobně jako vstupní měření bederní lordózy a intenzita bolesti bederní páteře. Minimální doba mezi vstupním a výstupním vyšetřením bylo 6 týdnů. Měření bylo provedené stejným fyzioterapeutem. U každého probanda bylo vstupní i výstupní měření zopakováno v přibližně stejnou denní dobu pro co největší eliminaci vlivu dehydratace meziobratlových plotének během dne. Celkem výstupním vyšetřením prošlo 25 osob (skupina A – 12, skupina B – 13).

4.3.4 Statistické zpracování dat

Podstatou této práce bylo vyhodnotit, zda bederní opěrka jako kompenzační pomůcka vede ke změně v intenzitě vnímané bolesti a zda lze pozorovat rozdíl mezi výzkumnou a kontrolní skupinou, která žádnou kompenzační pomůcku nebo cvik po dobu trvání experimentu, tj. šesti týdnů, nepoužívala. Za účelem ověření stanovených hypotéz bylo využito metod statistické inference

pro porovnávání závislých a nezávislých souborů. Pro ověření, zda změnu v dané metrice (např. intenzita vnímané bolesti, L index apod.) lze považovat za statisticky významnou pro danou skupinu, byly použity metody pro párové porovnání. Parametrickou metodou, která byla použita k porovnání párových hodnot, byl párový t-test. Zvolená hladina významnosti byla 5 %. Vyhodnocení se v použitém statistickém softwaru IBM SPSS 29 provedlo na základě p-hodnoty. Je-li „p-hodnota“ > „hladina významnosti $\alpha=0,05$ “, nulovou hypotézu nezamítáme. Bylo ověřeno, zda data konvenují normálnímu rozdělení pomocí testů normality - Kolmogorov-Smirnovova a Shapiro-Wilkovova testu. Jako neparametrická obdoba párového t-testu byl použit Wilcoxonův párový test, který testuje nulovou hypotézu. Pro vyhodnocení rozdílu mezi kontrolní skupinou B a výzkumnou skupinou A bylo použito parametrické metody t-test pro nezávislé výběry a neparametrických testů pro nezávislé výběry – Kruskal-Wallisův test a Mann-Whitneyův U test.

5 VÝSLEDKY

Ve výzkumné skupině A u žen průměr z hodnot naměřených lumbálních šířek před započítáním experimentu ve fázi 0 (vstupní vyšetření) byl 28 mm, na výstupu ve fázi 1 (výstupní vyšetření) po šesti týdnech používání bederní opěrky byl průměr lumbálních šířek 27 mm. Průměr lumbálních délek byl 234,75 mm na začátku experimentu a 236,75 mm na konci experimentu ve fázi 1. Intenzita vnímané bolesti byla u žen výzkumné skupiny v průměru 4 ve fázi 0 a na výstupu ve fázi 1 dosahovala hodnoty 0. U mužů průměr měřených lumbálních šířek byl 21,55 mm ve fázi 0, resp. 25,2 mm ve fázi 1 při ukončení experimentu. U lumbální délky byl průměr 196,15 mm ve fázi 0 a 236,75 mm ve fázi 1. Intenzita vnímané bolesti byla u mužů z výzkumné skupiny na počátku experimentu v průměru 3,6 (sm. od. 1,43), na konci experimentu to bylo v průměru 2,1 (sm. od. 1,91). U obou pohlaví ve výzkumné skupině došlo v průměru k poklesu v intenzitě vnímané bolesti při používání bederní opěrky, což se nestalo ve skupině kontrolní, kde intenzita vnímané bolesti v průměru pouze mírně klesla u mužů, u žen v kontrolní skupině naopak vzrostla.

Kontrolní skupina zahrnuje 4 ženy a 9 mužů. Průměr lordotické šířky u žen na začátku experimentu byl 23,88 mm, po šesti týdnech na konci fáze 1 pak dosahoval v průměru prakticky stejné hodnoty 23,5 mm. Lordotická délka u žen kontrolní skupiny v průběhu experimentu mírně klesla z hodnoty 198,38 mm na 195,35 mm po šesti týdnech sledování. Intenzita vnímané bolesti se u žen kontrolní skupiny zvýšila z průměrné hodnoty 3,5 ve fázi 0 na hodnotu 3,75 ve fázi 1. Průměr lordotické šířky u mužů je 21,61 mm ve fázi 0 a prakticky nezměněný je na konci experimentu hodnotou 21,67 mm. U lordotické délky došlo ke zvýšení hodnot z průměru 197,44 mm ve fázi 0 na 215,11 mm ve fázi 1. Intenzita vnímané bolesti u mužů v kontrolní skupině v průměru mírně klesla z 3,56 ve fázi 0 na 3,22 ve fázi 1.

5.1 Ověření hypotéz

V této práci byly stanoveny tři hypotézy:

H1: Stupně bolesti bederní páteře jsou statisticky významně ovlivněny po šesti týdnech u výzkumné skupiny A. Předpokladem je pokles intenzity vnímané bolesti po šesti týdnech kompenzace sedu s využitím bederní opěrky.

H2: Měřitelné zakřivení bederní páteře je statisticky významné po šesti týdnech u skupiny A. Předpokládáno je větší prohnutí zad po šesti týdnech používání bederní opěrky.

Tyto hypotézy byly ověřeny s využitím metod pro párové porovnání – párový t-test a párový Wilcoxonův test. Při ověření normality s využitím Kolmogorov-Smirnovova a Shapiro-Wilkovova testu bylo zjištěno porušení předpokladu normality pro některé metriky. Testy normality byly provedeny jak pro naměřené hodnoty ve skupinách – výzkumná skupina A a kontrolní skupina B, tak pro naměřené hodnoty podle fáze experimentu – fáze 0 na počátku experimentu a fáze 1 na konci šesti týdenního experimentálního období. Výsledky testů normality jsou uvedeny v tabulce 3 a 4.

Tabulka 3 - Testy normality pro skupina A a skupinu B

Metrika	Skupina	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Stati- stic	f	Sig.	Stati- stic	f	Sig.
Hmotnost	A	0,182	12	,200 [*]	0,902	2	0,171
	B	0,236	3	0,046	0,921	3	0,256
Výška	A	0,114	12	,200 [*]	0,955	2	0,707
	B	0,169	3	,200 [*]	0,925	3	0,292
BMI	A	0,228	12	0,085	0,877	2	0,080
	B	0,17	1	,200 [*]	0,92		0,329

		1	3		9	3
Věk	A	0,10	1	,200*	0,98	0,996
	B	0,15	1	,200*	0,94	0,569
Intenzita bolesti	A	0,17	1	0,067	0,91	0,045
	B	0,22	1	0,001	0,89	0,010
LŠ průměr	A	0,09	1	,200*	0,96	0,554
	B	0,11	1	,200*	0,95	0,310
LD průměr	A	0,07	1	,200*	0,98	0,912
	B	0,11	1	,200*	0,96	0,385
Lordotický index	A	0,10	1	,200*	0,98	0,895
	B	0,07	1	,200*	0,98	0,924

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Testy se shodují a nezamítají nulovou hypotézu o normálním rozdělení pro většinu proměnných. U hmotnosti zamítá Kolmogorov-Smirnovův test normalitu rozdělení u kontrolní skupiny B, ale p-hodnota 0,046 je velice blízko zvolené 5% hladině významnosti. Podobně je tomu s intenzitou bolesti u skupiny A, kde Shapiro-Wilkův test normalitu zamítá jen velmi těsně. Oba testy se na zamítnutí normality shodují u intenzity bolesti ve skupině B. Porušení předpokladu normality lze považovat za marginální.

Tabulka 4 - Testy normality podle fáze experimentu

Metrika	Fáze experimentu	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistická funkce	f	Sig.	Statistická funkce	f	Sig.
Intenzita bolesti	Vstup (0)	0,16	1	0,084	0,90	1	0,025
	Výstup (1)	0,19	1	0,020	0,92	1	0,063
LŠ průměr	Vstup (0)	0,14	1	0,167	0,94	1	0,178
	Výstup (1)	0,18	1	0,036	0,93	1	0,086

LD průměr	Vstup (0)	0,1165	≤	,200*	0,9765	0,803
	Výstup (1)	0,1125	≤	,200*	0,9585	0,369
Lordotický index	Vstup (0)	0,1005	≤	,200*	0,9775	0,812
	Výstup (1)	0,0855	≤	,200*	0,9685	0,595

*. This is a lower bound of the true significance.

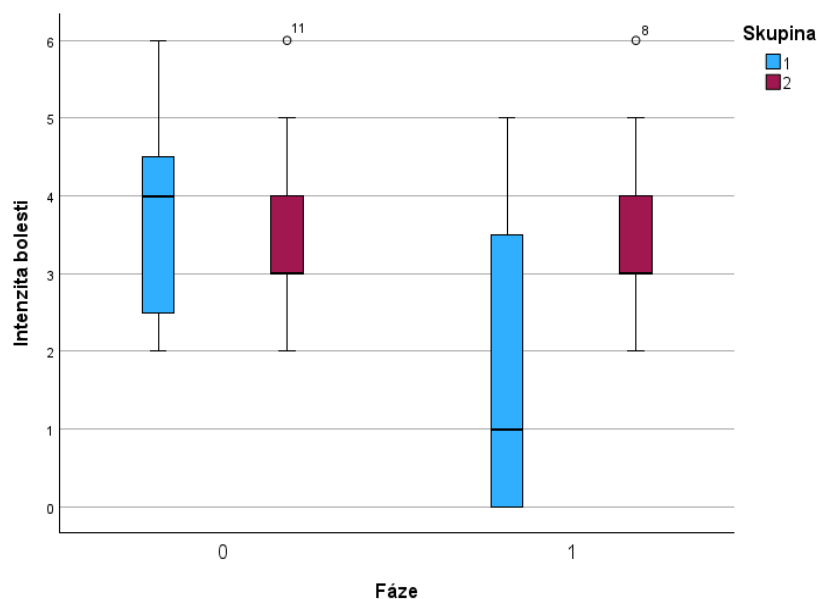
a. Lilliefors Significance Correction

Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Porušení předpokladu normality lze opět považovat za marginální. Testy se v tomto případě na zamítnutí nulové hypotézy o normalitě rozdělení neshodují. Kolmogorov-Smirnovův test zamítá nulovou hypotézu o normalitě pro intenzitu bolesti a lumbální šířku v obou případech ve fázi 1, Shapiro-Wilk toto zamítnutí nepotvrzuje. Naopak Shapiro-Wilk zamítá normalitu pro intenzitu bolesti ve fázi 0. Pro vyhodnocení stanovených hypotéz tak bylo použito jak parametrických testů, tak jejich neparametrických alternativ. Ke konfliktním vyhodnocením na základě t-testů na jejich neparametrických alternativách nedošlo.

Při zkoumání rozdílů se práce zaměřuje především na vyhodnocení rozdílu v intenzitě vnímané bolesti a zakřivení bederní páteře. Graficky lze tento rozdíl napříč skupinami a fází experimentu zachytit přehledně za pomoci box plotů (krabicových grafů).

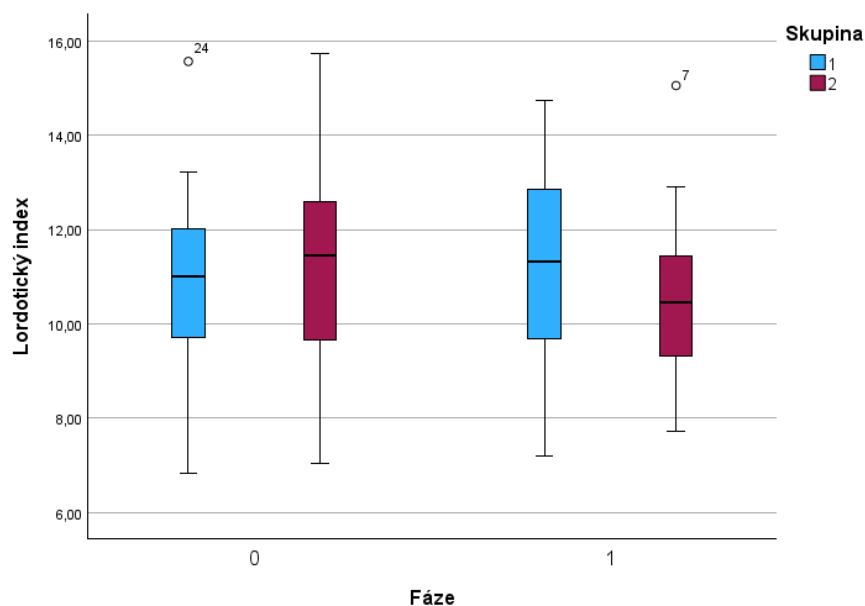
V uvedeném grafu (obrázek č. 3) jsou porovnány výzkumná skupina A (1 – světle modrá) a kontrolní skupina B (2 – růžová) v intenzitě bolesti podle fáze experimentu na ose X (fáze 0 = začátek experimentu, fáze 1 = po šesti týdnech). Z grafu je patrné, že intenzita bolesti se u kontrolní skupiny B prakticky nezměnila. Naopak u skupiny A došlo ke snížení intenzity bolesti. Horizontální čára uvnitř krabicového grafu reprezentuje medián. U skupiny A se tedy medián intenzity bolesti snížil z hodnoty 4 na hodnotu 1.



Obrázek 3 – Graf - Porovnání intenzity vnímané bolesti mezi skupinami a fázemi experimentu

Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

U ostatních proměnných nelze výraznější změny pozorovat, což dokládají i níže uvedené testy. Jako příklad je uveden krabicový graf pro Lordotický index. Grafy pro ostatní proměnné (lumbální šířka a délka, průměry LŠ a LD) jsou uvedeny v příloze II-VII. Medián lordotického indexu (obrázek č. 4) se mírně zvýšil pro výzkumnou skupinu A (1 – světle modrá) a naopak mírně poklesl pro kontrolní skupinu B (2 – růžová). Tyto změny ale nejsou významné a dokládají to i níže uvedené parametrické a neparametrické testy pro porovnání párových pozorování a nezávislých výběrů.



Obrázek 4 - Graf - Porovnání Lordotického indexu mezi skupinami a fázemi experimentu

Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

K vyhodnocení stanovených hypotéz vztahujících se k výzkumné skupině A byl použit párový t-test a jeho neparametrická obdoba Wilcoxonův test. Testové statistiky jsou uvedeny ve dvou následujících tabulkách 5 a 6.

Tabulka 5 - Testové statistiky párového t-testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny A

Pair		Paired Differences					t	df	Significance	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				One-Sided p	Two-Sided p
					Lower	Upper				
1	Intenzita bolesti_F0 - Intenzita bolesti_F1	1,917	2,021	0,583	0,633	3,201	3,286	11	0,004	0,007
2	Lordotický index_F0 - Lordotický index_F1	-0,279	2,798	0,808	-2,057	1,498	-0,346	11	0,368	0,736
3	LŠ1_F0 - LŠ1_F1	-3,417	16,234	4,686	-13,731	6,898	-0,729	11	0,241	0,481
4	LŠ2_F0 - LŠ2_F1	-2,333	8,948	2,583	-8,018	3,352	-0,903	11	0,193	0,386
5	LŠ_avg_F0 - LŠ_avg_F1	-2,875	11,233	3,243	-10,012	4,262	-0,887	11	0,197	0,394

6	LD1_F0 - LD1_F1	- 32,250	74,381	21,4 72	- 79,510	15,0 10	- 1,502	11	0,0 81	0,16 1
7	LD2_F0 - LD2_F1	- 20,000	61,141	17,6 50	- 58,847	18,8 47	- 1,133	11	0,14 1	0,2 81
8	LD_avg_F0 - LD_avg_F1	- 26,125	63,67 0	18,3 80	- 66,579	14,3 29	- 1,421	11	0,0 91	0,18 3

Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Tabulka 6 - Testové statistiky Wilcoxonova testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny A

	Null Hypothesis	Test	Sig. ^a b	Decision
1	The median of differences between Intenzita bolesti_F0 and Intenzita bolesti_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,012	Reject the null hypothesis.
2	The median of differences between Lordotický index_F0 and Lordotický index_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,937	Retain the null hypothesis.
3	The median of differences between LŠ1_F0 and LŠ1_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,683	Retain the null hypothesis.
4	The median of differences between LŠ2_F0 and LŠ2_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,533	Retain the null hypothesis.
5	The median of differences between LŠ_avg_F0 and LŠ_avg_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,754	Retain the null hypothesis.
6	The median of differences between LD1_F0 and LD1_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,182	Retain the null hypothesis.
7	The median of differences between LD2_F0 and LD2_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,505	Retain the null hypothesis.

8	The median of differences between LD_avg_F0 and LD_avg_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,388	Retain the null hypothesis.
---	---	---	-------	-----------------------------

- a. The significance level is ,050.
b. Asymptotic significance is displayed.

Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Oba testy pro párové porovnání se shodují a nezamítají na hladině významnosti $\alpha=0,05$ nulovou hypotézu pro všechny sledované metriky ve skupině A s výjimkou intenzity vnímané bolesti. U intenzity vnímané bolesti je p-hodnota párového t-testu 0,007 a p-hodnota Wilcoxonova testu 0,012. V obou případech je menší než 5% hladina významnosti, nulová hypotéza o shodě průměrů, resp. shodě mediánů diferencí, se tak zamítá. **Rozdíl v intenzitě vnímané bolesti u výzkumné skupiny A lze tak považovat za statisticky významný.** Výše uvedený krabicový graf ilustruje, že došlo k poklesu intenzity vnímané bolesti (medián poklesl z hodnoty 4 na hodnotu 1). Výsledky testu naznačují, že **použití bederní opěrky jako kompenzační pomůcky po dobu šesti týdnů vedlo ke snížení intenzity vnímané bolesti.** U ostatních sledovaných proměnných není rozdíl statisticky významný. Ve vztahu k **Hypotéze 2 tedy není pozorován rozdíl v zakřivení bederní páteře u skupiny A po šesti týdnech používání bederní opěrky. Hypotéza H1 se nezamítá, naopak hypotéza H2 ano.**

Obdobně byly provedeny párové testy pro kontrolní skupinu B. Parametrický párový t-test je opět ve shodě s Wilcoxonovým testem. **U skupiny B ale nelze označit některý z rozdílů ve sledovaných proměnných na začátku (F0) a na konci (F1) experimentu za statisticky významný.** U skupiny bez intervence tak nedošlo ke změně. Testové statistiky souhrnně uvádí následující dvě tabulky 7 a 8.

Tabulka 7 - Testové statistiky párového t-testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny B

Pair	Paired Differences						t	df	Significance	
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		One-Sided p			Two-Sided p	
				Lower	Upper					
1	Intenzita bolesti_F0 - Intenzita bolesti_F1	0,154	0,801	0,222	-0,330	0,638	0,693	12	0,251	0,502
2	Lordotický index_F0 - Lordotický index_F1	0,613	1,958	0,543	-0,570	1,797	1,129	12	0,140	0,281
3	LŠ1_F0 - LŠ1_F1	-0,462	9,683	2,686	-6,313	5,390	-0,172	12	0,433	0,866
4	LŠ2_F0 - LŠ2_F1	0,615	6,777	1,880	-3,480	4,710	0,327	12	0,374	0,749
5	LŠ_avg_F0 - LŠ_avg_F1	0,077	6,994	1,940	-4,149	4,303	0,040	12	0,485	0,969
6	LD1_F0 - LD1_F1	-16,308	64,939	18,011	-55,550	22,935	-0,905	12	0,192	0,383
7	LD2_F0 - LD2_F1	-6,308	48,950	13,576	-35,888	23,272	-0,465	12	0,325	0,651
8	LD_avg_F0 - LD_avg_F1	-11,308	55,548	15,406	-44,875	22,260	-0,734	12	0,239	0,477

Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Tabulka 8 - Testové statistiky Wilcoxonova testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny B

	Null Hypothesis	Test	Sig. ^{a, b}	Decision
1	The median of differences between Intenzita bolesti_F0 and Intenzita bolesti_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,480	Retain the null hypothesis.
2	The median of differences between Lordotický index_F0 and Lordotický index_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,382	Retain the null hypothesis.
3	The median of differences between LŠ1_F0 and LŠ1_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,889	Retain the null hypothesis.

4	The median of differences between LŠ2_F0 and LŠ2_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,783	Retain the null hypothesis.
5	The median of differences between LŠ_avg_F0 and LŠ_avg_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,701	Retain the null hypothesis.
6	The median of differences between LD1_F0 and LD1_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,421	Retain the null hypothesis.
7	The median of differences between LD2_F0 and LD2_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,834	Retain the null hypothesis.
8	The median of differences between LD_avg_F0 and LD_avg_F1 equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	0,600	Retain the null hypothesis.

a. The significance level is ,050.

b. Asymptotic significance is displayed.

Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

H3: Změna stupně bolesti i měřitelné zakřivení páteře je po šesti týdnech významnější u skupiny A při komparaci s hodnotami skupiny B. Předpokladem je, že intenzita vnímané bolesti je u skupiny A na konci experimentu nižší a bederní páteř prohnutější než u skupiny B. K vyhodnocení poslední hypotézy bylo použito parametrického t-testu pro nezávislé výběry a neparametrických testů pro nezávislé výběry – Kruskal-Wallisův test a Mann-Whitneyův U test. Testové statistiky souhrnně uvádí následující dvě tabulky 9 a 10.

Tabulka 9 - Testové statistiky t-testu pro porovnání nezávislých výběrů pro metriky ve fázi 0 a 1 mezi skupinami A a B

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means							
		F	Sig.	t	df	Significance		Mean Diff.	Std. Error Diff.	95% Confidence Interval of the Difference	
						One-Sided p	Two-Sided p			Lower	Upper
Intenzita bolesti_F0	Equal variances assumed	0,003	0,959	0,249	23,000	0,403	0,805	0,128	0,514	-0,935	1,191
	Equal variances not assumed			0,249	22,714	0,403	0,805	0,128	0,514	-0,937	1,193
Intenzita bolesti_F1	Equal variances assumed	7,845	0,010	-2,586	23,000	0,008	0,017	-1,635	0,632	-2,942	-0,327
	Equal variances not assumed			-2,539	18,169	0,010	0,020	-1,635	0,644	-2,986	-0,283
Lordotický index_F0	Equal variances assumed	0,135	0,717	-0,273	23,000	0,393	0,787	-0,254	0,930	-2,178	1,669
	Equal variances not assumed			-0,274	22,994	0,393	0,786	-0,254	0,927	-2,172	1,664
Lordotický index_F1	Equal variances assumed	0,423	0,522	0,742	23,000	0,233	0,466	0,638	0,860	-1,141	2,418
	Equal variances not assumed			0,736	21,483	0,235	0,469	0,638	0,867	-1,162	2,439
LŠ1_F0	Equal variances assumed	0,044	0,836	0,125	23,000	0,451	0,901	0,532	4,250	-8,259	9,323
	Equal variances not assumed			0,125	22,969	0,451	0,901	0,532	4,241	-8,243	9,307
LŠ1_F1	Equal variances assumed	2,258	0,147	0,942	23,000	0,178	0,356	3,487	3,703	-4,174	11,148
	Equal variances not assumed			0,923	17,740	0,184	0,368	3,487	3,777	-4,456	11,430
LŠ2_F0	Equal variances assumed	0,009	0,927	0,026	23,000	0,490	0,980	0,103	4,016	-8,206	8,411
	Equal variances not assumed			0,025	22,297	0,490	0,980	0,103	4,032	-8,253	8,458
LŠ2_F1	Equal variances assumed	0,125	0,726	0,938	23,000	0,179	0,358	3,051	3,254	-3,680	9,783
	Equal variances not assumed			0,936	22,629	0,180	0,359	3,051	3,260	-3,699	9,802
LŠ_avg_F0	Equal variances assumed	0,237	0,631	0,083	23,000	0,467	0,935	0,317	3,821	-7,587	8,222
	Equal variances not assumed			0,083	22,824	0,467	0,935	0,317	3,822	-7,592	8,226
LŠ_avg_F1	Equal variances assumed	0,226	0,639	1,087	23,000	0,144	0,288	3,269	3,008	-2,953	9,491
	Equal variances not assumed			1,080	21,683	0,146	0,292	3,269	3,028	-3,017	9,555
LD1_F0	Equal variances assumed	0,033	0,858	-0,077	23,000	0,470	0,939	-2,103	27,220	-58,412	54,207
	Equal variances not assumed			-0,078	22,999	0,469	0,939	-2,103	27,118	-58,201	53,996
LD1_F1	Equal variances assumed	0,494	0,489	0,613	23,000	0,273	0,546	13,840	22,566	-32,841	60,520
	Equal variances not assumed			0,608	21,138	0,275	0,550	13,840	22,769	-33,493	61,172
LD2_F0	Equal variances assumed	0,223	0,641	0,417	23,000	0,340	0,681	11,808	28,313	-46,762	70,377
	Equal variances not assumed			0,416	22,486	0,341	0,681	11,808	28,393	-47,002	70,618
LD2_F1	Equal variances assumed	0,495	0,489	1,141	23,000	0,133	0,266	25,500	22,358	-20,750	71,750
	Equal variances not assumed			1,128	20,470	0,136	0,272	25,500	22,612	-21,599	72,599
LD_avg_F0	Equal variances assumed	0,008	0,931	0,180	23,000	0,429	0,859	4,853	26,942	-50,881	60,586
	Equal variances not assumed			0,180	22,891	0,429	0,859	4,853	26,925	-50,861	60,567
LD_avg_F1	Equal variances assumed	0,258	0,616	0,915	23,000	0,185	0,370	19,670	21,505	-24,816	64,156
	Equal variances not assumed			0,906	21,035	0,188	0,375	19,670	21,707	-25,468	64,808

Tabulka 10 - Testové statistiky Kruskal-Wallisova a Mann-Whitneyova U testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny B

	Null Hypothesis	Test	Sig.^a b	Decision
2	The distribution of Intenzita bolesti_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,810 ^c	Retain the null hypothesis.
3	The distribution of Intenzita bolesti_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,780	Retain the null hypothesis.
5	The distribution of Intenzita bolesti_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,046^c	Reject the null hypothesis.
6	The distribution of Intenzita bolesti_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,043	Reject the null hypothesis.
8	The distribution of Lordotický index_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,574 ^c	Retain the null hypothesis.
9	The distribution of Lordotický index_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,568	Retain the null hypothesis.
11	The distribution of Lordotický index_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,470 ^c	Retain the null hypothesis.
12	The distribution of Lordotický index_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,446	Retain the null hypothesis.
14	The distribution of LŠ1_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,936 ^c	Retain the null hypothesis.
15	The distribution of LŠ1_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,913	Retain the null hypothesis.
17	The distribution of LŠ1_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,936 ^c	Retain the null hypothesis.

18	The distribution of LŠ1_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,935	Retain the null hypothesis.
20	The distribution of LŠ2_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,936 ^c	Retain the null hypothesis.
21	The distribution of LŠ2_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,935	Retain the null hypothesis.
23	The distribution of LŠ2_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,320 ^c	Retain the null hypothesis.
24	The distribution of LŠ2_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,313	Retain the null hypothesis.
26	The distribution of LŠ_avg_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,936 ^c	Retain the null hypothesis.
27	The distribution of LŠ_avg_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,913	Retain the null hypothesis.
29	The distribution of LŠ_avg_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,320 ^c	Retain the null hypothesis.
30	The distribution of LŠ_avg_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,301	Retain the null hypothesis.
32	The distribution of LD1_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,852 ^c	Retain the null hypothesis.
33	The distribution of LD1_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,849	Retain the null hypothesis.
35	The distribution of LD1_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,689 ^c	Retain the null hypothesis.

36	The distribution of LD1_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,663	Retain the null hypothesis.
38	The distribution of LD2_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,894 ^c	Retain the null hypothesis.
39	The distribution of LD2_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,870	Retain the null hypothesis.
41	The distribution of LD2_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,437 ^c	Retain the null hypothesis.
42	The distribution of LD2_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,414	Retain the null hypothesis.
44	The distribution of LD_avg_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,979 ^c	Retain the null hypothesis.
45	The distribution of LD_avg_F0 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,978	Retain the null hypothesis.
47	The distribution of LD_avg_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,503 ^c	Retain the null hypothesis.
48	The distribution of LD_avg_F1 is the same across categories of Skupina.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	0,480	Retain the null hypothesis.

a. The significance level is ,050.

b. Asymptotic significance is displayed.

c. Exact significance is displayed for this test.

Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Všechny testy se shodují a v podstatě potvrzují dojem z vizuálního porovnání skupin s využitím krabicových grafů (uvedeny v příloze a v textu výše). Nulové hypotézy o shodě rozdělení (resp. o shodě průměrů v případě t-testu) se na 5% hladině významnosti nezamítají. Mezi výzkumnou skupinou A a kontrolní skupinou B tak není statisticky významný rozdíl v hodnotách

sledovaných metrik na začátku (fáze 0) a na konci experimentu (fáze 1). Jedinou výjimkou je intenzita vnímané bolesti na konci šestitýdenního experimentu s bederní opěrkou. **Výzkumná skupina A vykazuje na konci experimentu statisticky významně nižší hodnotu intenzity vnímané bolesti** (p-hodnota t-testu = 0,02, p-hodnota Mann-Whitneyova U testu = 0,046, p-hodnota Kruskal-Wallisova testu = 0,043) – hodnota intenzity bolesti 1 pro skupinu A, hodnota 3 pro skupinu B (viz boxplot výše). Na začátku experimentu není mezi skupinou A a B statisticky významný rozdíl. **Hypotéza H3 se zamítá.**

6 DISKUZE

Cílem této diplomové práce bylo na dvou skupinách probandů, kteří mají sedavé zaměstnání a ve volném čase se věnují cyklistice, ozřejmit vliv užívání bederní opěrky na intenzitu vnímané bolesti bederní páteře a na změny ve tvaru zakřivení lumbální lordózy.

Prevalence LBP se za poslední dvě desítky let zvýšila až o 50 %, mezi lidmi mladého a středního věku je to čtvrtá nejčastější příčina obtíží způsobující disabilitu (Vos, 2020, str. 1208-1213). Mnoho autorů se shoduje, že jedním z největších faktorů, jež se podílí na bolestech bederní páteře, je dlouhý nepřerušovaný sed (Le, 2016, str. 177; Daneshmandi, 2017, str. 72; Bontrup, 2019, str. 6; Jung, 2021, str. 5-6; Kallings, 2021, str. 8; Rožac, 2021, str. 139). Průměrný dospělý stráví sedem až 58 % bdělého stavu, 6-10 hodin pracovního dne (Owen, 2010, str. 1138-1139). Tento čas se během posledních let vzhledem k proběhlé pandemii zvýšil, pokles byl zaznamenán i u množství fyzické aktivity. Nárůst home-office, který se od této doby praktikuje stále více, znamenal také méně příznivé ergonomické nastavení pracovního prostředí. Tím se zvyšuje pravděpodobnost nevhodného držení těla a následné LBP (Argus, 2021, str. 747; Ráthonyi, 2021, str. 4-5). Keskin et al. (2019) provedli studii, ve které u osob se sedavým zaměstnáním prokázali nižší procento stoje a chůze a vyšší závažnost bolesti. Zároveň se objevila korelace mezi trváním bolesti a procenty času stráveného v sedu, stání a chůze a mezi závažností bolesti a množstvím sedu během den (Keskin, 2019, str. 2-5).

Faktory, které se spolupodílí na vzniku LBP, jsou časté opakované pohyby trupem, časté otáčení trupu, stejná poloha trupu po delší čas, zvedání těžkých břemen, ale také kouření cigaret, index tělesné hmotnosti a věk (Jia, 2022, str. 5-9). Jiná studie (Ganesan, 2017) udává, že mezi faktory spojené se vznikem

LBP patří monotónnost, stres, předchozí obtíže s páteří a další. Naopak věk, kouření, posturu během studia ani frekvenci a typ sportu se vznikem bolesti bederní páteře nespojuje (Ganesan, 2017, str. 611-613).

Jako ochranné faktory byly označeny fyzické cvičení, stoj v zaměstnání a doba odpočinku (Jia, 2022, str. 5-9). Shiri et al. (2019) ve své studii uvádí, že také chůze či jízda na kole do práce jsou faktory, které redukuje vznik LBP. Tento pozitivní vliv nebyl zaznamenán u osob, jež byly označeny jako abdominálně obézní a u těch, kteří jsou vystaveni vysoké fyzické pracovní zátěži (Shiri, 2019, str. 292-295).

Terapie a prevence vzniku je dle dostupných studií efektivnější z hlediska hands-off přístupu – především cvičení, edukace a motivování pacienta se hýbat (Swathi, 2022, str. 863-868). Další studie ověřovala, zda ke snížení bolesti beder dojde v případě, že bude každých 40 minut sezení přerušeno dvěma minutami chůze. Tento vliv nepřetržoval dlouhodobě (< 10 minut), ale snížení bolesti bylo signifikantní (De Carvalho, 2023, str. 1-14). Gallagher et. al. (2019) se věnovali obdobnému tématu – každých 25 minut stoje bylo přerušeno 5 minutami chůze. Výsledky naznačují, že přestávky strávené chůzí mohou podpořit mobilitu beder a snížit LBP (Gallagher, 2019, str. 34-36).

Experimentální skupina probandů, která během našeho výzkumu využívala šest týdnů bederní opěrku, si při vstupním vyšetření vybrala opěrku dle požadované tvrdosti. V dostupné odborné literatuře je velmi malé množství studií, které se věnují vlivu bederní opěrky na bolesti beder. Navíc jsou používány rozdílné tvary a typy opěrek a polštářů. Proto výsledky práce nelze porovnávat jen se studiemi, které se zabývají stejnou problematikou.

Santos et al. (2020) ve své randomizované studii hodnotili účinek bederní role na bolest beder u studentů. Osoby mezi 13–16 lety byly rozděleny do dvou skupin. Probandi z výzkumné skupiny užívali opěrku pravidelně po dobu 45 dní. K hodnocení užívali dotazník Oswestry LBP disability – 10 otázek, u každé 6 odpovědí, 0-5 bodů. Maximum 50 bodů (100 %) znamenalo plné zdravotní postižení. Před započítáním studie bylo procentuální zdravotní postižení dle výše uvedeného dotazníku u výzkumné skupiny na 17,7 %, u kontrolní 13,8 %. Snížení bolesti L páteře bylo statisticky významné při porovnání výzkumné a kontrolní skupiny – 7,4 % a 25 % (Santos et al., 2020, str. 1-5).

Naopak Pape et al. (2018) provedli studii, kdy využili McKenzie bederní roli při shrbeném sedu. Cílem studie bylo zjistit, která ze dvou pozic je vhodnější pro rehydrataci plotének po zátěži. Stadiometrem byla změřena výška páteře. Následovalo vzpřímené sezení se závažím 4,5 kg na každém rameni po dobu 5 minut, opět měření, dalších 5 minut sedu bez zátěže, a nakonec další měření. Probandi byli rozděleni do dvou skupin, kdy jedna absolvovala shrbený sed bez role a druhá s rolí, která byla umístěna mezi sedací plochu židle a trnový výběžek obratle L3 po dobu 10 minut. Celý proces se opakoval a obě skupiny si vyměnily pozice rehydratačního sedu. Ačkoliv byl průměrný nárůst výšky páteře vyšší u shrbeného sedu s opěrkou (4,74 mm) oproti sedu bez opěrky (2,94 mm), autoři ji neshledávají jako zásadní výsledek. Klinicky relevantní jsou obě pozice a autoři je doporučují pro obnovení výšky páteře po obdobích zátěže a jako strategii ke snížení rizika degenerace disku, faset, spinální stenózy a dalších diagnóz u asymptomatických jedinců (Pape et al., 2018, str. 9-16).

Dalším sledovaným parametrem je vliv bederní opěrky na držení hlavy a krční páteře. Dvě studie se zaměřily na sledování kraniovertebrálního úhlu (CVA) při sedu s a bez opěrky. Výsledky naznačují, že při korigovaném sedu

se CVA zvyšuje, tedy se snižuje předsun hlavy (Kim, 2016, str. 41-45; Moon, 2018, str. 457-459). Tyto výsledky jsou podloženy také biomechanickou studií, ve které se autoři zabývali vztahem tvaru lumbální křivky, respektive postavením obratle L3, a držením hlavy. Jakmile jsou bedra podepřena, je vyžadováno mnohem menší úsilí extenzorů hlavy a krku pro udržení rovnovážného postavení hlavy (Aroeira et al., 2017, str. 456-460).

Je velice pravděpodobné, že sed s oporou beder a správným nastavením lordózy pozitivně ovlivňuje držení horní poloviny těla. Bederní opěrku tak lze doporučit většině pacientů se sedavým zaměstnáním, kteří pociťují obtíže nejen v oblasti spodní části zad, ale také hrudní či krční páteře, jako doplněk terapie.

Aby bederní opěrka byla účinná a komfortní, záleží také na jejím materiálu, ze kterého je vyrobena. Tímto se zabývala disertační práce (Van Wyk, 2018) prováděná na řidičích kamionů. Porovnávala vliv dvou typů bederních opěrných polštářů od značky ENTAP, které se od sebe lišily materiálem, a nepoužíváním žádné opory na dlouhých cestách po dobu 6 týdnů. Celkem 63 řidičů bylo rozděleno do tří skupin po 21 osobách. Skupina A nepoužívala žádnou oporu. Skupina B užívala polštář tvořený pevnou a kompaktní pěnou. Poslední skupina C měla opěrný polštář plněný polyesterem, který slouží jako výplň do běžných polštářů. Posuzovanými parametry byly mimo jiné hlavně numerická škála bolesti, Oswestry dotazník LBP disability a pocit komfortu při používání opěrky (Van Wyk, 2018, str. 31-59).

Ačkoliv obě skupiny (B a C) užívající opěrky udaly, že sed s ní je komfortnější, materiál se zdá být velmi zásadní. Skupina B zaznamenala signifikantně větší snížení na škále bolesti – z počátku byl průměr na 6,57, po třech týdnech 5,0 a po šesti týdnech 1,28 oproti skupině C, kdy průměrné

skóre na škále bolesti bylo 6,52, po třech týdnech 6,0 a po šesti týdnech naopak mírný nárůst na 6,09. Obdobné výsledky byly zachyceny také v Oswestry LBP disability dotazníku, kdy po šesti týdnech došlo ke statisticky významnému zlepšení funkce při běžných denních aktivitách u skupiny B. Skupina C zaznamenala po třech týdnech mírný pokles. Do šestého týdne hodnoty stagnovaly (Van Wyk, 2018, str. 31-59).

Výběr a nastavení pracovního prostředí je velmi individuální vzhledem k tělesným proporcím, úkonu, který vsedě osoba vykonává, dostupnému vybavení apod. Je-li sed prolongovaný, vhodnější je židle s opěradlem. Aktivní vzpřímený sed bez možnosti se opřít je velmi náročný na udržení a brzy jej ovlivní svalová únava. Bederních opor je na trhu mnoho variant a typů – polštáře, role, úseče v různých velikostech a tvrdostech, což také vyžaduje individuální výběr a posouzení komfortu.

Výběr osob, které mají sedavé zaměstnání, a zároveň cyklistiku jako koníček byl cílený. Čas strávený vsedě v zaměstnání a vsedě na kole v mírně flekčním držení se pohybuje kolem 40,4 hodin týdně, v cyklistické sezóně je toto číslo mnohem vyšší.

Jak již bylo uvedeno výše, prevalence vzniku LBP u cyklistů se pohybuje mezi 31 až 60 %. Další studie udává, že se s bolestí beder setká během svého života až 55,3 % cyklistů, třetina z celkového počtu hlásila LBP v posledních 12 měsících a necelých 15 % v posledních 7 dnech (Purushothaman, 2023, str. 86). LBP bylo hlášeno jako třetí nejčastější, 11,5 % po bolestech kolen a ramen, zranění z nadměrného zatížení (Du Toit, 2020, str. 115-116). Procentuálně se liší prevalence bolesti mezi cyklisty na silničním a horském kole – 45 % a 23 % (Antequera-Vique, 2022, str. 1-2). Tento znatelný rozdíl může být zapříčiněn odlišnou geometrií kola, a tedy i jiným držením těla na horském

kole. Zde je posed vzpřímenější vzhledem k řídítkům, která jsou blíže. Celkově je pozice stabilnější, aby umožňovala zdolávání náročnějšího terénu (Otruba, 2015, str. 186). Garrosa-Martín (2023) ve své studii o prevalenci výskytu LBP u rekreačních silničních a horských cyklistů tento výsledek naopak vyvrací. Nárůst intenzity bolesti byl stejný v obou skupinách, tedy bez ohledu na jízdu na silničním či horském kole (Garrosa-Martín, 2023, str. 4-7).

Výraznější rozdíly jsou při porovnání amatérských a profesionálních cyklistů. Mezi amatérskými cyklisty se bolest bederní páteře vyskytuje ve 41 %, respektive 35,5 % mezi profesionály (Van der Walt, 2014, str. 120; Purushothaman, 2023, str. 86). U profesionálních cyklistů se toto číslo pohybuje kolem 13 % (De Bernardo, 2012, str. 1050; Barrios, 2015, str. 246-247).

Většina studií publikovaných na toto téma udává, že vysoký vliv na vznik nepohodlí a bolestí ve spodní části zad má prolongované setrvání ve flektované pozici (Burnett, 2004, str. 218; Van Hoof, 2012, str. 315-316; Muyor, 2015, str. 171-172; Zamiri, 2017, str. 26; Antequera-Vique, 2022, str. 25; Purushothaman, 2023, str. 86), což se shoduje se studii, které se zabývaly vznikem a recidivou LBP ve vztahu k dlouhému sedu v zaměstnání (Bontrup, 2019, str. 6; Dzakpasu, 2021, str. 48-51; Silva, 2021, str. 821-824).

Jako další méně či více významné faktory jsou považovány znalosti cyklistů o problematice ergonomie kola, počty najetých kilometrů, zvolený terén, síla trupových svalů nebo nastavení komponent kola. Purushothaman (2023) ve své studii neprokázal významný vliv žádného z výše uvedených faktorů na LBP. Zajímavý výsledek nepřineslo ani zkoumání vztahu cvičení k prevenci LBP, respektive k jejímu snížení. Cvičení, které cyklisté provádí, nebylo blíže specifikováno (Purushothaman, 2023, str. 87-88).

Dalším hojně diskutovaným faktorem je flexibilita hamstringů. Muyor (2011) ve své studii udává, že zkrácené svaly zadní strany stehů mohou zvyšovat hrudní kyfózu a snižovat schopnost anteriorního náklonu pánve. Ale zároveň dodává, že zkrácení hamstringů se negativně neprojevuje při sedu na kole ani při úchopu nižší pozice řídítek (Muyor, 2011, str. 20-21). Jiná studie uvádí, že volné flexory kolene jsou nutností, pokud chce cyklista dosáhnout aerodynamické pozice. Zároveň může flexibilita hamstringů posloužit jako parametr, dle kterého se nastaví vyhovující náklon řídítek (Holliday, 2021a, str. 98-99). Toto tvrzení Holliday potvrzuje v další studii, kde demonstruje, že lepší flexibilita hamstringů signifikantně koreluje s vyšší VO_{2max} - maximální kapacita plicního, kardiovaskulárního a svalového systému přijímat, transportovat a využívat O_2 (Smirmaul, 2013, str. 1) a PPO (peak power output – vrchol výstupního výkonu). Flexibilnější hamstringy se také pojily s větším anteriorním náklonem pánve. Inverzní korelace se prokázala mezi větší flexibilitou L_p a VO_{2max} (Holliday, 2021b, str. 314-316).

Síla core (jinak také středu těla) je dalším sledovaným parametrem, u něž je diskutován vliv na LBP. Silný střed těla zajistí stabilnější trup, což by mělo pomoci předcházet zraněním bederní a krční páteře, zlepšit výkon, zvýšit kapacitu plic, snížit nástup únavy a maximalizovat přenos energie do pedálů (Asplund, 2010, str. 155-156; Chok, 2020, str. 9-10).

Ruckstuhl (2019) provedl výzkum na cyklistech švýcarského cyklistického národního týmu, u kterých se zaměřil na sílu středu těla a bolesti bederní páteře. Zúčastnilo se celkem 111 cyklistů – 66 z vytrvalostních a 45 z technických disciplín, kteří vyplnili dotazník Oswestry disability index a absolvovali vyšetření síly core podle švýcarských olympijských standardů pro laterální, ventrální i dorzální svalový řetězec. Dostatečná síla třech řetězců byla u 62,2 – 67,6 % cyklistů. Korelace mezi LBP a ventrálním či laterálním řetězcem

se neprokázala. LBP a dorzální řetězec měli korelaci významnou ($p = 0,017$). Větší síly dorzálního řetězce dosáhla skupina vytrvalostních cyklistů – výdrž v pozici udrželi v průměru 107 sek. v porovnání 91,5 sek. 47,9 % cyklistů zvýšilo silový trénink během čtyř měsíců – významně se snížila bolestivost beder na kole, při soutěži i při každodenních aktivitách. Při tréninku nebyly zaznamenány změny LBP (Ruckstuhl, 2019, str. 1-10). Naopak Purushothaman (2023) neprokázal vliv posilování středu těla na snížení LBP u rekreačních cyklistů. I přesto, že většina účastníků výzkumu pravidelně posilovala core, byl výskyt LBP častější než průměr (Purushothaman, 2023, str. 89).

Ze studií vychází, že mezi cyklisty je málo znalostí o vhodné ergonomii kola, díky kterým mohou předcházet zraněním a bolestem pohybového aparátu. Purushothaman et al. (2023) se vyptali probandů na znalosti týkající se nastavení sedla a jeho náklonu. Znalost problematiky nastavení sedla prokázalo 14,9 % respondentů. Nastavení náklonu sedla správně zodpovědělo 3,5 % dotázaných. Téměř polovina z nich určila správné nastavení řídítek. Nejvíce znalostí (80 %) měli cyklisté o cvičení pro prevenci LBP (Purushothaman, 2023, str. 86-88). Přímý vliv nastavení komponent kola na bolesti bederní páteře nebyl v současně dostupné literatuře prokázán. I přesto není dobré zanedbávat individuální nastavení, jelikož u kolenních kloubů je potencionální souvislost mezi vznikem bolesti a následným rozvojem chondromalacie patelly a výškou sedla. Nadměrný úhel flexe v kolenním kloubu generuje vysoké opakující se kompresní síly na femoropatelární kloub, který vyústí v degeneraci chrupavky patelly (Callaghan, 2005, str. 228-229; Tamborindéguy, 2011, str. 186-191; Bini, 2018, str. 102-104).

U mnoha lidí, jež mají bolesti beder, nemusí být tato bolest způsobena jízdou na kole, ale může ji zhoršovat nebo zlepšovat. Pokud lze příčiny LBP při jízdě identifikovat a odstranit je nebo se jim zcela vyhnout, pak je tento sport

vhodnou aktivitou pro osoby s bolestí zad. Jedná se o aerobní aktivitu s nízkou zátěží na klouby, s dobrým vlivem na vytrvalost a sílu, kdy se zapojí všechny hlavní svalové skupiny dolních končetin. Kromě jiného je to také vhodný dopravní prostředek do města, společenská aktivita v rámci cyklistických komunit a zábavný způsob, jak trávit čas venku.

Cyklistika může být vhodná také pro osoby s chronickou LBP, u níž je léčbou první linie cvičení. Žádný typ cvičení ze studií nevychází jako nejvhodnější, a tak je žádoucí se řídit preferencemi pacienta. Doporučená je střední až vysoká intenzita cvičení, kdy je hypoalgezie významnější (Freire, 2022, str. 1949; Ram, 2023, str. 1-9). Zároveň může být jedním z faktorů, které zabraňují jejímu vzniku. Její rozvoj je mimo jiné často spojen s rizikovými faktory jako vyšší tělesná hmotnost až obezita, nikotinismus, deprese, úzkosti a další. Toto potvrzuje další studie provedena na osobách se sedavým životním stylem, jež jako rizikové faktory zmiňuje nikotinismus, nadměrnou konzumaci kávy a metabolický syndrom - vysoký krevní tlak, diabetes 2. typu, hyperlipidémie (Citko, 2018, str. 3-4; Nieminen, 2021, str. 8-10). Naopak dostatek pohybu ve vhodné intenzitě a frekvenci a udržování zdravého životního stylu napomáhá nejen fyzické, ale i psychické kondici.

Objevuje-li se bolest jednorázově či pravidelně po jízdě na kole, její příčinou může být náhlé zvýšení náročnosti, na které tělo není připraveno – delší vzdálenost, náročnější terén, dlouhé stoupání aj. V tomto případě je potřeba snížit náročnost, začít postupné navyšování aktivity a dopřát čas k adaptaci. Pokud tento postup není dodržen, zvyšuje se riziko přetížení a úrazu (Burt, 2022, str. 110-113).

Doba šesti týdnů, během které byla studie provedena, byla zvolena vzhledem k již proběhlým studiím (Van Wyk, 2018) a také na základě délky

doby, během které probíhá reparace měkkých tkání. Panjabi (2006) ve své studii vyslovil hypotézu, že bolesti páteře mohou být způsobeny kumulativními mikrotraumaty měkkých tkání - porušení vazů a selhávání v nich uložených mechanoreceptorů. Ty následně generují chybné signály, což se přes řídicí neuromuskulární jednotku odrazí i na funkci svalů (zhoršená koordinace, svalová síla, ...). Vazy se dostávají do abnormálního napětí, což více zatěžuje facetové klouby a zrychluje jejich degeneraci společně s meziobratlovými ploténkami. V důsledku únavy vazů dochází k fenoménu creep (Panjabi, 2006, str. 668-674).

Toto tvrzení podporuje studie Little (2005). Ti se zaměřili na creep po trvalé či opakující se flexi. Probandi se po dobu 20 minut pohybovali do flexe či setrvali v udržované flexi. Ihned poté a po dalších 20 minutách byl změřen creep viskoelastických tkání v oblasti bederní páteře. Creep nastal rychleji při setrvání ve flexi a po 20 minutách odpočinku nebyl plně zotaven. S tím se dále pojila výraznější laxicita kloubu, větší intervertebrální rotace i translace, což zapříčiňuje nižší stabilitu (Little, 2005, str. 391-398).

Dnes je známo, že nespecifické bolesti zad jsou multifaktoriálního původu (sociální, psychologický a biologický) a nelze jejich příčinu vysvětlit jedinou hypotézou (Malik, 2022, str. 1-2; Salomon, 2022, str. 1732-1734). Nemáme dostatečná kritéria, a tak nejsme schopni určit konkrétní tkáň, která „bolí“ a mohla by nespecifické bolesti způsobovat. Případně ani nemáme přesnou strategii, jak ji léčit (McKenzie institut, 2021, str. 69-70).

Flexicurve jsme vyhodnotili jako nejvhodnější metodu k měření páteře vzhledem k jednoduchosti a dostupnosti provedení. Podle více studií (Hinman, 2004, str. 35; De Oliveira, 2012, str. 8; Barrett, 2014, str. 16; Grindle, 2020, str. 8; Hannink, 2022, str. 1305) je validní, s vysokou reliabilitou a doporučením

do klinického výzkumu, ačkoliv v některých studiích vychází rozdíl mezi RTG měřením a flexicurve. To je ovlivněno tím, že rentgenologické měření sleduje linii obratlových těl. Naproti tomu flexicurve sleduje přes kůži trnové výběžky. Navíc tento rozdíl může výrazněji zvýšit tuková tkáň překrývající na některých místech páteř (Barrett, 2014, str. 14).

Palpace trnových výběžků v bederní páteři, která samotnému měření předcházela, je stále metodou s nízkou validitou a přesností. Ovlivňují ji věk, pohlaví a BMI palpaných osob, anatomické anomálie, ale také zkušenost terapeuta. Přesnost palpce bodů bederní páteře se pohybuje mezi 45–69 %. Při použití více technik palpce přes odlišné orientační body se přesnost v porovnání s dalšími metodami (RTG, ultrasonografie) a shoda mezi terapeuty se zvyšuje až k 80 % (Harlick, 2007, str. 60-62; Snider, 2011, str. 308-312; Merz, 2013, str. 335-337; Mieritz, 2016, str. 389-391). Kromě zkušeností terapeuta může úspěšnost palpce ovlivnit také výskyt anatomických anomálií – např. jiný počet bederních obratlů. Prevalence výskytu čtyř bederních obratlů je 1,8 % a šestého bederního obratle se pohybuje kolem 0,8 % (Abola, 2019, str. 710). Pro co největší přesnost byla palpce prováděna vždy stejným fyzioterapeutem.

Vzhledem k jednoduchosti výpočtu, praktičnosti a snadnému aplikování do praxe byl vybrán výpočet lordotického indexu. Ačkoliv studií, které k měření využívají flexicurve není málo, většina z nich výsledné hodnoty přepočítává na lordotické stupně (De Oliveira, 2012, str. 5-6; Grindle, 2020, str. 3-4; Do Valle, 2020, str. 5; Hannink, 2022, str. 1301). Z tohoto důvodu nelze porovnávat výsledky této diplomové práce s větším množstvím studií. Hinman (2004) udává naměřený IL při vzpřímeném držení těla v průměru 8,0 se sm. od. 2,4. Mehta et al. (2016) v experimentu porovnávali osoby s bolestí (12,45, sm. od. 4,06) a bez bolesti (14,19, sm. od. 6,24). Jiná studie (Mandal, 2019) měřila hodnoty celkem u čtyř skupin osob, které byly zaměstnány v IT firmě nebo zemědělství.

Výsledky byly následující: 6,43 se sm. od. 2,44, 10,58 se sm. od. 4,06, 8,28 se sm. od. 2,26 a 9,2 se sm. od. 2,82. Sos (2020) ve své studii udává výsledky 5,9, sm. od. 2,2 při vstupním vyšetření, resp. 5,0, sm. od. 1,8 při výstupním (Hinman, 2004, str. 35; Mehta, 2016, str. 496; Mandal, 2019, str. 39; Sos, 2020, str. 37). Rozpětí výsledků, které se v podobných studiích objevují, je relativně velké (5,0 – 14,19). Naše vypočtené hodnoty (skupina A – vstup 10,96, sm. od. 2,3, výstup 11,24, sm. od. 2,3, skupina B – vstup 10,91, sm. od. 2,4, výstup 10,60, sm. od. 1,9) se do tohoto rozsahu dají také zařadit.

Konečný počet probandů, jejichž výsledky mohly být zařazeny do studie, je 25 osob. Vzhledem k dalším studiím, které jsou zde uvedeny, je to malý počet. Doba konání studie (březen a duben 2023) a velmi úzce definovaná skupina osob (cyklisté se sedavým zaměstnáním a bolestí v Lp), které pro tento výzkum byly potřeba, znesnadňovali výběr probandů. Pro větší statistickou výpovědní hodnotu by byl potřebný větší počet osob.

Měření pomocí flexicurve probíhala vždy v odpoledních a večerních hodinách pro zachování přibližně stejné denní doby vzhledem ke změnám, které na páteři během dne probíhají. Bylo prokázáno, že celková tělesná výška během dne klesá při zatížení meziobratlových plotének gravitací a tělesnou hmotností jedince (Puntumetakul, 2009, str. 33). Ve snaze co nejvíce eliminovat tento vliv bylo měření prováděno ve stabilně stejnou denní dobu u všech probandů.

Probandi byli instruováni vždy stejným pokynem „postavte se co nejvzpřímeněji a z této pozice 10 až 15 % uberte“ jako v podobných studiích (Mehta, 2016, str. 496; Sos, 2020, str. 27). Měření bylo provedeno dvakrát pro možnost průměru. Většina probandů své vzpřímené držení

vnímala až přílišně extenčně, kdy častokrát došlo až k úplnému vyhlazení hrudní kyfózy.

V průběhu studie byli probandi ze skupiny A dotazováni, zda jim byl sed s bederní opěrkou komfortní či nikoliv. 83,3 % probandů ze skupiny A uvedlo, že jsou spokojeni. Jeden proband, který v závěru nebyl do studie zařazen, užívání opěrky ukončil z důvodu diskomfortu.

Výsledky měření lumbálního indexu při porovnávání vstupního a výstupního vyšetření skupiny A a výstupů skupiny A a B se neprokázaly jako statisticky významné. Vstupní průměr lordotického indexu byl 10,96 a po šesti týdnech 11,24 u skupiny A, skupina B měla velmi podobné výsledky 10,91, resp. 10,60. Ačkoliv nárůst lordotické indexu, a tedy i lordózy jako takové, u skupiny A proběhl, rozdíl hodnot je velmi malý a statisticky nevýznamný.

Můžeme uvažovat, že doba šesti týdnů je krátká pro vznik zásadních změn, o čemž napovídají výsledky studie Sos (2020). V této studii bylo měření pomocí flexicurve prováděno po šesti měsících u osob, které používaly bederní opěrku ve svém sedavém zaměstnání. Ačkoliv dosažená změna indexu lumbální lordózy byla statisticky významná ($p < 0,0001$), celkové procentuální snížení bylo 15,3 % a průměrný rozdíl délky bederní lordózy činil 1,4 mm. Velmi podobných výsledků dosáhli ve studii Koskelo et al. (2007), kteří měřili zakřivení bederní páteře u středoškolských studentů taktéž s odstupem šesti měsíců. U děvčat byla změna 14,4 %, u chlapců 10,2 % oproti kontrolní skupině. Čtyřikrát déle trvající výše uvedené studie dosáhly, ač statisticky významných, tak procentuálně velmi nízkých změn, které pravděpodobně nemáme možnost po šesti týdnech zaznamenat (Koskelo, 2007, str. 1648-1654; Sos, 2020, str. 29-37).

Jednoznačnějších výsledků jsme dosáhli při zkoumání vlivu užívání bederní opěrky na bolesti bederní páteře. Při vstupním vyšetření byl průměr bolesti na stupnici 0–10 kolem 3,6. Při výstupním vyšetření se průměr bolesti pohyboval kolem 1,7. V porovnání se skupinou B, kdy vstupní bolest byla v průměru 3,5 a výstupní 3,4. Obdobného výsledku bylo dosaženo ve studii Van Wyk (2018), u kterých po šesti týdnech používání bederní opěrky z kvalitního materiálu došlo ke snížení bolesti na škále 0-10 z 6,57, po třech týdnech 5,0 a po šesti týdnech na 1,28 (Van Wyk, 2018, str. 45-48).

Sos (2020) ve své studii posuzoval vliv užívání bederní opěrky také na bolesti pohybového aparátu. Ve všech sledovaných oblastech došlo ke snížení počtu a trvání epizod a jejich intenzity. Nejvýraznější změny se projevily v bederní páteři – počet epizod se snížil téměř o 60 % a pokles intenzity o 69 %. Další výrazné změny byly zaznamenány ve snížení intenzity bolestí hlavy a krční páteře (Sos, 2020, str. 29-37).

Vzhledem ke snížení bolesti, které u probandů nastalo, bychom mohli očekávat postupné obnovování bederní lordózy. Systematický přehled Chun (2017) posuzoval vztah mezi bolestí bederní páteře a tvarem bederní křivky. Dle výsledků u pacientů s LBP dochází k postupné ztrátě lordotické křivky. Pokud zvážíme naše výsledky a závěry výše uvedených studií, bude to pomalý a déletrvající proces (Chun, 2017, str. 1187-1188).

Studie, která je obsahem této diplomové práce má svá omezení. Týkají se především palpce, faktoru lidské chyby při přenášení křivky a měření rozměrů lumbální délky a šířky. Limitem je také nízký počet probandů a zvolené období, během kterého experiment probíhal. Budoucí studie by se měly více věnovat vlivu sedavého zaměstnání nebo cyklistiky na LBP. Bylo by vhodné se detailněji zaměřit na jeden typ cyklistiky (horské či silniční)

a vyhodnocovat výsledky dle symptomů (intenzita, frekvence a lokalita bolestí, projevy bolesti před, během a po jízdě, ve volných dnech), případně před a po provedení bike fittingu. Nejčastěji upravované komponenty kola by mohly být následně paušálně aplikovány na cyklisty s LBP. Provedení studie by bylo ideální dlouhodobé se zaměřením na cyklistickou sezónu (duben – říjen/listopad), kdy je týdenní nájezd cyklistů největší. Kromě bederní páteře jsou časté obtíže v oblasti krční páteře a kolenních kloubů.

U osob se sedavým zaměstnáním by bylo vhodné se v následujících studiích více zaměřit na vliv bederních opěrek na intenzitu bolestí nejen bederní páteře v dlouhodobém horizontu měsíců až let.

Přínosem této práce je ověření účinnosti používání bederní opěrky na bolesti bederní páteře, které bylo prokazatelné i po šesti týdnech. Zároveň se ukázalo, že změna zakřivení bederní páteře není v takové míře spojena se změnou intenzity bolesti a větší vypovídající hodnotou by mohlo být hodnocení symptomů pacienta.

7 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo posoudit vliv užívání bederní opěrky na zakřivení bederní páteře a bolesti v této části zad u osob, které mají sedavé zaměstnání a ve volném čase se věnují cyklistice. Dalšími cíli bylo shrnout teoretické poznatky týkající se bolesti bederní páteře u sedavého zaměstnání, u cyklistů a vliv užívání bederní opěrky na bederní část páteře.

Ze získaných a analyzovaných dat vyplývá pozitivní vliv používání bederní opěrky na intenzitu bolesti beder, kdy došlo ke snížení až vymizení obtíží u intervenční skupiny. Osoby, které opěrku nepoužívaly, pozorovaly stejnou intenzitu bolesti. Dosažené výsledky neprokázaly změny v zakřivení bederní lordózy po šesti týdnech sedu s opěrkou. Zdá se, že zvolená doba je krátká pro vznik měřitelných změn. Na základě těchto zjištění byly dvě ze tří hypotéz zamítnuty. Cíle práce byly splněny.

Přínosem této práce je potvrzení pozitivního vlivu užívání bederní opěrky při sedavém zaměstnání na bolesti bederní páteře. Vhodný je také přehled používaných metod k zachycení křivky páteře a vyhodnocení toho nejpraktičtějšího postupu pro využití v praxi. Neméně důležitý je také osobní přínos a vhled do problematiky.

Další výzkum by bylo vhodné provést v rámci delšího časového období s větším počtem probandů a situovat jej do období cyklistické sezóny. U osob se sedavým zaměstnáním by bylo třeba ověřit pozitivní vliv užívání opěrky v rámci dlouhodobější studie, popřípadě se zaměřit na její vliv na bolesti krční páteře zejména z hlediska intenzity bolesti a dalších symptomů.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

C, Cp	Krční, krční páteř
C _{6,7}	Šestý, sedmý krční obratel
DKK	Dolní končetiny
ICC	Intra-class correlation coefficient – koeficient vnitrotřídní korelace
IK	Kyfotický index
IL	Lordotický index
L, Lp	Bederní, bederní páteř
LBP	Low back pain – bolest spodní části zad
LL	Lumbar length – lumbální délka
LW	Lumbar width – lumbální šířka
L _{1,5}	První, pátý bederní obratel
MOCAP	Motion capture – snímání pohybu
ROM	Range of motion – rozsah pohybu
RTG	Rentgen, rentgenový
Sm. od.	Směrodatná odchylka
Th _{1,12}	První, dvanáctý hrudní obratel
WHO	World Health Organization - Světová zdravotnická organizace

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ABOUD, Jacques, François NOUGAROU, Martin DESCARREAUX a Francesco CAPPELLO. Muscle Activity Adaptations to Spinal Tissue Creep in the Presence of Muscle Fatigue. *PLOS ONE*. 2016, **11**(2). ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0149076
2. ABOLA, Matthew V., Jason R. TEPLENSKY, Daniel R. COOPERMAN, Jennifer M. BAUER a Raymond W. LIU. Pelvic Incidence in Spines With 4 and 6 Lumbar Vertebrae. *Global Spine Journal*. 2019, **9**(7), 708-712. ISSN 2192-5682. Dostupné z: doi:10.1177/2192568219833029
3. ANON. Český statistický úřad: MÁTE SEDAVÉ ZAMĚSTNÁNÍ? ŘADÍTE SE MEZI 39 % ZAMĚSTNANCŮ V CELÉ EU. *Český statistický úřad* [online]. b. r. [cit. 2023-01-22]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/stoletistatistiky/mate-sedave-zamestnani-radite-se-mezi-39-zamestnancu-v-cele-eu>
4. ANTEQUERA-VIQUE, José A., José M. OLIVA-LOZANO a José M. MUYOR. Effects of cycling on the morphology and spinal posture in professional and recreational cyclists: a systematic review. *Sports Biomechanics*. 2022, 1-30. ISSN 1476-3141. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2022.2058990
5. ARGUS, Martin a Mati PÄÄSUKE. Effects of the COVID-19 lockdown on musculoskeletal pain, physical activity, and work environment in Estonian office workers transitioning to working from home. *Work*. 2021, **69**(3), 741-749. ISSN 10519815. Dostupné z: doi:10.3233/WOR-210033
6. AROEIRA, Rozilene Maria Cota, Renata Maria Moreira Moraes FURLAN, Antônio Eustáquio de Melo PERTENCE, Estevam Barbosa de Las CASAS a Marcelo GRECO. Relationship between head posture and lumbar

- curve in a sitting position: a biomechanical study. *Fisioterapia em Movimento*. 2017, **30**(3), 453-461. ISSN 0103-5150. Dostupné z: doi:10.1590/1980-5918.030.003.ao03
7. ASPLUND, Chad a Michael ROSS. Core Stability and Bicycling. *Current Sports Medicine Reports*. 2010, **9**(3), 155-160. ISSN 1537-890X. Dostupné z: doi:10.1249/JSR.0b013e3181de0f91
 8. BAKKER, Eric W. P., Arianne P. VERHAGEN, Cees LUCAS, Hans J. C. M. F. KONING, Rob J. DE HAAN a Bart W. KOES. Daily spinal mechanical loading as a risk factor for acute non-specific low back pain: a case-control study using the 24-Hour Schedule. *European Spine Journal*. 2007, **16**(1), 107-113. ISSN 0940-6719. Dostupné z: doi:10.1007/s00586-006-0111-2
 9. BARRETT, Eva, Karen MCCREESH a Jeremy LEWIS. Reliability and validity of non-radiographic methods of thoracic kyphosis measurement: A systematic review. *Manual Therapy*. 2014, **19**(1), 10-17. ISSN 1356689X. Dostupné z: doi:10.1016/j.math.2013.09.003
 10. BARRIOS, C., N. BERNARDO, P. VERA, C. LAÍZ a M. HADALA. Changes in Sports Injuries Incidence over Time in World-class Road Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*. 2015, **36**(03), 241-248. ISSN 0172-4622. Dostupné z: doi:10.1055/s-0034-1389983
 11. BINI, Rodrigo R. a Jayden R. HUNTER. Pain and body position on the bicycle in competitive and recreational road cyclists: A retrospective study. *Sports Biomechanics*. 2023, **22**(4), 522-535. ISSN 1476-3141. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2021.1942967
 12. BOBAK, Carly A., Paul J. BARR a A. James O'MALLEY. Estimation of an inter-rater intra-class correlation coefficient that overcomes common assumption violations in the assessment of health measurement

- scales. *BMC Medical Research Methodology*. 2018, **18**(1). ISSN 1471-2288. Dostupné z: doi:10.1186/s12874-018-0550-6
13. BONTRUP, Carolin, William R. TAYLOR, Michael FLIESSER, Rosa VISSCHER, Tamara GREEN, Pia-Maria WIPPERT a Roland ZEMP. Low back pain and its relationship with sitting behaviour among sedentary office workers. *Applied Ergonomics*. 2019, **81**. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2019.102894
 14. BURNETT, Angus F., Mary W. CORNELIUS, Wim DANKAERTS a Peter B. O'SULLIVAN. 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*. 2004, **9**(4), 211-219. ISSN 1356689X. Dostupné z: doi:10.1016/j.math.2004.06.002
 15. BURT, Phil. *Bike Fit: Optimise Your Bike Position for High Performance and Injury Avoidance*. 2. Bloomsbury Sport, 2022. ISBN 978-1-4729-9010-5.
 16. CALLAGHAN, J. P. a S. M. MCGILL. Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics*. 2010, **44**(3), 280-294. ISSN 0014-0139. Dostupné z: doi:10.1080/00140130118276
 17. CALLAGHAN, Michael J. Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2005, **9**(3), 226-236. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2005.01.007
 18. Centrum pro postgraduální studium mechanické diagnostiky a terapie pohybového aparátu. Část A: Bederní páteř [studijní materiál]. Mezinárodní McKenzie institut, 2021.
 19. CITKO, Anna, Stanisław GÓRSKI, Ludmiła MARCINOWICZ a Anna GÓRSKA. Sedentary Lifestyle and Nonspecific Low Back Pain in Medical Personnel in North-East Poland. *BioMed Research*

- International*. 2018, **2018**, 1-8. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi:10.1155/2018/1965807
20. COENEN, Pieter, Nicholas GILSON, Genevieve N. HEALY, David W. DUNSTAN a Leon M. STRAKER. A qualitative review of existing national and international occupational safety and health policies relating to occupational sedentary behaviour. *Applied Ergonomics*. 2017, **60**, 320-333. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2016.12.010
21. CURRAN, Máire, Leonard O'SULLIVAN, Peter O'SULLIVAN, Wim DANKAERTS a Kieran O'SULLIVAN. Does Using a Chair Backrest or Reducing Seated Hip Flexion Influence Trunk Muscle Activity and Discomfort? A Systematic Review. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*. 2015, **57**(7), 1115-1148. ISSN 0018-7208. Dostupné z: doi:10.1177/0018720815591905
22. DA SILVA, Tatiane, Kathryn MILLS, Benjamin T BROWN, Natasha POCOVI, Tarcisio DE CAMPOS, Christopher MAHER a Mark J HANCOCK. Recurrence of low back pain is common: a prospective inception cohort study. *Journal of Physiotherapy*. 2019, **65**(3), 159-165. ISSN 18369553. Dostupné z: doi:10.1016/j.jphys.2019.04.010
23. DAMATO, Tatiana M., Diego G. D. CHRISTOFARO, Marina B. PINHEIRO, et al. Does sedentary behaviour contribute to the development of a new episode of low back pain? A systematic review of prospective cohort studies. *European Journal of Pain*. 2022, **26**(7), 1412-1423. ISSN 1090-3801. Dostupné z: doi:10.1002/ejp.1977
24. DANESHMANDI, Hadi, Alireza CHOUBINEH, Haleh GHAEM a Mehran KARIMI. Adverse Effects of Prolonged Sitting Behavior on the General Health of Office Workers. *Journal of Lifestyle Medicine*. 2017, **7**(2), 69-75. ISSN 2234-8549. Dostupné z: doi:10.15280/jlm.2017.7.2.69

25. DE BERNARDO, Nieves, Carlos BARRIOS, Pablo VERA, César LAÍZ a Michal HADALA. Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists. *Journal of Sports Sciences*. 2012, **30**(10), 1047-1053. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2012.687112
26. DE CARVALHO, D. a J.P. CALLAGHAN. Does a break from sitting change biomechanical outcome measures or transient pain? A laboratory-based experimental study. *Work*. 2023, 1-14. ISSN 10519815. Dostupné z: doi:10.3233/WOR-211266
27. DE OLIVEIRA, Tatiana Scheeren, Cláudia Tarragô CANDOTTI, Marcelo LA TORRE, Patricia Paula Tonin PELINSON, Tássia Silveira FURLANETTO, Fernanda Machado KUTCHAK a Jefferson Fagundes LOSS. Validity and Reproducibility of the Measurements Obtained Using the Flexicurve Instrument to Evaluate the Angles of Thoracic and Lumbar Curvatures of the Spine in the Sagittal Plane. *Rehabilitation Research and Practice*. 2012, **2012**, 1-9. ISSN 2090-2867. Dostupné z: doi:10.1155/2012/186156
28. DE VEY MESTDAGH, K. Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*. 1998, **29**(5), 325-334. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-6870(97)00080-X
29. DU TOIT, François, Martin SCHWELLNUS, Paola WOOD, Sonja SWANEVELDER, Jannelene KILLOPS a Esme JORDAAN. 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*. 2020, **46**, 113-119. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2020.08.006
30. DZAKPASU, Francis Q. S., Alison CARVER, Christian J. BRAKENRIDGE, Flavia CICUTTINI, Donna M. URQUHART, Neville OWEN a David W. DUNSTAN. Musculoskeletal pain and sedentary behaviour in

- occupational and non-occupational settings: a systematic review with meta-analysis. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*. 2021, **18**(1). ISSN 1479-5868. Dostupné z: doi:10.1186/s12966-021-01191-y
31. FREIRE, Ana Paula Coelho Figueira, Crystian Bitencourt Soares DE OLIVEIRA, Diego Giulliano Destro CHRISTOFARO, Sean SHUMATE, Larissa Bragança Falcão MARQUES a Rafael Zambelli PINTO. : A Cross-Sectional Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2022, **103**(10), 1944-1950. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2022.03.017
 32. GALLAGHER, Kaitlin M., Marcus PAYNE, Bryce DANIELS, Aaron R. CALDWELL a Matthew S. GANIO. Walking breaks can reduce prolonged standing induced low back pain. *Human Movement Science*. 2019, **66**, 31-37. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2019.03.012
 33. GANESAN, Sudhir, Anita Shankar ACHARYA, Ravi CHAUHAN a Shankar ACHARYA. Prevalence and Risk Factors for Low Back Pain in 1,355 Young Adults: A Cross-Sectional Study. *Asian Spine Journal*. 2017, **11**(4), 610-617. ISSN 1976-1902. Dostupné z: doi:10.4184/asj.2017.11.4.610
 34. GARROSA-MARTÍN, Gerson, Carlos Alberto MUNIESA, Juan José MOLINA-MARTÍN a Ignacio DIEZ-VEGA. Low Back Pain in Cycling. Are There Differences between Road and Mountain Biking?. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2023, **20**(5). ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph20053791
 35. GRINDLE, Daniel M., Seyed Javad MOUSAVI, Brett T. ALLAIRE, Andrew P. WHITE a Dennis E. ANDERSON. Validity of flexicurve and motion capture for measurements of thoracic kyphosis vs standing radiographic measurements. *JOR SPINE*. 2020, **3**(3). ISSN 2572-1143. Dostupné z: doi:10.1002/jsp2.1120

36. GRONDIN, Diane E, John J TRIANO, Steve TRAN a David SOAVE. *The effect of a lumbar support pillow on lumbar posture and comfort during a prolonged seated task*. 2013, **21**(1). ISSN 2045-709X. Dostupné z: doi:10.1186/2045-709X-21-21
37. GROSS, Jeffrey M., Joseph FETTO a Elaine Rosen SUPNICK. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-725-4720-8.
38. HAMILL, Joseph, Kathleen KNUTZEN a Timothy R. DERRICK. *Biomechanical basis of human movement*. 4th edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, [2015]. ISBN 978-1-4511-7730-5.
39. HANNINK, Erin, Helen DAWES, Thomas M. L. SHANNON a Karen L. BARKER. Validity of sagittal thoracolumbar curvature measurement using a non-radiographic surface topography method. *Spine Deformity*. 2022, **10**(6), 1299-1306. ISSN 2212-134X. Dostupné z: doi:10.1007/s43390-022-00538-0
40. HARLICK, Joanne C., Stephan MILOSAVLJEVIC a Peter D. MILBURN. Palpation identification of spinous processes in the lumbar spine. *Manual Therapy*. 2007, **12**(1), 56-62. ISSN 1356689X. Dostupné z: doi:10.1016/j.math.2006.02.008
41. HINMAN, Martha R. Interrater reliability of flexicurve postural measures among novice users. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2004, **17**(1), 33-36. ISSN 18786324. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-2004-17107
42. HOLLIDAY, Wendy a Jeroen SWART. Anthropometrics, flexibility and training history as determinants for bicycle configuration. *Sports Medicine and Health Science*. 2021a, **3**(2), 93-100. ISSN 26663376. Dostupné z: doi:10.1016/j.smhs.2021.02.007

43. HOLLIDAY, Wendy a Jeroen SWART. Performance variables associated with bicycle configuration and flexibility. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2021b, **24**(3), 312-317. ISSN 14402440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jsams.2020.09.015
44. CHOK, Stephanie Chok Binti. *EFFECTS OF 8 WEEKS CORE STRENGTH TRAINING ON CORE MUSCLE STRENGTH AMONG YOUNG MALE CYCLIST*. 2020, **9**(2), 9-16. ISSN 2600-9404. Dostupné z: doi:10.15282/mohe.v9i2.383
45. JIA, Ning, Meibian ZHANG, Huadong ZHANG, et al. Prevalence and risk factors analysis for low back pain among occupational groups in key industries of China. *BMC Public Health*. 2022, **22**(1). ISSN 1471-2458. Dostupné z: doi:10.1186/s12889-022-13730-8
46. JUNG, Kyoung-Sim, Jin-Hwa JUNG, Tae-Sung IN a Hwi-Young CHO. Effects of Prolonged Sitting with Slumped Posture on Trunk Muscular Fatigue in Adolescents with and without Chronic Lower Back Pain. *Medicina*. 2021, **57**(1). ISSN 1648-9144. Dostupné z: doi:10.3390/medicina57010003
47. KALLINGS, Lena V., Victoria BLOM, Björn EKBLÖM, Tobias HOLMLUND, Jane Salier ERIKSSON, Gunnar ANDERSSON, Peter WALLIN a Elin EKBLÖM-BAK. Workplace sitting is associated with self-reported general health and back/neck pain: a cross-sectional analysis in 44,978 employees. *BMC Public Health*. 2021, **21**(1). ISSN 1471-2458. Dostupné z: doi:10.1186/s12889-021-10893-8
48. KESKIN, Yaşar. Correlation between sitting duration and position and lumbar pain among office workers. *Haydarpasa Numune Training and Research Hospital Medical Journal*. 2019. ISSN 13006363. Dostupné z: doi:10.14744/hnhj.2019.04909

49. KIM, Yeoung-Sung, Han-Kyu PARK a Min-Chull PARK. Research the Effects of Thoracic and Lumbar Support Fixtures on Forward Head Posture during Visual Display Terminal Work. *Journal of The Korean Society of Physical Medicine*. 2016, **11**(3), 41-47. ISSN 1975-311X. Dostupné z: doi:10.13066/kspm.2016.11.3.41
50. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
51. KORAKAKIS, Vasileios, Kieran O'SULLIVAN, Peter B. O'SULLIVAN, et al. Physiotherapist perceptions of optimal sitting and standing posture. *Musculoskeletal Science and Practice*. 2019, **39**, 24-31. ISSN 24687812. Dostupné z: doi:10.1016/j.msksp.2018.11.004
52. KOSKELO, R., K. VUORIKARI a O. HÄNNINEN. Sitting and standing postures are corrected by adjustable furniture with lowered muscle tension in high-school students. *Ergonomics*. 2007, **50**(10), 1643-1656. ISSN 0014-0139. Dostupné z: doi:10.1080/00140130701587236
53. LE, Peter a William S. MARRAS. Evaluating the low back biomechanics of three different office workstations: Seated, standing, and perching. *Applied Ergonomics*. 2016, **56**, 170-178. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2016.04.001
54. MALIK, Khalid M, Ariana M. NELSON, Ting-Hsuan CHIANG, Farnad IMANI a Seyed-Hossein KHADEMI. The Specifics of Non-specific Low Back Pain: Re-evaluating the Current Paradigm to Improve Patient Outcomes. *Anesthesiology and Pain Medicine*. 2022, **12**(4). ISSN 2228-7523. Dostupné z: doi:10.5812/aapm-131499
55. MANDAL, Anindita a Souvik GANGULY. Non-invasive Measurement of Thoracic Kyphosis and Lumbar lordosis among Agricultural workers and Corporate Professionals(IT) using Flexicurve Ruler. *International*

- Journal of Occupational Safety and Health*. 2020, **9**(2). ISSN 2091-0878.
Dostupné z: doi:10.3126/ijosh.v9i2.25884
56. MARSDEN, Mandy a Martin SCHWELLNUS. Lower back pain in cyclists: A review of epidemiology, pathomechanics and risk factors. *International SportMed Journal*. 2010, **11**(1), 216-225. ISSN 15283356.
57. MARTINS, Larissa Castelo Guedes, Marcos Venícios de Oliveira LOPES, Camila Maciel DINIZ a Nirla Gomes GUEDES. The factors related to a sedentary lifestyle: A meta-analysis review. *Journal of Advanced Nursing*. 2021, **77**(3), 1188-1205. ISSN 0309-2402. Dostupné z: doi:10.1111/jan.14669
58. MCKENZIE, Robin. *Léčíme si záda sami*. 2., přeprac. vyd. [Praha: McKenzie Institute Czech Republic], 2011. ISBN 978-80-904693-1-0.
59. MEHTA, Roma Satish, Sanket NAGRALE, Rachana DABADGHAV, Savita RAIKAR, Ashok SHAYAM a Parag SANCHETI. Assessment of Lumbar Lordosis and Lumbar Core Strength in Information Technology Professionals. *Asian Spine Journal*. 2016, **10**(3). ISSN 1976-1902. Dostupné z: doi:10.4184/asj.2016.10.3.495
60. MERZ, Oliver, Udo WOLF, Michael ROBERT, Verena GESING a Marga ROMINGER. Validity of palpation techniques for the identification of the spinous process L5. *Manual Therapy*. 2013, **18**(4), 333-338. ISSN 1356689X. Dostupné z: doi:10.1016/j.math.2012.12.003
61. MIERITZ, Rune Mygind a Gregory Neil KAWCHUK. The Accuracy of Locating Lumbar Vertebrae When Using Palpation Versus Ultrasonography. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2016, **39**(6), 387-392. ISSN 01614754. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmpt.2016.05.001

62. MOON, Jong-Hoon, Jin-Hwa JUNG, Suk-Chan HAHM, Hwan-Kyung OH, Kyoung-Sim JUNG a Hwi-Young CHO. Effects of lumbar lordosis assistive support on craniovertebral angle and mechanical properties of the upper trapezius muscle in subjects with forward head posture. *Journal of Physical Therapy Science*. 2018, **30**(3), 457-460. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.30.457
63. MUYOR, José M. The influence of handlebar-hands position on spinal posture in professional cyclists. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2015, **28**(1), 167-172. ISSN 18786324. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-140506
64. MUYOR, José, Fernando ALACID a Pedro LÓPEZ-MIÑARRO. Influence of Hamstring Muscles Extensibility on Spinal Curvatures and Pelvic Tilt in Highly Trained Cyclists. *Journal of Human Kinetics*. 2011, **29**(2011), 15-23. ISSN 1899-7562. Dostupné z: doi:10.2478/v10078-011-0035-8
65. NIEMINEN, Linda Karoliina, Liisa Maria PYYSALO a Markku Juhani KANKAANPÄÄ. Prognostic factors for pain chronicity in low back pain: a systematic review. *PAIN Reports*. 2021, **6**(1). ISSN 2471-2531. Dostupné z: doi:10.1097/PR9.0000000000000919
66. O'SULLIVAN, Peter B, JP CANEIRO, Kieran O'SULLIVAN, Ivan LIN, Samantha BUNZLI, Kevin WERNLI a Mary O'KEEFFE. Back to basics: 10 facts every person should know about back pain. *British Journal of Sports Medicine*. 2020, **54**(12), 698-699. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2019-101611
67. OTRUBA, Pavel. Problematika bolesti zad u cyklistů. *Neurologie pro praxi*. 2015, **16**(4), 185-187. ISSN 1803-5280.
68. OWEN, Neville, Phillip B. SPARLING, Geneviève N. HEALY, David W. DUNSTAN a Charles E. MATTHEWS. Sedentary Behavior: Emerging

- Evidence for a New Health Risk. *Mayo Clinic Proceedings*. 2010, **85**(12), 1138-1141. ISSN 00256196. Dostupné z: doi:10.4065/mcp.2010.0444
69. PANJABI, Manohar M. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal*. 2006, **15**(5), 668-676. ISSN 0940-6719. Dostupné z: doi:10.1007/s00586-005-0925-3
70. PAPE, John L., Jean-Michel BRISMÉE, Phillip S. SIZER, Omer C. MATTHIJS, Kevin L. BROWNE, Birendra M. DEWAN a Stéphane SOBCZAK. Increased spinal height using propped slouched sitting postures: Innovative ways to rehydrate intervertebral discs. *Applied Ergonomics*. 2018, **66**, 9-17. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2017.07.016
71. PARK, Jung Ha, Ji Hyun MOON, Hyeon Ju KIM, Mi Hee KONG a Yun Hwan OH. Sedentary Lifestyle: Overview of Updated Evidence of Potential Health Risks. *Korean Journal of Family Medicine*. 2020, **41**(6), 365-373. ISSN 2092-6715. Dostupné z: doi:10.4082/kjfm.20.0165
72. PUNTUMETAKUL, Rungthip, Patricia TROTT, Marie WILLIAMS a Ian FULTON. Effect of time of day on the vertical spinal creep response. *Applied Ergonomics*. 2009, **40**(1), 33-38. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2008.01.016
73. PURUSHOTHAMAN, Vinosh Kumar, Wei Vvy CHEN, Ambusam SUBRAMANIAM, Arun Vijay SUBBARAYALU, Nithiyah MARUTHEY a Mohanraj KANDASAMY. Survey on Low Back Pain among Cyclists: Prevalence, Risk Factors and Knowledge of Injury Prevention Strategies. *Physical Education Theory and Methodology*. 2023, **23**(1), 85-91. ISSN 1993-7997. Dostupné z: doi:10.17309/tmfv.2023.1.12
74. PYNT, Jenny, Joy HIGGS a Martin MACKKEY. Seeking the optimal posture of the seated lumbar spine. *Physiotherapy Theory and Practice*.

2009, **17**(1), 5-21. ISSN 0959-3985. Dostupné z:
doi:10.1080/09593980151143228

75. RAI, Anushree a Zubia VEQAR. Quantification of Lumbar Lordosis by Tactile and Non Tactile Methods: A Revisit. *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH*. 2022. ISSN 2249782X. Dostupné z:
doi:10.7860/JCDR/2022/53685.16474
76. RAM, Adrian K., Simon J. SUMMERS, John BOOTH, Mitchell T. GIBBS a Matthew D. JONES. Higher intensity exercise reduces disability more than lower intensity exercise in adults with chronic low back pain: A systematic review and meta-analysis. *Musculoskeletal Care*. 2023, 1-12. ISSN 1478-2189. Dostupné z: doi:10.1002/msc.1734
77. RÁTHONYI, Gergely, Karolina KÓSA, Zoltán BÁCS, Kinga RÁTHONYI-ÓDOR, István FÜZESI, Péter LENGYEL a Éva BÁCSNÉ BÁBA. Changes in Workers' Physical Activity and Sedentary Behavior during the COVID-19 Pandemic. *Sustainability*. 2021, **13**(17). ISSN 2071-1050. Dostupné z:
doi:10.3390/su13179524
78. ROHLMANN, Antonius, Tobias CONSMÜLLER, Marcel DREISCHARF, Maxim BASHKUEV, Alexander DISCH, Esther PRIES, Georg N. DUDA a Hendrik SCHMIDT. Measurement of the number of lumbar spinal movements in the sagittal plane in a 24-hour period. *European Spine Journal*. 2014, **23**(11), 2375-2384. ISSN 0940-6719. Dostupné z:
doi:10.1007/s00586-014-3588-0
79. ROŽAC, Karla a Štefica MIKŠIĆ. The Influence of Sedentary Lifestyle on Low Back Pain and Lower Concentration Level. *Collegium antropologicum*. 2021, **45**(2), 135-140. ISSN 18489486. Dostupné z:
doi:10.5671/ca.45.2.7

80. RUCKSTUHL, Lukas a German CLÉNIN. Back pain and core strength in elite cycling. *Swiss sports & exercise medicine*. 2019, **67**(1), 1-12. ISSN 2297-8712. Dostupné z: doi:10.34045/SSEM/2019/6
81. SANTOS, Gessandra Correa De Souza a et al. INFLUÊNCIA DO ROLO MCKENZIE NA DOR LOMBAR EM ESTUDANTES. *Referências em Saúde da Faculdade Estácio de Sá de Goiás - RRS-FESGO*. 2020, **3**(1.), 36-41. ISSN 2596-3457.
82. SÁNCHEZ-ZURIAGA, Daniel, Michael A. ADAMS a Patricia DOLAN. Is Activation of the Back Muscles Impaired by Creep or Muscle Fatigue?. *Spine*. 2010, **35**(5), 517-525. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/BRS.0b013e3181b967ea
83. SEDREZ, Juliana A., Cláudia T. CANDOTTI, Fernanda S. MEDEIROS, Mariana T. MARQUES, Maria I. Z. ROSA a Jefferson F. LOSS. Can the adapted arcometer be used to assess the vertebral column in children?. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2014, **18**(6), 538-543. ISSN 1413-3555. Dostupné z: doi:10.1590/bjpt-rbf.2014.0060
84. SHIRI, Rahman, Kobra FALAH-HASSANI, Markku HELIÖVAARA, et al. *Risk Factors for Low Back Pain: A Population-Based Longitudinal Study*. 2019, **71**(2), 290-299. ISSN 2151-464X. Dostupné z: doi:10.1002/acr.23710
85. SCHULZ, S. Recreational cyclists: The relationship between low back pain and training characteristics. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2009, **12**. ISSN 14402440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jsams.2008.12.111
86. SILVA, Danilo R., André O. WERNECK, Deborah C. MALTA, Dalia ROMERO, Paulo R. B. SOUZA-JÚNIOR, Luiz O. AZEVEDO, Marilisa B. A. BARROS a Célia L. SZWARCOWALD. Changes in movement behaviors and back pain during the first wave of the COVID-19 pandemic in

- Brazil. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2021, **25**(6), 819-825. ISSN 14133555. Dostupné z: doi:10.1016/j.bjpt.2021.07.006
87. SLATER, Diane, Vasileios KORAKAKIS, Peter O'SULLIVAN, David NOLAN a Kieran O'SULLIVAN. "Sit Up Straight": Time to Re-evaluate. 2019, **49**(8), 562-564. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2019.0610
88. SMIRMAUL, Bruno P. C., Danilo R. BERTUCCI a Inaian P. TEIXEIRA. Is the VO_{2max} that we measure really maximal?. *Frontiers in Physiology*. 2013, **4**. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2013.00203
89. SNIDER, Karen T., Eric J. SNIDER, Brian F. DEGENHARDT, Jane C. JOHNSON a James W. KRIBBS. Palpatory Accuracy of Lumbar Spinous Processes Using Multiple Bony Landmarks. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2011, **34**(5), 306-313. ISSN 01614754. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmpt.2011.04.006
90. SOLOMON, Caren G., Alessandro CHIAROTTO a Bart W. KOES. Nonspecific Low Back Pain. *New England Journal of Medicine*. 2022, **386**(18), 1732-1740. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJMcp2032396
91. TAKÁCS, Mária, Zsanett ORLOVITS, Bence JÁGER, Rita M. KISS a Robert Daniel BLANK. Comparison of spinal curvature parameters as determined by the ZEBRIS spine examination method and the Cobb method in children with scoliosis. *PLOS ONE*. 2018, **13**(7). ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0200245
92. TAMBORINDEGUY, Aline Cavalheiro a Rodrigo RICO BINI. Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation?. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2011, **15**(2), 186-191. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2009.07.009
93. TODD, Carl. Validation of spinal sagittal alignment with plain radiographs and the Debrunner Kyphometer. *Medical Research*

- Archives*. 2015, **2**(1), 1-25. ISSN 23751916. Dostupné z: doi:10.18103/mra.v2i1.319
94. VAN DER WALT, A. Non-traumatic injury profile of amateur cyclists. *South African Journal of Sports Medicine*. 2014, **26**(4), 119-122. ISSN 2078-516X. Dostupné z: doi:10.7196/SAJSM.555
95. VAN DUIJVENBODE, Ingrid, Petra JELLEMA, Mireille VAN POPPEL a Maurits W VAN TULDER. Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2008. ISSN 14651858. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD001823.pub3
96. VAN HOOFF, Wannes, Koen VOLKAERTS, Kieran O'SULLIVAN, Sabine VERSCHUEREN a Wim DANKAERTS. Comparing lower lumbar kinematics in cyclists with low back pain (flexion pattern) versus asymptomatic controls – field study using a wireless posture monitoring system. *Manual Therapy*. 2012, **17**(4), 312-317. ISSN 1356689X. Dostupné z: doi:10.1016/j.math.2012.02.012
97. VAN WYK, Brittany. *The effect of a lumbar support pillow on low back pain in long distance truck drivers in the eThekweni District*. 2018. Disertační práce. Durban University of Technology.
98. VOS, Theo, Stephen S LIM, Cristiana ABBAFATI, et al. *The Lancet*. 2020, **396**(10258). ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(20)30925-9
99. WONG, Arnold Y.L., Tommy P.M. CHAN, Alex W.M. CHAU, Hon TUNG CHEUNG, Keith C.K. KWAN, Alan K.H. LAM, Peter Y.C. WONG a Diana DE CARVALHO. *Do different sitting postures affect spinal biomechanics of asymptomatic individuals?*. 2019, **67**, 230-235. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.10.028

100. ZAMIRI, Sara, Mohammad Jafar Shaterzadeh YAZDI a Mohammad MEHRAVAR. The Relationship between Prolonged Sitting Position and Adaptive Alterations in Lumbar Spine and Pelvic Range of Motion in Cyclists with Chronic Low Back Pain. *World Family Medicine Journal/Middle East Journal of Family Medicine*. 2017, **15**(10), 23-27. ISSN 18390188. Dostupné z: doi:10.5742/MEWFM.2017.93132

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 - Zatížení spodních zad při jednotlivých pozicích.....	17
Obrázek 2 - Měření a výpočet indexu kyfózy a lordózy	27
Obrázek 3 – Graf - Porovnání intenzity vnímané bolesti mezi skupinami a fázemi experimentu	34
Obrázek 4 - Graf - Porovnání Lordotického indexu mezi skupinami a fázemi experimentu.....	35

11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 - Charakteristika zkoumaných skupin probandů 1	23
Tabulka 2 - Charakteristika zkoumaných skupin probandů 2	24
Tabulka 3 - Testy normality pro skupina A a skupinu B	31
Tabulka 4 - Testy normality podle fáze experimentu.....	32
Tabulka 5 - Testové statistiky párového t-testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny A.....	35
Tabulka 6 - Testové statistiky Wilcoxonova testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny A.....	36
Tabulka 7 - Testové statistiky párového t-testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny B.....	38
Tabulka 8 - Testové statistiky Wilcoxonova testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny B.....	38
Tabulka 9 - Testové statistiky t-testu pro porovnání nezávislých výběrů pro metriky ve fázi 0 a 1 mezi skupinami A a B.....	40
Tabulka 10 - Testové statistiky Kruskal-Wallisova a Mann-Whitneyova U testu pro metriky ve fázi 0 a 1 u skupiny B	41

12 SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA I - Souhrnné deskriptivní statistiky napříč kategoriálními proměnnými	82
Příloha II: Porovnání průměru lumbální šířky mezi skupinami a fázemi experimentu.....	90
Příloha III: Porovnání průměru lumbální délky mezi skupinami a fázemi experimentu.....	91
Příloha IV: Porovnání lumbální šířky 1 mezi skupinami a fázemi experimentu	91
Příloha V: Porovnání lumbální šířky 2 mezi skupinami a fázemi experimentu	92
Příloha VI: Porovnání lumbální délky 1 mezi skupinami a fázemi experimentu.....	92
Příloha VII: Porovnání lumbální délky 2 mezi skupinami a fázemi experimentu.....	93

PŘÍLOHY

PŘÍLOHA I - Souhrnné deskriptivní statistiky napříč kategoriálními proměnnými

Skupina	Hmotnost	Výška	BMI	Věk	Intenzita bolesti	LŠ průměr	LD průměr	Lordotický index			
Výzkumná skupina A	Hodnoty na vstupu (fáze 0)	Ženy	N	2	2	2	2	2	2		
			Median	67,00	1,71	23,07	42,00	4,00	28,00	234,75	11,90
			Max	67,00	1,71	23,07	42,00	4,00	28,00	234,75	11,90
			Min	64	1,69	21,63	39	4	25,0	218,5	11,44
			Max	70	1,72	24,51	45	4	31,0	251,0	12,35
			Range	6	0,03	2,88	6	0	6,0	32,5	0,91
			St. Dev.	4,243	0,021	2,033	4,243	0,000	4,243	22,981	0,643
			Kurt								
			Skew.								
		Muži	N	10	10	10	10	10	10	10	
			Median	83,80	1,82	25,27	40,70	3,60	21,55	196,15	10,77
			Max	81,50	1,82	24,21	40,50	3,50	21,75	188,25	10,54
			Min	69	1,70	22,40	29	2	9,5	110,0	6,84
			Max	105	1,91	31,40	52	6	37,5	321,5	15,56
			Range	36	0,21	9,00	23	4	28,0	211,5	8,73
			St. Dev.	12,145	0,063	2,893	6,993	1,430	10,106	71,534	2,419
			Kurt	0,097	0,028	0,937	-	-1,163	-	-	0,931
			Skew.	0,938	-0,457	1,297	0,226	0,319	0,897	0,890	0,507
		Bez rozlišení pohlaví	N	12	12	12	12	12	12	12	
			Median	81,00	1,80	24,90	40,92	3,67	22,63	202,58	10,96
			Max	80,00	1,81	24,19	40,50	4,00	22,75	209,75	11,01
			Min	64	1,69	21,63	29	2	9,5	110,0	6,84
			Max	105	1,91	31,40	52	6	37,5	321,5	15,56

	Ran	41	0,2	9,	23	4	28,0	211,	8,73
	ge		2	76				5	
	St.	12,849	0,0	2,	6,4	1,303	9,56	66,7	2,240
	Dev.		73	820	73		6	87	
	Kurt	0,240	-	1,	0,0	-	-	-	0,995
	.		1,077	443	25	0,774	1,040	0,870	
	Ske	0,886	-	1,	0,0	0,154	0,19	0,16	0,241
	w.		0,156	334	27		0	3	
Ženy	N	2	2	2	2	2	2	2	2
	Me	67,00	1,7	23	42,	0,00	27,0	236,	11,92
	an		1	,07	00		0	75	
	Me	67,00	1,7	23	42,	0,00	27,0	236,	11,92
	dian		1	,07	00		0	75	
	Min	64	1,6	21	39	0	25,5	193,	9,11
			9	,63				5	
	Ma	70	1,7	24	45	0	28,5	280,	14,73
	x		2	,51				0	
	Ran	6	0,0	2,	6	0	3,0	86,5	5,62
	ge		3	88					
	St.	4,243	0,0	2,	4,2	0,000	2,12	61,1	3,975
	Dev.		21	033	43		1	65	
	Kurt								
.									
Ske									
w.									
Muži	N	10	10	10	10	10	10	10	10
	Me	83,80	1,8	25	40,	2,10	25,2	227,	11,10
	an		2	,27	70		0	10	
	Me	81,50	1,8	24	40,	2,00	21,0	224,	11,33
	dian		2	,21	50		0	25	
	Min	69	1,7	22	29	0	17,0	146,	7,19
			0	,40				0	
	Ma	105	1,9	31	52	5	41,0	356,	14,72
	x		1	,40				5	
	Ran	36	0,2	9,	23	5	24,0	210,	7,53
ge		1	00				5		
St.	12,145	0,0	2,	6,9	1,912	8,93	62,6	2,204	
Dev.		63	893	93		2	69		
Kurt	0,097	0,0	0,	-	-1,736	-	0,73	0,144	
.		28	937	0,226		0,627	7		
Ske	0,938	-	1,	0,1	0,181	0,93	0,76	-0,235	
w.		0,457	297	18		3	6		
Bez rozlišení pohlaví	N	12	12	12	12	12	12	12	12
	Me	81,00	1,8	24	40,	1,75	25,5	228,	11,24
	an		0	,90	92		0	71	
	Me	80,00	1,8	24	40,	1,00	23,2	224,	11,33
	dian		1	,19	50		5	25	
	Min	64	1,6	21	29	0	17,0	146,	7,19
			9	,63				0	
	Ma	105	1,9	31	52	5	41,0	356,	14,73
	x		1	,40				5	
Ran	41	0,2	9,	23	5	24,0	210,	7,53	
ge		2	76				5		
St.	12,849	0,0	2,	6,4	1,913	8,13	59,7	2,347	
Dev.		73	820	73		5	29		
Kurt	0,240	-	1,	0,0	-	-	0,41	-0,566	

			1,077	443	25	1,500	0,328	1	
		Ske	0,886	-	1,	0,0	0,520	0,84	0,65
		w.	0,156	0,334	27		5	4	-0,026
		N	4	4	4	4	4	4	4
		Me	67,00	1,7	23	42,	2,00	27,5	235,
		an		1	,07	00		0	75
		Me	67,00	1,7	23	42,	2,00	27,0	234,
		dian		1	,07	00		0	75
		Min	64	1,6	21	39	0	25,0	193,
				9	,63				5
		Ma	70	1,7	24	45	4	31,0	280,
		x		2	,51				0
		Ran	6	0,0	2,	6	4	6,0	86,5
		ge		3	88				
		St.	3,464	0,0	1,	3,4	2,309	2,79	37,7
		Dev.		17	660	64		9	41
		Kurt	-6,000	-	-	-	-	-	-
				6,000	6,000	6,000	6,000	2,303	1,732
		Ske	0,000	0,0	0,	0,0	0,000	0,61	0,12
		w.		00	000	00		6	0
		N	20	20	20	20	20	20	20
		Me	83,80	1,8	25	40,	2,85	23,3	211,
		an		2	,27	70		8	63
		Me	81,50	1,8	24	40,	3,00	21,2	208,
		dian		2	,21	50		5	75
		Min	69	1,7	22	29	0	9,5	110,
				0	,40				0
		Ma	105	1,9	31	52	6	41,0	356,
		x		1	,40				5
		Ran	36	0,2	9,	23	6	31,5	246,
		ge		1	00				5
		St.	11,821	0,0	2,	6,8	1,814	9,47	67,3
		Dev.		62	816	06		0	52
		Kurt	-0,267	-	0,	-	-	-	-
				0,318	352	0,506	0,923	0,735	0,383
		Ske	0,857	-	1,1	0,1	-	0,52	0,39
		w.		0,417	84	08	0,164	3	8
		N	24	24	24	24	24	24	24
		Me	81,00	1,8	24	40,	2,71	24,0	215,
		an		0	,90	92		6	65
		Me	80,00	1,8	24	40,	3,00	22,7	215,
		dian		1	,19	50		5	75
		Min	64	1,6	21	29	0	9,5	110,
				9	,63				0
		Ma	105	1,9	31	52	6	41,0	356,
		x		1	,40				5
		Ran	41	0,2	9,	23	6	31,5	246,
		ge		2	76				5
		St.	12,566	0,0	2,	6,3	1,876	8,80	63,3
		Dev.		71	758	31		7	84
		Kurt	-0,088	-	0,	-	-1,140	-	-
				1,119	855	0,256		0,630	0,311
		Ske	0,824	-	1,	0,0	-	0,31	0,24
		w.		0,145	240	25	0,184	2	9
ini	sk	na	vs	en	N	4	4	4	4

Hodnoty souhrnně bez rozlišení fáze experimentu

Ženy

Muži

Bez rozlišení pohlaví

	an	Me	65,25	1,74	21,58	32,50	3,50	23,88	198,38	11,89	
	dian	Me	65,50	1,74	21,67	32,00	3,50	22,75	190,25	11,90	
	Min	55	1,66	19,03	19	2	15,0	132,5	8,04		
	x	Ma	75	1,82	23,94	47	5	35,0	280,5	15,72	
	ge	Ran	20	0,16	4,91	28	3	20,0	148,0	7,68	
	St. Dev.	8,655	0,071	2,119	11,902	1,291	10,411	61,221	3,170		
	.	Kurt	-1,394	-	-	-	-	-	1,767	0,849	
	w.	Ske	-0,135	0,142	-	0,214	0,000	0,159	0,774	-0,015	
		N	9	9	9	9	9	9	9	9	
	an	Me	84,78	1,80	26,23	37,44	3,56	21,61	197,44	10,91	
	dian	Me	80,00	1,76	25,99	41,00	3,00	25,50	218,50	11,45	
	Min	70	1,71	21,84	21	2	7,5	55,0	7,04		
	x	Ma	104	1,90	34,75	50	6	33,5	292,5	13,64	
	ge	Ran	34	0,19	12,91	29	4	26,0	237,5	6,59	
	St. Dev.	12,863	0,079	4,138	9,207	1,333	9,679	74,046	2,123		
	.	Kurt	-1,430	-	1,048	-	-	-	0,229	-0,287	
	w.	Ske	0,691	0,300	1,029	-	0,661	-	-	-0,662	
		N	13	13	13	13	13	13	13	13	
	an	Me	78,77	1,78	24,80	35,92	3,54	22,31	197,73	11,21	
	dian	Me	76,00	1,76	23,94	38,00	3,00	25,50	216,00	11,45	
	Min	55	1,66	19,03	19	2	7,5	55,0	7,04		
	x	Ma	104	1,90	34,75	50	6	35,0	292,5	15,72	
	ge	Ran	49	0,24	15,72	31	4	27,5	237,5	8,68	
	St. Dev.	14,732	0,080	4,187	9,878	1,266	9,525	67,767	2,395		
	.	Kurt	-0,277	-	1,389	-	-	-	0,037	-0,122	
	w.	Ske	0,488	0,318	1,076	-	0,481	-	-	-0,075	
		N	4	4	4	4	4	4	4	4	
Hodnoty na výstupu (fáze 1)		Ženy									
		an	Me	65,25	1,74	21,58	32,50	3,75	23,50	195,38	11,78
		dian	Me	65,50	1,74	21,67	32,00	3,50	22,50	185,50	12,17
		Min	55	1,6	19	19	3	13,5	135,	7,71	

			6	,03			5				
	x	Ma	75	1,82	23,94	47	5	35,5	275,0	15,05	
	ge	Ran	20	0,16	4,91	28	2	22,0	139,5	7,34	
	Dev.	St.	8,655	0,071	2,119	11,902	0,957	10,708	58,710	3,089	
	.	Kurt	-1,394	-	-	-	-	-	1,432	0,753	
	w.	Ske	-0,135	0,142	-0,201	0,214	0,855	0,235	0,928	-0,694	
		N	9	9	9	9	9	9	9	9	
		Me	84,78	1,80	26,23	37,44	3,22	21,67	215,11	10,08	
	dian	Me	80,00	1,76	25,99	41,00	3,00	20,50	227,50	9,83	
		Min	70	1,71	21,84	21	2	15,0	143,5	8,76	
	x	Ma	104	1,90	34,75	50	6	31,0	268,0	11,97	
	ge	Ran	34	0,19	12,91	29	4	16,0	124,5	3,21	
	Dev.	St.	12,863	0,079	4,138	9,207	1,302	5,208	44,314	1,058	
	.	Kurt	-1,430	-	1,048	-	1,677	-	-	-0,532	
	w.	Ske	0,691	0,300	1,029	-0,619	1,229	0,681	0,412	0,559	
		N	13	13	13	13	13	13	13	13	
		Me	78,77	1,78	24,80	35,92	3,38	22,23	209,04	10,60	
	dian	Me	76,00	1,76	23,94	38,00	3,00	20,50	199,00	10,45	
		Min	55	1,66	19,03	19	2	13,5	135,5	7,71	
	x	Ma	104	1,90	34,75	50	6	35,5	275,0	15,05	
	ge	Ran	49	0,24	15,72	31	4	22,0	139,5	7,34	
	Dev.	St.	14,732	0,080	4,187	9,878	1,193	6,894	47,548	1,949	
	.	Kurt	-0,277	-	1,389	-	0,509	-	-	1,003	
	w.	Ske	0,488	0,318	1,076	-0,395	0,844	0,595	0,080	0,875	
Hodnoty souhrnně bez rozlišení fáze experimentu	Ženy	N	8	8	8	8	8	8	8	8	
		Me	65,25	1,74	21,58	32,50	3,63	23,69	196,88	11,83	
		dian	Me	65,50	1,74	21,67	32,00	3,50	22,50	190,25	11,96
		Min	55	1,66	19,03	19	2	13,5	132,5	7,71	
		x	Ma	75	1,82	23,94	47	5	35,5	280,5	15,72
		Ran	20	0,16	4,91	28	3	22,0	148,	8,01	

		ge	6	91				0		
		St.	8,013	0,0	1,	11,	1,061	9,77	55,5	2,898
		Dev.		66	962	019		9	53	
		Kurt	-1,510	-	-	-	-	-	-	-0,858
		.		1,822	1,466	1,274	0,940	2,434	0,661	
		Ske	-0,097	0,1	-	0,1	0,045	0,14	0,61	-0,244
		w.		03	0,145	54		1	3	
		N	18	18	18	18	18	18	18	18
		Me	84,78	1,8	26	37,	3,39	21,6	206,	10,49
		an		0	,23	44		4	28	
		Me	80,00	1,7	25	41,	3,00	21,0	222,	10,55
		dian		6	,99	00		0	50	
		Min	70	1,7	21	21	2	7,5	55,0	7,04
				1	,84					
		Ma	104	1,9	34	50	6	33,5	292,	13,64
		x		0	,75				5	
		Ran	34	0,1	12	29	4	26,0	237,	6,59
		ge		9	,91				5	
		St.	12,478	0,0	4,	8,9	1,290	7,54	59,8	1,683
		Dev.		77	014	33		0	90	
		Kurt	-1,393	-	0,	-	-	-	0,83	-0,284
		.		1,873	358	0,542	0,007	0,782	6	
		Ske	0,624	0,2	0,	-	0,831	-	-	-0,018
		w.		71	928	0,558		0,223	0,979	
		N	26	26	26	26	26	26	26	26
		Me	78,77	1,7	24	35,	3,46	22,2	203,	10,91
		an		8	,80	92		7	38	
		Me	76,00	1,7	23	38,	3,00	21,0	207,	10,90
		dian		6	,94	00		0	50	
		Min	55	1,6	19	19	2	7,5	55,0	7,04
				6	,03					
		Ma	104	1,9	34	50	6	35,5	292,	15,72
		x		0	,75				5	
		Ran	49	0,2	15	31	4	28,0	237,	8,68
		ge		4	,72				5	
		St.	14,434	0,0	4,	9,6	1,208	8,14	57,6	2,162
		Dev.		78	102	79		6	43	
		Kurt	-0,474	-	0,	-	-	-	0,09	-0,148
		.		1,199	860	0,976	0,332	1,169	6	
		Ske	0,456	0,2	1,	-	0,614	0,02	-	0,329
		w.		98	006	0,369		3	0,570	
Celý výběrový soubor bez rozlišení skupin	Hodnoty na vstupu (fáze 0)	N	6	6	6	6	6	6	6	6
		Me	65,83	1,7	22	35,	3,67	25,2	210,	11,89
		an		3	,07	67		5	50	
		Me	66,50	1,7	22	37,	4,00	27,7	206,	11,90
		dian		1	,07	50		5	25	
		Min	55	1,6	19	19	2	15,0	132,	8,04
				6	,03				5	
		Ma	75	1,8	24	47	5	35,0	280,	15,72
		x		2	,51				5	
		Ran	20	0,1	5,	28	3	20,0	148,	7,68
		ge		6	48				0	
		St.	7,026	0,0	2,	10,	1,033	8,55	52,0	2,472
		Dev.		59	029	614		4	32	
		Kurt	-0,085	-	-	-	0,586	-	-	-
.		0,200	0,658	0,469		1,940	0,126			

	Ske w.	-0,397	0,792	-0,329	-0,696	-0,666	-0,428	-0,177	-0,018
	N	19	19	19	19	19	19	19	19
Muži	Man	84,26	1,81	25,72	39,16	3,58	21,58	196,76	10,84
	Median	80,00	1,82	24,54	41,00	3,00	22,00	216,00	10,70
	Min	69	1,70	21,84	21	2	7,5	55,0	6,84
	Max	105	1,91	34,75	52	6	37,5	321,5	15,56
	Range	36	0,21	12,91	31	4	30,0	266,5	8,73
	St. Dev.	12,147	0,070	3,469	8,057	1,346	9,628	70,681	2,222
	Kurt.	-0,851	-1,415	1,062	0,154	-0,912	-1,215	0,639	0,026
	Ske w.	0,743	0,080	-1,167	-0,496	0,423	0,132	-0,173	0,055
	N	25	25	25	25	25	25	25	25
	Bez rozlišení pohlaví	Man	79,84	1,79	24,85	38,32	3,60	22,46	200,06
Median		78,00	1,79	23,94	40,00	4,00	23,50	216,00	11,32
Min		55	1,66	19,03	19	2	7,5	55,0	6,84
Max		105	1,91	34,75	52	6	37,5	321,5	15,72
Range		50	0,25	15,72	33	4	30,0	266,5	8,88
St. Dev.		13,619	0,075	3,523	8,630	1,258	9,345	65,930	2,277
Kurt.		-0,255	-1,239	1,430	-0,021	0,810	-1,290	0,491	-0,020
Ske w.		0,556	0,076	1,096	-0,606	0,300	-0,013	0,242	0,068
N		6	6	6	6	6	6	6	6
Ženy		Man	65,83	1,73	22,07	35,67	2,50	24,67	209,17
	Median	66,50	1,71	22,07	37,50	3,00	27,00	194,75	12,17
	Min	55	1,66	19,03	19	0	13,5	135,5	7,71
	Max	75	1,82	24,51	47	5	35,5	280,0	15,05
	Range	20	0,16	5,48	28	5	22,0	144,5	7,34
	St. Dev.	7,026	0,059	2,029	10,614	2,074	8,542	57,209	2,982
	Kurt.	-0,085	-0,200	-0,658	-0,469	-1,617	-1,366	1,358	-1,636
	Ske w.	-0,397	0,792	-0,329	-0,696	0,404	0,347	0,312	-0,342
	N	19	19	19	19	19	19	19	19
	Muži	Man	84,26	1,81	25,72	39,16	2,63	23,53	221,42

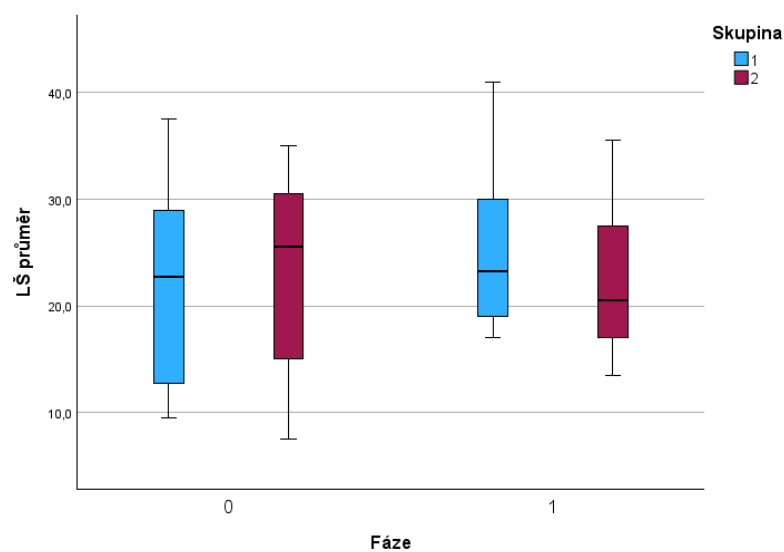
Hodnoty na výstupu (fáze 1)

		Me	80,00	1,82	24,54	41,00	3,00	21,00	227,50	10,45
		Min	69	1,70	21,84	21	0	15,0	143,5	7,19
		Max	105	1,91	34,75	52	6	41,0	356,5	14,72
		Range	36	0,21	12,91	31	6	26,0	213,0	7,53
		St.Dev.	12,147	0,070	3,469	8,057	1,707	7,432	53,612	1,790
		Kurtosis	-0,851	-1,415	1,062	0,154	-0,528	0,601	0,671	0,497
		Skewness	0,743	-0,080	1,167	-0,496	-0,026	1,175	0,579	0,379
		N	25	25	25	25	25	25	25	25
	Bez rozlišení pohlaví	Me	79,84	1,79	24,85	38,32	2,60	23,80	218,48	10,91
		Me	78,00	1,79	23,94	40,00	3,00	21,00	213,00	10,66
		Min	55	1,66	19,03	19	0	13,5	135,5	7,19
		Max	105	1,91	34,75	52	6	41,0	356,5	15,05
		Ran	50	0,25	15,72	33	6	27,5	221,0	7,86
		St.Dev.	13,619	0,075	3,523	8,630	1,756	7,542	53,536	2,129
		Kurt	-0,255	-1,239	1,430	-0,021	-0,818	-0,232	0,153	-0,377
		Ske	0,556	0,076	1,096	-0,606	-0,130	0,759	0,480	0,381
		N	12	12	12	12	12	12	12	12
Hodnoty souhrnně bez rozlišení fáze experimentu	Ženy	Me	65,83	1,73	22,07	35,67	3,08	24,96	209,83	11,86
		Me	66,50	1,71	22,07	37,50	3,50	27,00	195,00	11,90
		Min	55	1,66	19,03	19	0	13,5	132,5	7,71
		Max	75	1,82	24,51	47	5	35,5	280,5	15,72
		Ran	20	0,16	5,48	28	5	22,0	148,0	8,01
		St.Dev.	6,699	0,056	1,935	10,120	1,676	8,156	52,142	2,612
		Kurt	-0,675	-0,738	-0,987	-0,884	0,195	-1,530	-1,084	-0,781
		Ske	-0,333	0,665	0,276	-0,584	-0,989	-0,324	-0,082	-0,199
		N	38	38	38	38	38	38	38	38
	Muži	Me	84,26	1,81	25,72	39,16	3,11	22,55	209,09	10,73
Me		80,00	1,82	24,54	41,00	3,00	21,25	217,25	10,65	
Min		69	1,70	21,84	21	0	7,5	55,0	6,84	

	Ma	105	1,9	34	52	6	41,0	356,5	15,56	
x	Ran	36	0,2	12	31	6	33,5	301,5	8,73	
ge	St.	11,981	0,0	3,422	7,948	1,590	8,541	63,125	1,993	
Dev.	Kurt	-0,904	-	0,751	-	-	-	0,034	0,100	
.			1,391		0,034	0,290	0,491			
	Ske	0,712	-	1,117	-	-	0,352	-	0,199	
w.			0,077		0,474	0,096		0,109		
	N	50	50	50	50	50	50	50	50	
	Me	79,84	1,7	24,85	38,32	3,10	23,13	209,27	11,00	
	an	Me	78,00	1,7	23,94	40,00	3,00	21,75	214,50	11,15
	dian	Min	55	1,6	19,03	19	0	7,5	55,0	6,84
	Min	Ma	105	1,9	34,75	52	6	41,0	356,5	15,72
	x	Ran	50	0,2	15,72	33	6	33,5	301,5	8,88
	ge	St.	13,479	0,0	3,487	8,541	1,594	8,431	60,161	2,184
	Dev.	Kurt	-0,354	-	1,159	-	-	-	-	-0,291
	.			1,238		0,144	0,291	0,800	0,051	
	Ske	0,539	0,0	1,061	-	-	0,195	-	0,211	
	w.			0,74		0,587	0,296			

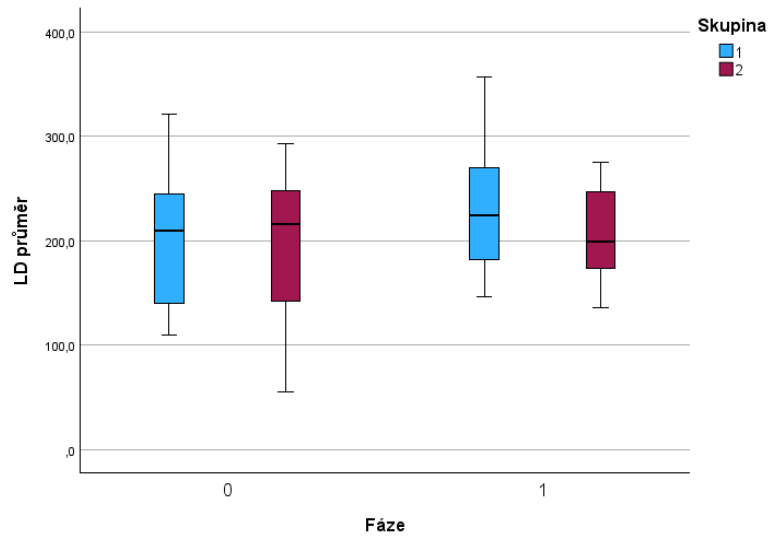
Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Příloha II: Porovnání průměru lumbální šířky mezi skupinami a fázemi experimentu



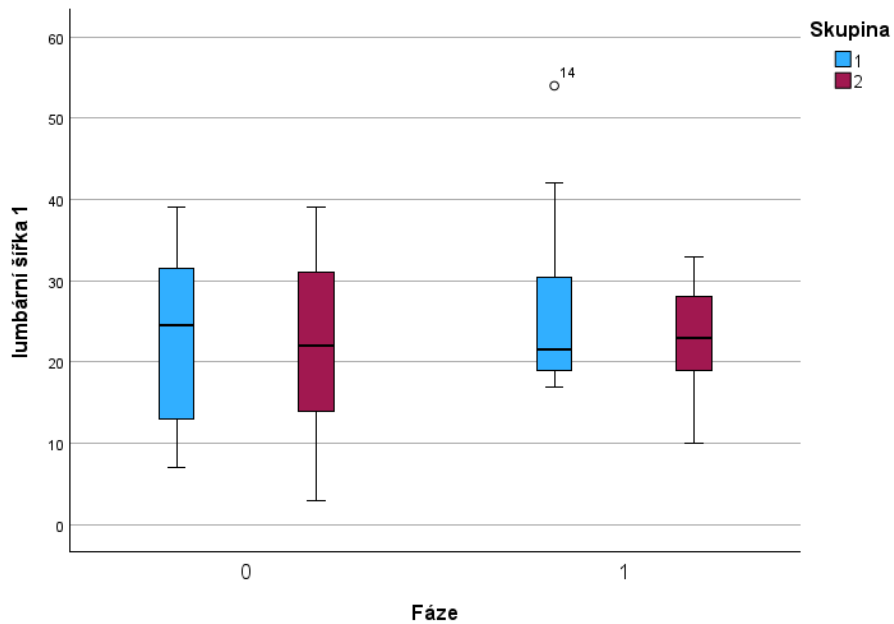
Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Příloha III: Porovnání průměru lumbální délky mezi skupinami a fázemi experimentu



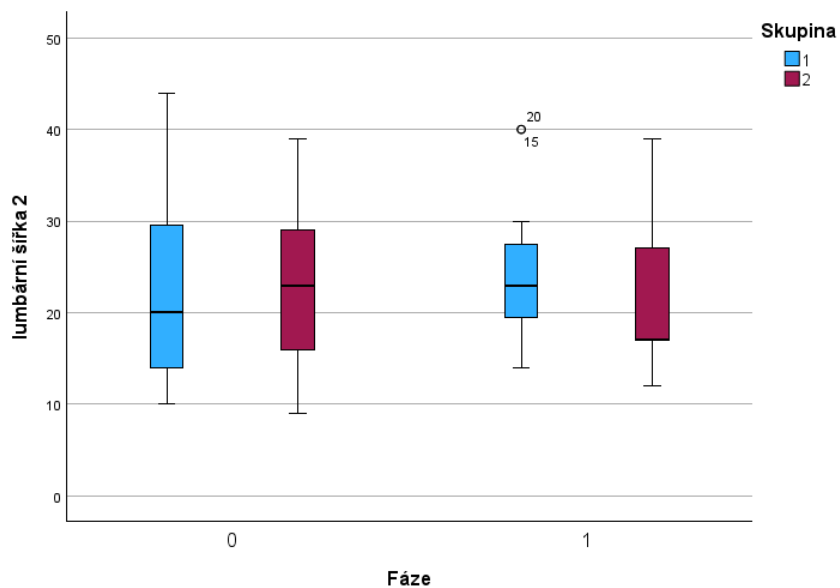
Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Příloha IV: Porovnání lumbální šířky 1 mezi skupinami a fázemi experimentu



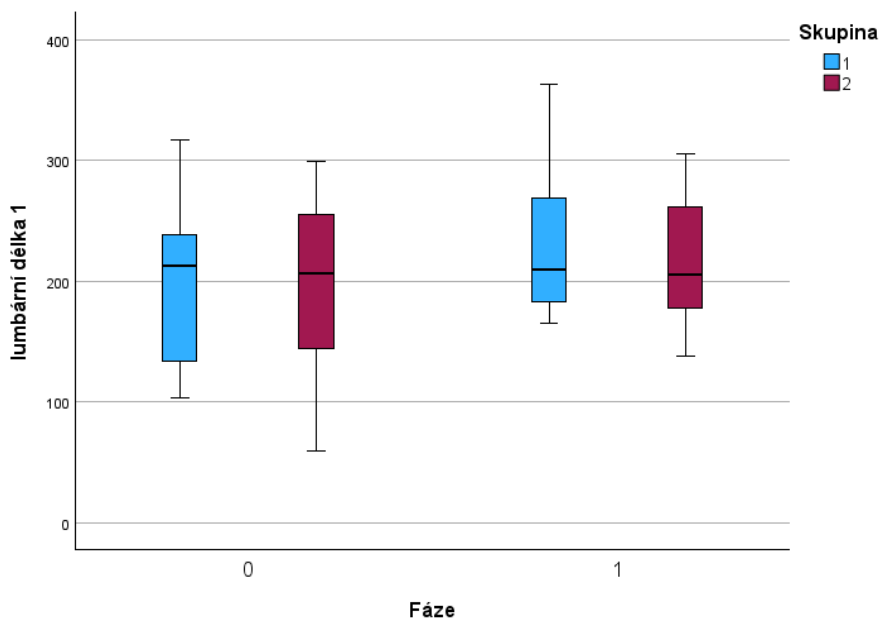
Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Příloha V: Porovnání lumbální šířky 2 mezi skupinami a fázemi experimentu



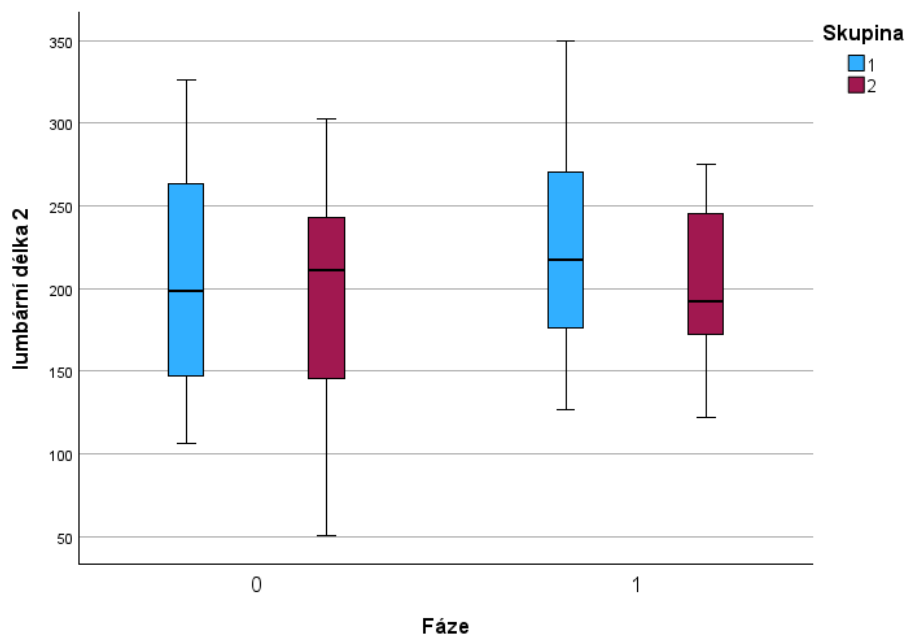
Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Příloha VI: Porovnání lumbální délky 1 mezi skupinami a fázemi experimentu



Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29

Příloha VII: Porovnání lumbální délky 2 mezi skupinami a fázemi experimentu



Zdroj: Vlastní zpracování stat. softwarem IBM SPSS 29