

UNIVERZITA KARLOVA
2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Anna Suchomelová

**Vliv nastavení jízdního kola na napětí
musculus trapezius**

Bakalářská práce

Praha 2024

Autor práce: Anna Suchomelová

Vedoucí práce: Mgr. Daniel Sobotka

Oponent práce: PhDr. Petr Bitnar, Ph.D.

Datum obhajoby: 2024

Bibliografický záznam

SUCHOMELOVÁ Anna. Vliv nastavení jízdního kola na napětí musculus trapezius. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2024. 66 s. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Daniel Sobotka.

Abstrakt

Práce se zabývá vlivem nastavení jízdního kola, konkrétně výšky řídítek, na napětí pars descendens musculi trapezii. Cílem teoretické části práce bylo shrnout dosavadní poznatky o vlivu jednotlivých parametrů jízdního kola na biomechaniku jízdy na kole a také objasnit možný vliv lokálních hypertonických změn v musculus trapezius na bolesti pohybového aparátu. Předmětem praktické části práce byl výzkum zabývající se vlivem nastavení výšky řídítek na napětí musculus trapezius. Do výzkumné části se zapojilo 8 probandů mužského pohlaví, kteří podstoupili tři zátěžové protokoly v pozici nastavené v rámci Retül bike fitu a dvou upravených pozicích – s řídítky posunutými o 5 % původní hodnoty dolů, respektive nahoru. V posledních 30 vteřinách pětiminutového zátěžového protokolu byla zaznamenávána elektromyografická aktivita zmíněného svalu. Naměřené hodnoty napětí a jejich změny se u jednotlivců značně lišily, proto nebyl pozorován jednoznačný vliv pozice řídítek na napětí pars descendens musculi trapezii. Při kalkulaci pouze s průměrnými zaznamenanými hodnotami jednotlivých probandů byla nejnižší hodnota elektromyografického signálu změřena v pozici s nejvyšším umístěním řídítek.

Klíčová slova

svalové napětí, musculus trapezius, nastavení jízdního kola, bike fit, výška řídítek

Abstract

The thesis focuses on the effect of the bicycle setup, specifically the handlebar height, on the upper trapezius muscle tension. The aim of the theoretical part was to summarize the existing knowledge about the influence of individual bicycle parameters on the biomechanics of cycling and also to clarify the possible influence of local hypertonic changes in the trapezius muscle on musculoskeletal pain. The practical part of the thesis was to explore the influence of handlebar height adjustment on the musculus trapezius

tension. The research included 8 male probands who underwent three loading protocols in the position established in the Retül bike fit and two modified positions – with handlebars moved down and up by 5% of the original value, respectively. During the last 30 seconds of the five-minute loading protocol, electromyographic activity of the aforementioned muscle was recorded. The measured tension values and their changes varied considerably between individuals, therefore no clear effect of handlebar position on the tension of the upper fibers of trapezius muscle was observed. Calculating only with the average recorded values of the individual probands, the lowest electromyographic signal was measured in the position with the highest handlebar position.

Keywords

muscle tension, trapezius muscle, bicycle setting, bike fit, handlebar height

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Daniela Sobotky, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 29. dubna 2024

Anna Suchomelová

Poděkování

Chtěla bych poděkovat vedoucímu mé práce Mgr. Danielu Sobotkovi za trpělivost a cenné rady při vedení práce. Dále patří velký dík Bc. Václavu Šňupárkovi za pomoc s nastavením jednotlivých pozic kola a se statistickým zpracováním dat. Děkuji také doc. MUDr. Jiřímu Radvanskému, CSc. za cenné poznatky. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat Bc. Martinu Vávrovi za pomoc s realizací výzkumu a dalším zaměstnancům Oddělení tělovýchovného lékařství Fakultní nemocnice v Motole za propůjčení prostor a přístrojů.

OBSAH

1	ÚVOD	7
2	PŘEHLED POZNATKŮ	8
2.1	Cyklistika	8
2.1.1	Parametry nastavení jízdního kola – základní pojmy	8
2.1.2	Biomechanika cyklistiky	9
2.1.3	Kolo a výkon cyklisty	12
2.2	Bike fit	13
2.2.1	Doplňková vyšetření	14
2.2.2	Statický fit	15
2.2.3	Dynamický fit	18
2.3	Zdravotní problémy a diskomfort	18
2.3.1	Zápěstí a ruka	19
2.3.2	Oblast krční páteře a ramene	20
2.4	Svalový tonus a jeho lokální změny	20
2.4.1	Definice pojmu svalový tonus	20
2.4.2	Spoušťové body	21
2.5	Musculus trapezius	23
2.5.1	Anatomie	23
2.5.2	Funkce	24
2.5.3	Spoušťové body v m. trapezius	25
2.5.4	Bolesti šíje	28
2.5.5	Bolesti hlavy	28
2.6	Elektromyografie	29
2.6.1	Povrchová elektromyografie	29
2.6.2	Faktory ovlivňující snímaný signál	30
3	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	32
3.1	Cíle práce	32
3.2	Hypotézy pro praktickou část	32
4	METODIKA	33
4.1	Sledovaný soubor	33
4.1.1	Vyhodnocení dotazníku	33
4.2	Použité vybavení	34
4.2.1	Retül bike fit (zdroj https://www.retul.com/bike-fit)	34
4.2.2	Bicyklový ergometr	35
4.2.3	Elektromyograf	35
4.3	Postup	35

4.3.1	Nastavení výchozí pozice	35
4.3.2	Testovací protokol	37
4.3.3	Zpracování EMG signálu	38
5	VÝSLEDKY	39
5.1	Naměřené hodnoty napětí	39
5.2	Normalizace dat	39
6	DISKUZE	42
6.1	Diskuze k teoretické části	42
6.2	Diskuze k praktické části	45
6.2.1	Klidová hodnota napětí m. trapezius	45
6.2.2	Vliv pozice na napětí m. trapezius	45
6.2.3	Vliv opakovaného zatížení na napětí m. trapezius.....	47
6.3	Limity práce	48
7	ZÁVĚR	50
8	REFERENČNÍ SEZNAM	51
9	SEZNAM TABULEK	59
10	SEZNAM OBRÁZKŮ	60
11	SEZNAM PŘÍLOH.....	61

SEZNAM ZKRATEK

- AAEM - Americká asociace elektrodiagnostické medicíny
- AH – aktivační hodnota
- AVR – average rectified value
- BDC – bottom dead center (dolní mrtvý bod)
- C – krční
- DKK – dolní končetiny
- EKG – elektrokardiografie
- EMG – elektromyografie
- ext – extenze
- flx – flexe
- FN Motol – Fakultní nemocnice Motol
- HK – horní končetina
- KoK – kolenní kloub
- KOPS – knee over pedal spindle
- KyK – kyčelní kloub
- LED – elektroluminiscenční dioda
- m. – musculus
- n. – nervus
- N – nízká pozice řídítek
- S – střední pozice řídítek
- SD – směrodatná odchylka
- sEMG – povrchová elektromyografie
- SENIAM – Společnost pro neinvazivní vyšetření svalu pomocí povrchové elektromyografie
- SL – interval spolehlivosti
- T – hrudní
- TDC – top dead center (horní mrtvý bod)
- TrP – trigger point (spoušťový bod)
- TrPA – aktivní trigger point (aktivní spoušťový bod)
- TrPL – latentní trigger point (latentní spoušťový bod)
- V – vysoká pozice řídítek

1 ÚVOD

Kromě profesionálních sportovců (např. cyklistů a triatlonistů) dnes lidé hojně využívají jízdní kola jako dopravní prostředek či jako formu aktivní relaxace. Mnozí rekreační cyklisté se však nezabývají správným nastavením rozměrových parametrů svého kola, případně řeší pouze velikost samotného rámu kola, ačkoli je dnes možné měnit také nastavení sedla v horizontále i vertikále a u většiny kol také nastavení řídítek.

V rámci takzvaného bike fitu si dnes lidé mohou nechat individuálně nastavit tyto parametry u svého jízdního kola. Bike fit byl však původně zacílen na nastavení pozice umožňující optimální výkon v závodě, tedy optimální aerodynamiku a biomechaniku závodních cyklistů. Je otázkou, zda však tato nastavení vedou k subjektivně příjemnějšímu posedu a omezení zdravotních komplikací, které by mohly v souvislosti s nepřirozenou pozicí na kole vzniknout. Mezi takové komplikace patří mimo bolesti šije, hlavy či horních končetin také motání hlavy, nevolnosti nebo poruchy citlivosti na horních končetinách. Ve společnosti je však více pozornosti věnováno bolestem či poruchám dolní poloviny těla, která hraje při jízdě na kole klíčovou roli v produkci výkonu.

Zmíněné bolesti a vzniklá přetížení mohou výrazně snižovat kvalitu života jedince a mohou vyústit ve strukturální, degenerativní, poranění. Proto by nastavení pozice mělo být individuální, dbát na anatomii každého jedince a na jeho očekávání, která od občasné či pravidelné jízdy na kole má, a mělo by být ideálně konzultováno s fyzioterapeutem. Ideální posed se také odvíjí od zvoleného typu kola – zda se jedná o kolo horské, silniční, časovkářské či o trenažer. Při doporučení jízdy na kole oslabeným jedincům jako součást terapie by měl být důkladně zhodnocen zdravotní stav jedince pro vyloučení či omezení možných negativních dopadů na jednotlivé oblasti pohybového aparátu.

Součástí teoretické části bude, mimo shrnutí základní biomechaniky jízdy na kole, také popis anatomie musculus trapezius. V návaznosti bude věnován prostor spoušťovým bodům, které mohou při přetěžování a hypertonu zmíněného svalu vzniknout.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Cyklistika

Rekreační cyklistika je jedním z nejbezpečnějších nekontaktních sportů. Díky tomu, že cyklista během jízdy sedí, zatížení kloubů jeho dolních končetin téměř nesouvisí s jeho hmotností. Jízda na kole tedy bývá doporučována jako ideální sport v rámci redukčních opatření u obézních pacientů. Díky šetrnosti ke kloubům se jízda na kole využívá také v rané rehabilitaci po ortopedických zákrocích či traumatu. (Fonda, Sarabon, 2010) K nesporným benefitům jízdy na kole patří také zlepšení funkce kardiovaskulárního systému či pozitivní vliv na psychický stav jedince. (Bini, Priego-Quesada, 2022)

S narůstající popularitou cyklistiky se bohužel zvyšuje incidence zranění. (Bini et al., 2011, Bini, Priego-Quesada, 2022) Přibližně 49 % zranění asociovaných s jízdou na kole je akutních, zhruba 52–65 % případů tvoří chronická poškození z přetížení; takzvaná *overuse injuries*. (De Bernardo et al. 2012; Decock et al., 2016 in Bini, Priego-Quesada, 2022) Akutní zranění jsou nejčastěji způsobena nehodou. Na druhé straně prevalence *overuse injuries* u cyklistů se odvíjí od konfigurace komponent jízdního kola, anatomie jezdce a tréninkových postupů. (Bini, Hunter, 2023; Bini, Priego-Quesada, 2022) Mnohé studie se v posledních letech zabývaly vlivem nastavení jízdního kola na produkci síly, a tudíž ekonomizaci výkonu cyklistů, nebo také na napětí různých svalových skupin celého těla. (Fonda, Sarabon, 2010). Dle Scoze et al. (2021) může při neoptimálním posedu docházet k útlumu určité svalové skupiny a zároveň k přetížení jiné skupiny svalů. Dalšími komplikacemi, které hrozí při nevhodném nastavení jízdního kola, jsou zvýšení rizika zranění či rychlejší opotřebování kloubů a jiných tkání. Naproti tomu správný ergonomický posed může zvýšit komfort cyklisty během jízdy už při krátkodobém užití kola. Mezi benefity správného posedu patří například omezení bolesti krční či bederní oblasti zad.

2.1.1 Parametry nastavení jízdního kola – základní pojmy

Fonda a Sarabon (2010) ve své práci objasňují specifické pojmy využívané v cyklistice. Výška sedla („*saddle height*“) je ve vědecké literatuře popisována jako vzdálenost mezi vrcholem sedla a pedálem v jeho nejnižší pozici, pozicí řídítek („*handlebar position*“) je míněna jejich šířka a vzdálenost od země. Co se týče polohy

nohy na pedálu („*foot position on the pedals*“), může cyklista volit ze dvou možností: pokud je střed pedálu umístěn pod metatarzofalangeální kloub palce, mluví se o takzvané přední pozici nohy, u zadní pozice nohy je střed pedálu v úrovni středu plosky nohy. Profesionální i rekreační cyklisté využívají převážně přední pozici nohy na pedálu, naopak zadní pozice nohy může být vzhledem ke zvýšeným nárokům na hybnost periferie prospěšná u rehabilitace po poranění talokrurálního skloubení či Achillovy šlachy.

Holliday, Swart (2021) uvádějí základní prvky, s nimiž by se mělo při nastavení konfigurace jízdního kola počítat – individuální antropometrické parametry (výška, délka dolních (dále také DKK) a horních končetin), flexibilita jedince (vyšetřována například Thomayerovou zkouškou) a tréninková historie spolu s tréninkovým objemem.

2.1.2 Biomechanika cyklistiky

Během jízdy na kole dochází převážně k pohybům dolních končetin po definované cirkulární trajektorii. Biomechanika pohybu je ovlivněna sebemenšími geometrickými vlivy – parametry kola. Roli hrají také vnější podmínky a v neposlední řadě i míra úsilí sportovce. Profesionální cyklisté chtějí dosáhnout co nejefektivnější techniky, protože jejich cílem je produkce maximálního výkonu. Naproti tomu rekreační jezdci dbají především na komfort během jízdy a prevenci zranění. (*Fonda, Sarabon, 2010*) I závodnímu cyklistovi musí být zaujatá pozice na jízdním kole pohodlná. Pokud tomu tak není, jezdec není schopen podat nejlepší výkon. Při nastavení posedu je nutné respektovat anatomické či fyziologické zvláštnosti a vlastní pocity cyklisty. (*Svatoš, 2012*)

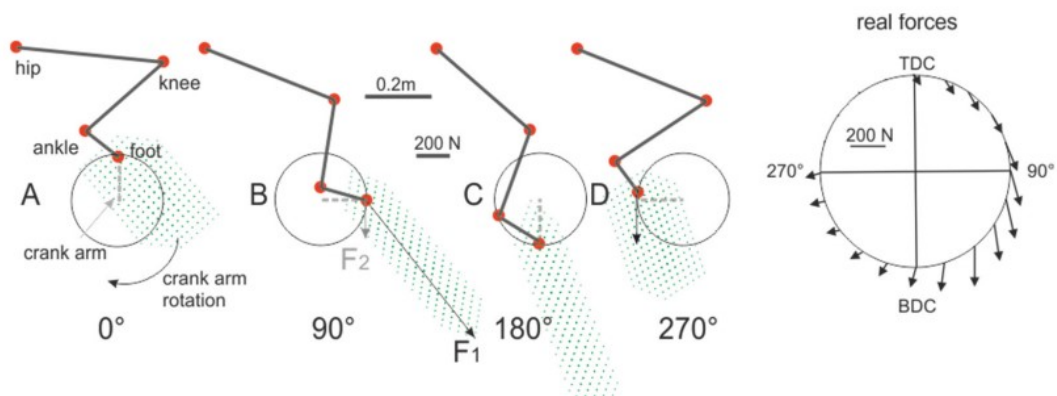
Wadsworth (2019) uvádí, že většina energie produkovaná dolní končetinou během jízdy na kole vzniká pohybem v sagitální rovině, přičemž pohyby největšího rozsahu probíhají v kyčelním a kolenním kloubu. V kolenu (dále také KoK) se jedná o rozmezí mezi přibližně 110° flexe (dále také flx) v takzvaném horním mrtvém bodě (TDC) a 30° flexe v dolním mrtvém bodě (BDC); celkový rozsah pohybu v KoK se pohybuje kolem 70°. Kyčel (dále také KyK) disponuje při jízdě na kole přibližně 55° rozsahu flexe (největší úhel flexe nastává v TDC). *Fonda a Sarabon (2010)* odkazují na výzkumy provedené *Ericsonem, Nisellem a Nemethem (1988)* – v nich bylo zjištěno, že uvedené rozsahy pohybu v kloubech dolní končetiny se mohou výrazně změnit při zvednutí sedla z nízké pozice do vysoké o 15–20° v kyčelním kloubu a současně o 20–40° v kloubu kolenním.

Dušková (2006) zdůrazňuje rozdílné mechanické podmínky pro udržení rovnováhy při jízdě na kole oproti jízdě na cyklistickém trenažeru či ergometru. Trenažer či ergometr je fixně připojen k podložce a v rámci udržení stability klade na cyklistu mnohem menší nároky než samotné jízdní kolo, na kterém jezdec navozuje stabilitu samotným šlapáním.

2.1.2.1 Fáze šlapání

Dušková (2006) ve své práci mluví o cyklistickém krokovém cyklu, který se zjednodušeně rozděluje na čtyři základní fáze. Jedná se o tlak nohy dolů („downstroke phase“), posun nohy vzad („first transitional phase“), tah vzhůru („upstroke phase“) a posun pedálu vpřed („second transitional phase“). (Dušková, 2006; Fonda, Sarabon, 2010)

Obrázek 1: Fáze šlapání



(Poloha B představuje začátek fáze tlaku nohy dolů (downstroke phase), poloha C začátek tahu nohy vzhůru (upstroke phase); převzato z Turpin, Watier, 2020)

Wadsworth (2019) popisuje, že během fáze tlaku nohy dolů probíhá v kolenním i kyčelním kloubu extenze (dále také ext). Hlezenní kloub se v této fázi pohybuje z dorzální flexe, v níž se nachází během první poloviny tlaku, do flexe plantární. Na tomto pohybu se mimo svalů stehenních a holenních (Svatoš, 2012) podílejí plantární flexory nohy. (Dušková, 2006)

Dle Duškové (2006) využívají sportovci ve fázi tahu nohy vzhůru dvě odlišné strategie. První možností je aktivní zdvih nohy vzhůru spolu s pedálem. Tuto strategii lze aplikovat při využití nášlapného systému cyklistických treter (a obecně je častější u profesionálních a výkonnostních cyklistů). V druhém případě se jedná spíše o nadlehčení nohy na pedálu a její pasivní zdvih pomocí druhé dolní končetiny;

kontralaterální dolní končetina je v tu chvíli ve fázi tlaku nohy dolů. Tyto dvě odlišné strategie je nutné odlišit pro provedení kineziologické analýzy.

2.1.2.2 *Komplex bedra-pánev-kyčel*

Wadsworth (2019) ve své práci upozorňuje na fakt, že během sedu, tedy i během jízdy na kole, dochází k flexi páteře v bederní oblasti, která je dle autora spojena s myoelektrickou nečinností extenzorů páteře. U cyklistů s nadměrnou flexí bederní páteře, vedoucí až k výše uvedené relaxaci extenzorů páteře, bývá přítomna také ochablá břišní stěna.

Na postavení komplexu bedra-pánev-kyčel, a v důsledku také na aktivaci svalů oblasti, má vliv design a výška sedla či tvar a způsob držení řídítek. Poslední jmenovaný faktor hraje roli hlavně u kol silničních s obloukovými řídítky. Pokud cyklista zvolí pozici s držním řídítek v jejich nejnižším zahnutém bodě (typicky a častěji u profesionálních, případně výkonnostních cyklistů), dojde mimo jiné k větší flexi trupu. Změna pozice cyklisty tak mění zapojení svalů zmíněné oblasti a zatížení kyčelního kloubu. (*Wadsworth, 2019*)

K pohybům pánve během šlapání na kole dochází v případech, kdy parametry nastavení kola jezdcí nesedí. Výrazná rotace pánve bývá spojena s příliš vysokou polohou sedla; často způsobuje odřeniny intimních oblastí a mediální strany stehen, které jsou v kontaktu se sedlem. To v důsledku významně snižuje komfort během jízdy a po ní. Roli zde hraje rozdílná antropometrie pánve obou pohlaví; u mužů dochází k většímu pohybu pánve s narůstající intenzitou zátěže, u žen tato závislost zjištěna nebyla. (*Sauer et al. 2007*)

Mnoho cyklistů pociťuje během jízdy na kole i po ní bolest v bederní oblasti. Ta může být způsobena neoptimálním nastavením parametrů kola. Jedním z faktorů ovlivňujících vznik bolesti beder je sklon sedla, tedy výška předního kraje oproti zadní části sedla. Tento parametr hraje roli ve sklonu pánevní kosti vůči horizontální rovině. Sedlo by nemělo být nakloněno o více než 20° předním hrotem k zemi, větší sklon by mohl způsobit sklouznutí cyklisty dopředu. (*Fonda, Sarabon, 2010*)

McEvoy et al. (2007) popsali u cyklistů větší antevertzi pánve vsedě na zemi s extendovanými dolními končetinami. Bylo publikováno, že jedinci se zkrácenými hamstringy volí přirozeně nižší pozici sedla a také u nich při jízdě dochází ke kyfotizaci bederní páteře. (*Holliday, Swart, 2021*)

2.1.2.3 *Flexe trupu*

Míra flexe trupu jezdce značně ovlivňuje aerodynamiku pozice, je tedy důležitá zejména pro závodní cyklisty. Optimální sklon trupu však nelze přesně určit, protože silně závisí na rychlosti jízdy (s rostoucí rychlostí lze větší aerodynamiky docílit zvýšením flexe trupu). Zcela horizontální pozice trupu však již optimální není. (Fintelman et al., 2014) Priego Quesada et al. (2016) ve své práci uvádějí, že dlouhodobá pozice s větším úhlem flexe trupu může vést k bolesti oblasti krční páteře, navíc tato pozice vede také k nárůstu tlaku na meziobratlové ploténky. (Beach et al., 2005 in Muyor et al., 2011)

Chiaramonte et al. (2021) uvádí, že na základě přílišného náklonu cyklisty vpřed může vzniknout útlak nervus (n.) pudendus. Autoři se dále odkazují na práci Andersona a Bovima (1997), kteří popisují poměrně rychlou reverzibilitu nervového vedení, pokud kompresní ischemie netrvá déle než 6 hodin; pokud však ischemické období trvá déle než 8 hodin, vyžaduje zotavení týdny.

2.1.2.4 *Páteř v sagitální rovině*

V minulosti byly provedeny studie analyzující vliv systematického sportovního tréninku na křivky páteře v sagitální rovině. Byly popsány vztahy mezi pozicemi, které sportovec zaujímá během tréninku, a změnami v zakřivení páteře. Sportovci, kteří v rámci svého tréninku zaujímají pozici s větší flexí trupu, mají častěji zvětšenou hrudní kyfózu. Právě cyklistika je spojena s pozicí vsedě se současnou flexí trupu v takovém rozsahu, aby jezdec dosáhl na řídítka. Rajabi et al. (in Muyor et al., 2011) popsali u cyklistů zvýšenou kyfózu ve stoji oproti neaktivním jedincům (tato studie však nebrala v potaz nastavení posedu). Usabiaga et al. (1997) uvádí, že cyklisté během jízdy mění lordotickou křivku bederní páteře v kyfotickou.

2.1.3 *Kolo a výkon cyklisty*

Kolo je prostředkem přeměny práce vykonané cyklistou, respektive síly, kterou jezdec působí na pedály, na kinetickou energii. (Turpin, Watier, 2020) Tato práce bývá nazývána klikovým výkonem, v anglickém jazyce známým jako „crank power“. Martin a Brown (2009) popisují crank power jako výslednici sil vyvinutých jednotlivými klouby DKK (hlezenní, kolenní a kyčelní kloub) a síly z horní části těla cyklisty přenesené přes kyčelní klouby. Poměr silových složek jednotlivých kloubů se mění s intenzitou zátěže, únavou jezdce a také s úpravou posedu. Ideální nastavení parametrů kola tedy mění efektivitu práce cyklisty mimo jiné tím, že upravuje směr působení síly na pedály kola.

2.1.3.1 Síly působící na řídítka a sedlo

Předmětem studií zabývajících se technikou jízdy na kole jsou i síly, kterými jezdec působí na řídítka a sedlo. Jedná se o dvě místa interakce, přes která se na kolo přenáší mechanické působení svalů cyklisty. (Turpin, Watier, 2020) Mezi tyto dvě místa – řídítka a sedlo, musí být váha cyklisty rovnoměrně rozložena. (Svatoš, 2012) Costes et al. (2015) uvádí, že síla působící na sedlo je závislá například na hmotnosti horní části těla a reakční síle dolních končetin přenášené přes kyčelní kloub. Když cyklista působí na pedály větší silou, zvýší se také vyvolaná reakční síla na KyK. Tato skutečnost se projeví větším tlakem do řídítek a v krajních situacích také přechodem do pozice vstoje. Tlak do řídítek pouze snižuje efektivitu jezdcovy techniky. Dalším faktorem ovlivňujícím velikost síly působící na sedlo je aktivita horních končetin během jízdy. Není prozatím prokázáno, zda zlepšení koordinace aktivity horních a dolních končetin jezdce vede ke zlepšení výkonu či nikoli. Polohou horních končetin (tedy parametrů týkajících se řídítek) a jejím vlivem na výkon cyklisty se v minulosti již zabýval Padulo et al. (2014) či již zmíněný Turpin a Watier (2020).

2.2 Bike fit

Bike fit je důležitý proces, při němž dochází k přizpůsobení geometrie kola potřebám cyklisty. Za optimální pozici pro závodníka je považována ještě komfortní poloha umožňující maximální produkci síly; krátkodobý výkon lze zvýšit zaujetím pozice vstoje, kdy ale stoupá jednak aerodynamický odpor, tak i nestabilita jezdce. Zároveň jsou v individuálně nastavené pozici minimalizovány odporové síly a také rizika zranění. Díky kombinaci těchto faktorů může cyklista vyvinout vysokou rychlost. (Fonda et al., 2014; Holliday, Swart, 2021)

Bike fit je prováděn s cílem zvýšení výkonu jezdce díky zefektivnění techniky a snížení rizika vzniku zranění; hovoříme převážně o tzv. *overuse injuries* vznikajících dlouhodobým přetěžováním určité tkáně; cyklista provede během jízdy velké množství otáček blížící se k 5 500 za hodinu – při nesprávném nastavení jednotlivých segmentů těla může lehce dojít k poškození různých tkání. Chyby v technice při neadekvátně zvoleném posedu se tak, vzhledem k vysokému celkovému počtu otáček, nasčítají. Dalším benefitem provedení bike fitu je zvýšení komfortu během jízdy. (Silberman et al., 2005; Svatoš 2012) V rámci online průzkumu 90 % (z celkových 244) rekreačních cyklistů souhlasilo, že dosažení pohodlí je pro ně při jízdě na kole hlavním předmětem

zájmu, zatímco 46 % respondentů uvedlo, že pohodlí je dosaženo na úkor podaného výkonu. (Ayachi et al., 2015 in Holliday, Swart, 2021)

Bike fit se skládá ze dvou hlavních částí. První z nich je statický fit – měření na statickém kole, druhou pak dynamický fit, který je prováděn během samotné jízdy.

2.2.1 Doplnková vyšetření

Před samotným bike fitem je odebírána anamnéza. Sportovec je dotázán na předchozí zranění, operace a obtíže jakéhokoli druhu, důležité jsou také informace o obvyklé intenzitě, formě a časové náročnosti zátěže. Součástí rozhovoru jsou rovněž otázky týkající se vybavení cyklisty, tedy zda využívá nášlapný systém treter či jaký typ kola využívá. (Wadsworth et al., 2019)

Součástí bike fit protokolu je také základní kineziologické vyšetření. Během něj jsou odhaleny patologie pohybového aparátu a muskuloskeletální odchylky. Hodnotí se osa celé dolní končetiny, předmětem zájmu jsou především patologie ve smyslu valgózního či varózního postavení kolen nebo přítomnost nadměrné torze holenní kosti. (Wadsworth et al., 2019)

Druhá část kineziologického rozboru je zaměřena na antropometrii, neboť antropometrické proporce hrají zásadní roli ve výběru rámu kola (především velikosti, méně geometrie). Měří se délka horních i dolních končetin a trupu, tyto hodnoty pomáhají určit základní výšku sedla na počátku bike fitu. Vyšetřena bývá i aktivní hybnost kloubů vzhledem k faktu, že jízda na kole vyžaduje velký rozsah flexe v kyčelních i kolenních kloubech a dobrou plantární flexi v hlezenním kloubu. Pacient musí být dále schopen provést extenzi krku v přiměřeném rozsahu. Dalšími vyšetřovanými pohyby jsou rotace v kyčelních kloubech; při omezení vnitřní rotace v 90° flexi v KyK je na místě podezření na femoroacetabulární impigement syndrom. Pokud je vnitřní rotace omezena i v nulovém postavení kyčelního kloubu, může se jednat o retroverzní postavení kyčlí. Dobré je také ozřejmit si přítomnost zkrácených i oslabených svalů – základními vyšetřovanými svaly jsou hamstringy a gluteální svaly; jakékoli omezení pohyblivosti může být kompenzováno náhradními mechanismy a zapříčinit tak zranění. (Wadsworth et al., 2019)

2.2.2 Statický fit

2.2.2.1 Výška sedla

Výška sedla je označována za nejdůležitější parametr při nastavení kola. (Fonda et al., 2014) Ve srovnání s jinými prvky jízdního kola, které je při požadované změně parametrů kola často nutné vyměnit, lze výšku sedla měnit tak, aby se přizpůsobila různým délkám dolních končetin. (Bini, Priego-Quesada, 2022)

Nesprávná výška sedla může mít za následek větší tlak působící na kolenní kloub, což může vést k bolesti kolen. (Bini, Priego-Quesada, 2022; Fonda et al., 2014) Fonda et al. (2014) připouští, že nebyl zjištěn vliv na ekonomiku jízdy při posunu trochanterů o 4 % nahoru. Výška sedla je také nejčastějším předmětem studií zabývajících se nastavením parametrů jízdního kola. Jedním z důvodů zájmu o výzkum spojený s tímto parametrem pravděpodobně je poměrně velký vliv na změnu celkové polohy těla v důsledku jeho relativně malé a nenáročné úpravy. (Bini, Priego-Quesada, 2022)

Pro nastavení optimální výšky sedla byly vyvinuty různé metody. Za zmínku stojí „heel method“. Výška sedla se při ní určuje položením paty na pedál při mírné flexi v kolenní v situaci, kdy pedál je umístěn v jeho nejnižší možné pozici a cyklista sedí na sedle. (Fonda et al., 2014) Ayachi et al. (2015) tuto statickou metodu upřesňují následovně: při nastavování výšky sedla má být kolenní kloub ve flexi mezi 25-35° při pozici nohy v BDC. Odkazují se na studie dokazující nejvyšší ekonomiku a produkováný výkon při zvolení této pozice. Hamley a Thomas (1967) definovali vlastní metodu – sedlo je při ní nastaveno do 109 % výšky pasu (Fonda et al., 2014); metoda byla později rozšířena na 108,6–110,4 % výšky pasu. (Ferrer-Roca et al., 2012 in Fonda et al., 2014) Trojnásobný vítěz Tour de France Greg LeMond a jeho trenér Cyrille Guimard stanovili vlastní metodu – sedlo je při ní nastaveno do 88 % výšky cyklistova rozkroku. Cyklisté, kteří mají tendenci šlapat na špičkách, preferují vyšší pozici sedla. (Silberman et al., 2005; Svatoš, 2012) Profesionální cyklisté poznají změnu výšky svého sedla i v rozsahu milimetrů. Ta může být způsobena i využitím jiných kalhot s odlišnou tloušťkou cyklistické vložky. (Svatoš, 2012)

Zmíněné definované metody však nemají jasnou obdobu u dalších parametrů kola, a tedy u dalších kloubů těla. Studie z roku 2019 popisuje pozici v pěti hlavních kloubech (kolenní, kyčelní, hlezenní, ramenní a loketní), kterou si jezdci zvolili při spontánním nastavení svého kola. Studie se zúčastnilo 19 trénovaných cyklistů a uvádí vždy průměrný

úhel v daném kloubu a jeho směrodatnou odchylku. Dále byly publikovány určité pokyny pro ideální rozsahy v hlezenním a loketním kloubu, které jsou však založeny pouze na osobních zkušenostech autorů než na vědeckých údajích. (*Holliday, Swart, 2021*)

Systematický přehled z roku 2022 uvádí následující změny v držení horní poloviny těla při posunu sedla dolů: při snížení sedla dochází k menší anteflexi trupu a snížení stranového vychýlení zápěstí; při jízdě na kole s nízkým umístěním sedla byl pozorován zvětšený kraniovertebrální úhel hlavy. (*Bini, Priego-Quesada, 2022*)

2.2.2.2 Předozadní posun sedla

Silberman et al. (2005) ve své práci popisují nastavení sedla v horizontále při umístění pedálu do pozice tři hodin („3 o'clock position“). Pedál je umístěn vpředu s klikou paralelně se zemí, olovnice spuštěná z úrovně zadní strany pately by měla procházet osou pedálu; sprinteři a časovkáři preferují lehce odlišné nastavení, při čemž olovnice by v jejich případě procházela před osou pedálu.

2.2.2.3 Náklon sedla a jeho šířka

Sklon sedla se obvykle blíží horizontále. Sedlo musí být dostatečně široké, aby podepřelo obě sedací kosti – pokud není nebo nemá ideální sklon, mohou se objevit vředy, bolest, necitlivost perineální oblasti nebo impotence. Časovkáři, kteří jsou zvyklí na jízdu ve větší trupové flexi, mohou volit větší sklon sedla, aby snížili tlak působící na perineum. (*Silberman et al., 2005*) Tlak vyvíjený sedlem na perineální oblast může způsobit neurovaskulární trauma, což zvyšuje riziko přechodné hypestezie této oblasti. Názory na vznik sexuální dysfunkce u cyklistů se různí. Pozice, kterou cyklista na kole zaujímá, může zapříčinit přechodnou perineální ischemii a zvyšovat tak riziko útlaku uretry, stejně tak erektilní dysfunkce u mužů či dysfunkce pánevního dna u žen. (*Amend et al., 2023; Chiamonte et al., 2021*) Širší a měkčí sedla lépe rozkládají váhu jedince a pomáhají tak chránit perineum před vyšším tlakem a výše zmíněnými komplikacemi. Autoři zdůrazňují významnost tohoto tvrzení zejména u jezdců s nižším procentem tělesného tuku, a tedy menším množstvím podkožní tkáně, která by působící tlak absorbovala. Kromě toho by jízda při vyšší kadenci mohla snížit perineální tlak ve srovnání s rekreační jízdou na kole nízkou rychlostí. (*Amend et al., 2023*) Dlouhodobé sezení na tvrdém, úzkém a vpředu nahoru nakloněném sedle přispívá ke vzniku impotence. Úzké sedlo je spojeno s výrazným snížením průtoku krve penilní oblastí a mohlo by tak být zdrojem následné erektilní dysfunkce. (*Chiamonte et al., 2021*)

2.2.2.4 Výška představce a řídítek

Výška představce je velmi důležitá pro aerodynamiku, produkci síly, komfort a prevenci zranění. *Silberman et al. (2005)* dále uvádí postup pro nastavení výšky představce a řídítek u silničního kola s obloukovými řídítky – když ruce drží brzdy a horní končetiny jsou mírně skrčeny, měl by být trup skloněn v úhlu přibližně 45° oproti neskloněné horní rámové trubce. Pokud se ruce drží v nejnižším místě oblouku řídítek, trup by měl zaujmout 60° flexi. Autor uvádí, že rozdíl mezi výškou sedla a představce by se měl pohybovat mezi 5–8 cm s ohledem na flexibilitu sportovce (řídítka jsou níž než sedlo). Rekreační cyklisté preferují více vzpřímený posed s vyšším představcem, neboť tato pozice je na úkor nižší aerodynamiky pohodlnější. (*Holliday, Swart, 2021*)

Chiu et al. (2013) uvádí, že výška řídítek je spolu s výškou sedla nejdůležitějším nastavitelným parametrem jízdního kola. V rámci jimi provedené studie bylo zjištěno, že jízda s nízkým umístěním řídítek a vyšším sedlem vede k zvětšení rozsahu pohybu zápěstí do dorsální flexe a ulnární dukce, flexe trupu a abdukce v kyčli. To může vést k většímu tlaku vyvíjenému na zápěstí. Naopak jízda s vyšší pozicí řídítek a nižším sedlem vede k menšímu, více fyziologickému rozsahu pohybu v zápěstí, trupu a kyčli. Výsledkem je menší tlak do řídítek. V závěru autor upozorňuje na fakt, že správným nastavením výšky sedla a řídítek bývá docíleno většího komfortu cyklisty při jízdě.

2.2.2.5 Délka představce

Skrze představce jsou řídítka připojena k rámu kola. (*Vít, 2016*) Délka představce je důležitým parametrem vzhledem k postavení horní části těla. Pokud je představce pro cyklistu příliš krátký, bude jezdec shrbený; příliš dlouhý představce naopak nutí sportovce do většího natažení. Oba případy zhorší podmínky pro práci hlubokých svalů trupu, které jsou důležité pro maximální výkon. Posuzována je vzdálenost kolen a loktů v následující pozici: jezdec sedí pohodlně s rukama na nejnižším místě řídítek a lokty flectovanými do 60 až 70°, kolena jsou v nejvyšším bodě, do kterého se během jízdy dostanou. Vzdálenost loktů a kolen by se měla pohybovat nejlépe v rozmezí 2–5 cm. Různé délky představce jsou tedy prostředkem pro změnu postavení trupu. Pokud je jezdcovi správně vybraný rám, mělo by být ideální pozice dosaženo při použití představce o délce 10 až 12 cm. (*Silberman et al., 2005*)

Svatoš (2012) upozorňuje na fakt, že vzdálenost řídítek od špičky sedla není vždy přesným parametrem. Skutečná předozadní pozice řídítek je totiž ovlivněna ještě takzvanou hodnotou *reach* – místem, kde se cyklista řídítek drží. Jako ideální úhel mezi

osou trupu a paže uvádí 80-90°; loket by měl zaujmout 10-15° flx, aby mohl za jízdy tlumit nárazy způsobené terénními nerovnostmi.

Existují dvě metody nastavení vzdálenosti mezi sedlem a řídítky. Ani jedna však není vědecky podložena. První z nich určuje konečnou polohu řídítek pomocí míry paže a délky trupu. V pilotní studii zkoumající pohodlí a platnost zmíněného nastavení řídítek nebyl zjištěn přímý vztah mezi tělesnými segmenty a preferovanými parametry kola. Druhá metoda využívá úhlu, který trup zaujímá vůči horizontální rovině ve statické pozici. Autoři však uvádějí, že nastavení tohoto parametru by se mělo odvíjet i od míry trénovanosti jedince, individuálního komfortu a flexibility páteře či hamstringů. (Holliday, Swart, 2021)

2.2.3 Dynamický fit

V rámci dynamického fitu je prováděna videoanalýza se současným měřením srdeční frekvence, dále se posuzují metabolismus cyklisty, biomechanika šlapání a aerodynamika pozice – všechny tyto tři jmenované faktory mají vliv na výkonnost cyklisty. Například pokud je během statického fitu snížena výška představce za účelem dosažení lepší aerodynamiky, ale tato změna vedla k rapidnímu snížení výkonu, není to změna efektivní. Žádné laboratorní vyšetření však stejně nemůže přesně simulovat jízdu v reálném venkovním prostředí; v interiéru není brána v potaz menší stabilita kola na vozovce či aerodynamika, s nimiž se cyklista potýká při jízdě v exteriéru. (Silberman et al., 2005)

2.3 Zdravotní problémy a diskomfort

Prevalence výskytu netraumatických postižení („*overuse injuries*“) souvisejících s jízdou na kole se blíží k 85 %. Více než třetina těchto problémů vyžaduje lékařskou intervenci. (Dettori, Norvell, 2006) Neuromuskulární symptomy se týkají především oblasti krku (48 %), kolene (41 %), hýždí (36 %), rukou (31 %) a beder (30 %). (Schwellnus, Derman, 2014)

De Vey Mestdagh (1998) rozděluje bolesti pociťované během jízdy na kole na dvě základní skupiny dle pravděpodobné příčiny. První skupina souvisí převážně se špatně nastavenou pozicí sedla – autor jako příklad uvádí bolesti beder nebo dolních končetin. Do druhé skupiny patří bolesti horních končetin či krku; jejich vznik má souvislost spíše se špatnou pozicí řídítek.

Cyklista by měl na kole zaujmout pozici, ve které jsou svaly bederní i krční oblasti co nejvíce relaxované. Pokud je vzdálenost mezi sedlem a řídky příliš krátká, je vytvářen velký tlak převážně na oblast krční a bederní páteře. To vede ke vzniku bolesti. (*De Vey Mestdagh 1998*)

2.3.1 Zápěstí a ruka

Krátký posed také automaticky nastavuje zápěstí do příliš vertikální pozice. Zápěstí je tak uzamčeno a funguje pouze jako tlumič nárazů. Toto postavení může vyústit až do vzniku úžinových syndromů; mezi cyklisty je jejich vznik častý a projevují se postupným nástupem necitlivosti a brnění v prstech, mohou ale vést až ke slabosti svalů ruky. Stav útlaku n. ulnaris je známý jako cyklistická obrna. (*De Vey Mestdagh 1998*) Prevalence vzniku netraumatického útlaku n. medianus či n. ulnaris, které se projevují senzoricou nebo motorickou poruchou inervované oblasti, se dle provedených studií liší. Například *Andersen a Bovim (1997)* uvádějí, že během 540 km dlouhé testovací jízdy si na slabost rukou stěžovalo 19 % ze 169 zúčastněných jezdců a parestezie a necitlivost pociťovalo 40 % cyklistů. *Patterson et al. (in Schwellnus, Derman, 2005)* zaznamenali motorický deficit svalů ruky a zápěstí u 36 % jezdců na 600 km dlouhé trase, ztrátu citlivosti uvádělo 10 % cyklistů a 24 % účastníků si stěžovalo na kombinaci motorického a senzorickeho deficitu. (*Dettoni, Norvel, 2006*)

Nejčastěji bývá utlačen n. ulnaris, který způsobuje symptomy převážně v oblasti malíku a prsteníčku, n. medianus je postižen méně často. Vznik úžinových syndromů je připisován konstantnímu tlaku a vibracím spojenými s dlouhodobou masivní dorzální flexí a ulnární dukcí zápěstí. (*Schwellnus a Derman 2005*)

Mezi rizikovými parametry je uváděn nadměrný tlak vyvíjený rukou na řídky, nízká pozice řídek, sedlo umístěné příliš vpředu a nadměrný sklon sedla směrem dolů. Prevence vzniku zmíněných poškození oblasti ruky a zápěstí zahrnuje nošení polstrovaných rukavic a častou změnu pozice ruky i celé horní končetiny. Dále je možné pracovat s výškou představce ve smyslu jeho posunu vzhůru, pomoci může i posun sedla vpřed, pokud je vzdálenost mezi sedlem a řídky shledána jako příliš velká. Dle autorů se však žádné studie nezabývaly efektivitou těchto opatření. (*Dettoni, Norvel, 2006; Silberman et al., 2005*)

2.3.2 *Oblast krční páteře a ramene*

Bolesti oblasti šíje a ramene bývají řazeny do jedné skupiny na základě toho, že mohou pramenit z přetížení či poranění stejných tkání. (Dettori, Norvel, 2006) Cyklisté si v rámci diskomfortu na oblast krku stěžují ve 49 %; bolesti většinou vznikají na podkladě spasmů musculus (dále také m.) trapezius či m. levator scapulae – svaly jsou přetěžovány kvůli nepřetržité hyperextenzi krční páteře během jízdy. Za přítěžující faktory je považována slabá muskulatura oblasti, nízká pozice řídítek, vysoké sedlo či neadekvátně těžká helma. Chronické obtíže mohou vyústit v radikulární syndrom nebo v progresi artrózy. (Schwellnus a Derman 2005)

Možnosti úpravy pozice u bolestí krční páteře a lopatky zahrnují zkrácení délky rámu nebo změnu úchopu na horní část řídítek. Obecně by změny měly vést k napřimění těla a odklonu od horizontálního směru trupu cyklisty. (Silberman et al., 2005)

Jak již bylo zmíněno, oblast krční páteře je ovlivněna také výškou sedla – při jeho snížení dochází k nárůstu kraniovertebrálního úhlu; toto tvrzení vychází ze studie provedené v roce 2011 na 60 probandech, kteří se jízdě na kole věnovali nepravidelně. (Lamba et al., 2011 in Bini, Priego-Quesada, 2022)

2.4 Svalový tonus a jeho lokální změny

2.4.1 *Definice pojmu svalový tonus*

Definovat svalový tonus, přestože se jedná o hojně využívaný pojem, není jednoduché – bývá popisován jako „odpor vnímaný při pasivním protažení při úplné relaxaci svalu“ (Ganguly et al., 2021) či přesněji jako „adaptivní funkce nervosvalového aparátu reagující na příkazy z vyšších úrovní řízení motoriky tím, že ladí excitabilitu senzorických a motorických buněk za účelem pohybové/posturální kontroly“. Svalový tonus je tak upravován na základě požadované svalové aktivity. (Profeta, Turvey, 2018).

Kolář et al. (2009, str. 56–57) definuje, podobně jako Ganguly et al. (2021), svalový tonus na základě klinického pohledu. Popisuje ho jako míru odporu proti provedení pasivního pohybu v kloubu, který je přítomný při relaxaci segmentu, pokud vyšetřovaný kloub není poškozen, uvádí i korelaci s definicí Americké asociace elektrodiagnostické medicíny (AAEM). Rozlišuje svalový tonus dle jeho zajištění, a to buď kontraktilními strukturami svalu, nebo vazivovou složkou svalu.

Každý má jiný klidový svalový tonus a to, co je pro někoho normou, může značit hypertonus či naopak hypotonus svalu u jiného jedince. Při palpačním vyšetření není možné vyvozovat přítomnost hypertonického či hypotonického syndromu bez doplnění dalších vyšetření. Tonus určité oblasti je nutné porovnávat vždy s napětím druhostranného svalu. U lidí věnujících se jednostrannému sportu či u výrazné dominance jedné končetiny nemusí stranový rozdíl značit patologii. Dále je také důležité vyšetřit konzistenci svalu. (Kolář *et al.*, 2009, str. 56–57)

Studie využívající elektromyografii (dále také EMG) považují za svalové napětí takzvaný baseline přítomný při měření v klidu. Zde je problém s již zmíněnou vazivovou složkou zajišťování svalového tonu, kterou EMG v potaz nebere. Tato pasivní viskoelastická komponenta je nezávislá na neurální aktivitě, kterou EMG snímá. (Ganguly *et al.*, 2021)

Svalový tonus může reflektovat připravenost svalu na budoucí aktivitu. Je tedy otázkou, zda je správné posuzovat svalový tonus během požadované relaxace, nebo naopak před provedením pohybu. (Ganguly *et al.*, 2021)

2.4.2 Spoušťové body

Spoušťový bod neboli trigger point (dále také TrP) je popisován jako ohraničený tuhý uzlík ve svalu. Spoušťové body jsou příkladem lokální změny svalového tonu a jejich přítomnost je typická pro takzvaný myofasciální bolestivý syndrom – způsobují ztuhlost daného svalu a především bolest. Na jedné straně se jedná o bolest lokální, na druhé straně stojí bolest přenesená. Typickým příkladem je vznik spoušťových bodů ve svalech oblasti ramene a krku na základě dlouhého sezení. Patofyziologicky může vzniku spoušťových bodů předcházet tuhost celého svalu. (Money, 2017)

Kolář *et al.* (2009, str. 94) uvádí myofasciální bolestivý syndrom jako nejčastější příčinu svalového bolestivého onemocnění. Upozorňuje ale také na význam spoušťových bodů ve smyslu kompenzační funkce směřující k omezení pohyblivosti v případě přítomnosti určité patologie. V segmentu, kde je spoušťový bod přítomen, dochází k omezení pohyblivosti v kloubu, sval také při vyšetření vykazuje nižší svalovou sílu, protože nedochází k ekonomickému stahu. Vlákná obsahující spoušťový bod se stahují ochotněji, tudíž jako první. V rámci diagnostiky se spoléhá na palpační vyšetření, při kterém se spoušťový bod jeví jako ohraničený uzlík, okolo něhož je svalový snopec tuhý a napnutý. Tento svalový snopec se pak označuje jako taut band. Při přebrnknutí

zmíněného uzlíku se dostaví dva fenomény. Prvním z nich je takzvaný *twitch response* neboli lokální svalový záskub. Druhým fenoménem je *jump sign*. Jedná se o pacientovu úhybnou reakci, která není adekvátní tlaku na daný spoušťový bod.

Pro spoušťové body jsou popsány referenční zóny, do kterých se při tlakové bolestivé palpaci promítá přenesená bolest či další vegetativní nebo senzoričké symptomy. Tyto zóny nemusí být v blízkosti svalu obsahujícího spoušťový bod a nemusí ani odpovídat dermatomu či area nervina lokalizace spoušťového bodu. Zároveň jsou také popsána místa ve svalu, kde se spoušťové body typicky nachází. Tyto lokalizace popsali J. G. Travellová a D. G. Simons. Zároveň ke každému spoušťovému bodu uvádí také zmíněnou referenční zónu, do níž se promítá přenesená bolest. Spoušťové body jsou nejčastěji kolem středu zatuhlých vláken, přítomné ale mohou být i úponové spoušťové body, nejčastěji ve spojení s jedním centrálním spoušťovým bodem. V tomto případě se hovoří o takzvaném *trigger point komplexu*. (Kolář et al., 2009, str. 94)

Ziaiefar et al. (2019) uvádí, že jsou využívána především tři diagnostická kritéria. Prvním je přítomnost taut band, dále se jedná o nalezení fokálního hypersenzitivního a bolestivého bodu ve svalu, v neposlední řadě hraje v diagnostice roli pocit přenesené bolesti při mechanické stimulaci citlivého místa. Spoušťové body mohou způsobovat slabost či ztuhlost svalu, v němž se nacházejí. Pacient pociťuje bolest při protažení či kontrakci svalu.

Rozlišujeme aktivní a latentní spoušťové body. O aktivní spoušťové body (dále také TrPA) se jedná, pokud palpce reprodukuje pacientovi známou bolest nebo popsany vzorec přenesené bolesti; aktivní spoušťové body jsou spontánně bolestivé. Naproti nim stojí spoušťové body latentní (dále také TrPL) – o nich hovoříme tehdy, pokud somatosenzoričké vjemy vyvolané jejich palpací nesouvisí s pacientovými příznaky. (Geri et al., 2022; Moraska et al., 2017) Lukas et al. (2010) definuje TrPL jako bezbolestnou nervosvalovou lézi, u které bylo zjištěno, že ovlivňuje vzorce svalové aktivace v nezatíženém stavu. Latentní spoušťový bod se může časem vyvinout v aktivní spoušťový bod. Předpokládá se, že nociceptivní aferentace vycházející z obou typů spoušťového bodu zvyšují centrální excitabilitu nervového systému. To způsobuje periferní nebo centrální senzitivizaci. Jak aktivní, tak latentní spoušťové body snižují funkční kapacitu jinak zdravého svalu a mohou způsobit jeho mechanickou neefektivitu. (Geri et al., 2022; Moraska et al., 2017)

Huang et al. (2022) uvádí jako společné charakteristiky přítomnosti aktivních i latentních spoušťových bodů nápadnou citlivost na taut band, lokální nebo přenesenou bolest, twitch response, omezený rozsah pohybu, motorickou dysfunkci a autonomní fenomény. Při vyšetření pomocí EMG lze postřehnout elektromyografické rysy, jako je zvýšená reaktivita, opožděná relaxace a zvýšení únavy. Vznik spoušťových bodů autor připisuje mimo jiné přetížení svalu.

2.5 Musculus trapezius

2.5.1 Anatomie

Musculus trapezius má tři části – každá z nich má jiný směr vláken, z něhož vyplývá i funkce, proto na ně může být klinicky nahlíženo jako na tři samostatné svaly; palpačně však nemají výrazné hranice a rozlišují se pouze dle místa úponů. (*Simons et al., 1999*) *Čihák (2016)* uvádí začátek svalu na protuberantia occipitalis externa ossis temporale a linea nuchalis superior. Dále některá vlákna začínají také na ligamentum nuchae a spinálních výběžcích krčních a hrudních obratlů. Sval je motoricky inervován spinálními vlákny nervus accessorius, tedy XI. hlavového nervu, spolu s vlákny C3–4. (*Čihák, 2016, str 385*)

2.5.1.1 Pars descendens

První jednotkou je horní část m. trapezius neboli pars descendens. Její horní vlákna začínají na mediální třetině linea nuchalis superior, střední vlákna začínají z ligamentum nuchae. Končí na laterální třetině klíční kosti. Větší snopce svalových vláken běží i v této části svalu téměř horizontálně se sklonem menším než 20°. Tento minimální sklon vláknům umožňuje přitáhnout laterální část klíční kosti mírně mediálně a vzhůru. Z toho vyplývá funkce pars descendens – sval dokáže táhnout klíční kost vzhůru a přes sternoklavikulární skloubení tak zapříčiňuje elevaci lopatky. (*Simons et al., 1999*)

Čihák (2016) uvádí tři úpony pars descendens, a to laterální část klíční kosti, akromion a spina scapulae.

2.5.1.2 Pars transversa

Všechna vlákna střední části m. trapezius běží téměř horizontálně. Upínají se mediálně na spinální výběžky a ligamenta interspinalia obratlů dolních krčních (C) a horních hrudních (T) obratlů – konkrétně C6 až T3. Laterální úpony se nachází na mediální ploše akromionu a horní ploše spina scapulae. (*Simons et al., 1999*)

Dle Čiháka (2016) se příčné snopce svalu upínají na spina scapulae.

2.5.1.3 Pars ascendens

Poslední, tedy spodní část svalu má mediální úpon na spinálních výběžcích a interspinálních ligamentech páteřních obratlů T4 až T12. Laterálním směrem se vlákna sbíhají a upínají se na spina scapulae, konkrétně od vnitřního okraje až po tuberculum deltoideum, tedy zdola. (Čihák, 2016; Simons et al., 1999)

2.5.2 Funkce

Musculus trapezius se podílí na pohybu lopatky a také její fixaci a stabilizaci. Při elevaci lopatky se aktivují vlákna pars descendens a pars transversa. Addukci lopatky zajišťují především vlákna pars transversa, avšak podílí se na ní všechny tři části svalu. Jedná se o přitažení lopatky k páteři, tedy k pohybu ramen dozadu. Aktivace pars ascendens způsobuje depresi lopatky. Na rotaci glenoidální jamky se podílí pars ascendens respektive descendens. (Čihák, 2016; Simons et al., 1999)

Pokud se aktivují všechny části najednou, sval pomáhá extenzi krční a hrudní páteře. (Simons et al., 1999)

2.5.2.1 Pars descendens

Unilaterální aktivace horní části m. trapezius uklání hlavu a krční páteř do lateroflexe na stranu aktivace, zároveň dopomáhá rotaci hlavy na stranu opačnou. Pars descendens zároveň pomáhá nést váhu paže hlavně v případech, kdy horní končetina drží břemeno. Lze však sval vytrénovat tak, aby tuto funkci omezil. (Simons et al., 1999)

Při koaktivaci pars ascendens, m. levator scapulae a části m. serratus anterior dochází k rotaci glenoidální jamky vzhůru. Spolupráce s vzestupnými vlákny svalu funguje díky tomu, že úpon pars descendens končí na horní hraně spina scapulae více laterálně než úpon pars ascendens na hraně dolní. Při koaktivaci tedy dochází k rotaci dolního úhlu lopatky zevně. (Čihák, 2016)

Ito (1980) ve své studii zjistil zvýšenou elektromyografickou aktivitu pars descendens musculi trapezii při současné abdukci a flexi paže. Jiná studie vykázala zvýšenou EMG aktivitu a dřívější únavu při konstantně udržované 90° abdukci. Výsledek byl zaznamenán u všech sedmi subjektů účastnících se studie. Únava u účastníků studie nastoupila průměrně již po 30 vteřinách. (Simons et al., 1999)

Diskutována je také úloha horní porce m. trapezius v respiraci; tato funkce však ještě nebyla prokázána. (*Simons et al., 1999*)

Pars descendens funguje také jako synergista pro m. sternocleidomastoideus v rámci některých pohybů hlavy a krční oblasti. Pracuje jako antagonist m. levator scapulae při rotaci lopatky. Při pohybu paže do abdukce spolupracuje s m. supraspinatus a m. deltoideus. Tato svalová souhra je označována jako skapulohumerální rytmus. (*Simons et al., 1999*)

2.5.2.2 Pars transversa

Horní vlákna střední části m. trapezius zajišťují addukci lopatky. Jakmile je započata rotace glenoidální jamky směrem vzhůru, může se pars transversa podílet na dokončení tohoto pohybu; pracuje tak spolu s m. serratus anterior a pars descendens m. trapezii. Dolní vlákna jsou nastavena více horizontálně, a zajišťují tak pouze addukci lopatky. (*Simons et al., 1999*)

2.5.2.3 Pars ascendens

Vlákna této části svalu jsou aktivována při depresi lopatky a rotaci glenoidální jamky směrem vzhůru. Prakticky je však pars ascendens spolu s pars transversa označována hlavně za stabilizátory lopatky. (*Simons et al., 1999*)

2.5.3 Spoušťové body v m. trapezius

Mechanická bolest krční oblasti je jedním z nejčastějších zdravotních problémů dnešní společnosti. Společně s dalšími muskuloskeletálními bolestmi bývají velmi často zapříčiněny přítomností myofasciálních spoušťových bodů. Pacienti se zdravotními problémy způsobenými spoušťovými body jimi bývají ovlivněni i v sociálních či pracovních aktivitách, kvalita jejich života tak může být citelně snížena. To je zapříčiněno bolestí a omezenou funkcí krční oblasti a oblasti ramene; omezená hybnost ramene souvisí s rolí pars descendens m. trapezii ve skapulohumerálním rytmu a může vyústit až v dysfunkci nebo postižení ramenního kloubu. (*Ziaiefar et al., 2019*)

Nejčastějším místem výskytu spoušťových bodů je pars descendens m. trapezii; u 79 % zdravých lidí lze najít latentní spoušťový bod právě v tomto svalu. (*Huang et al., 2022; Lucas et al., 2010*)

2.5.3.1 *Pars descendens*

Spoušťové body v horní části části m. trapezius jsou velmi časté – mezi hlavní symptomy patří ztuhlost a bolestivost svalu, tenzní bolesti hlavy, bolesti krční oblasti, nevolnosti či vertigo a omezená pohyblivost krční páteře a či ramenního kloubu. (*ZiaEIFar et al., 2019*)

Prolongovaná hyperaktivita horní části m. trapezius při přítomnosti spoušťových bodů může způsobit svalovou ztuhlost a v návaznosti také změnu v kinematice lopatky. Právě hybnost lopatky hraje důležitou roli ve funkci horní končetiny (dále také HK). Vzhledem k absenci kostěných spojů mezi trupem a lopatkou závisí její stabilita a mobilita především na činnosti svalů. Tahy m. serratus anterior, pars descendens a pars ascendens m. trapezii musí být vyvážené – jakákoli nerovnováha v jejich svalové činnosti může vést k poruchám stabilizace lopatky. (*Huang et al., 2022*)

První spoušťový bod (TrP1) lze najít ve středu předního okraje pars descendens. Zahrnuje vlákna probíhající nejvíce vertikálně a upínající se dopředu na klíční kost. Při aktivním TrP1 si pacient většinou stěžuje na bolesti na posterolaterální straně krku. Bolest je konstantní a bývá spjata i s ipsilaterální bolestí temporální oblasti hlavy, převážně na processus mastoideus. TrP1 bývá hlavní příčinou tenzních bolestí krku. Někdy bolest vyzařuje také do angulus mandibulae, oblasti stoliček či do orbity. Pokud se myofasciální bolest způsobená TrP1 v pars descendens překrývá s přenesenou bolestí z m. sternocleidomastoideus, m. temporalis a suboccipitálních svalů, může vyústit v tenzní bolesti hlavy. Bolesti ramene nastanou v případě, že je přítomný TrP také v m. supraspinatus. Přidruženým projevem může být vertigo. Pacienti s aktivním TrP1, a tudíž výše jmenovanými symptomy, bývají nesprávně diagnostikováni. Diferenciální diagnostika zahrnuje krční radikulopatii či atypickou fasciální neuralgii. Spoušťový bod TrP2 lze nalézt kaudálně a mírně dorsolaterálně od TrP1, tedy ve středu vláken, která vedou nejvíce horizontálně. Aktivní TrP2 způsobuje taktéž posterolaterální bolesti krku, bolesti hlavy jsou přidružené jen zřídka. (*Simons et al., 1999*)

Pokud jsou jmenované dva spoušťové body velmi aktivní, pacient si typicky stěžuje na akutně ztuhlý krk. V této situaci bývají zároveň aktivní také spoušťové body v m. levator scapulae a m. splenius cervicis. Ztuhlost omezuje rotaci hlavy na stranu aktivních spoušťových bodů. (*Simons et al., 1999*)

Na funkci stabilizace krční páteře bývají kladeny vysoké nároky. Přetížení způsobuje například rozdílná délka DKK, která vede ke vzniku funkční skoliotické

křivky. Horní trapéz pak musí konstantně pracovat, aby zůstala hlava a oči ve vertikální poloze. Běžná minimální antigravitační funkce svalu je znásobena v jakékoli pozici, kde sval po delší dobu pomáhá nést váhu horní končetiny. Příkladem je telefonování, sezení bez opřených rukou či držení horních končetin v elevované pozici, například z důvodu vysoko umístěné desky stolu nebo klávesnice či práce s rukama nad hlavou. (*Simons et al., 1999*)

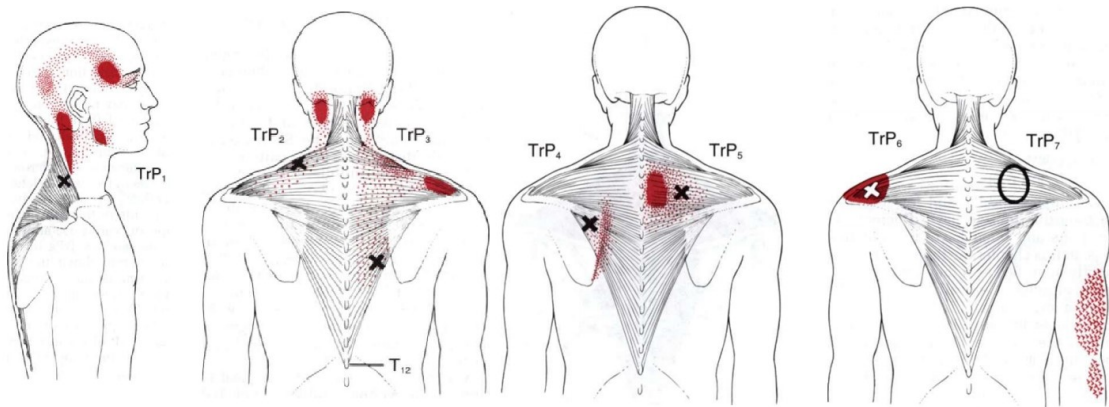
2.5.3.2 Pars transversa

Zvýšené napětí vláken pars transversa je spíše než akutním traumatem způsobováno chronickým přetěžováním nebo mikrotraumatem. Lokální hypertonus je přítomný také u osob s úzkostí či jinou emocionální zátěží. (*Simons et al., 1999*)

TrP5 se nachází přibližně v polovině délky příčných vláken svalu a způsobuje pálivou bolest mediálně od své lokalizace, tedy v blízkosti páteře. TrP6 se nachází v blízkosti akromionu přibližně v oblasti myotendinózní junkce vláken pars transversa. Jedná se o úponový spoušťový bod produkující bolest na vrchní straně ramene či v oblasti akromionu. Pokud je tento TrP přítomen, pacient špatně toleruje například těžké kabáty nebo nošení tašky přes rameno. (*Simons et al., 1999*)

2.5.3.3 Pars ascendens

Velmi častým spoušťovým bodem v dolních vláknech svalu je TrP3. Jedná se o centrálně lokalizovaný spoušťový bod nacházející se uprostřed vláken většinou v blízkosti dolního úponu svalu. Bolest se promítá do oblasti paravertebrálních svalů horní krční páteře, pacient si ale může stěžovat také na bolest v okolí processus mastoideus a akromionu či na obtěžující bolest a difúzní tuhost suprascapulární oblasti. Je důležité rozeznat, zda se jedná o projikovanou bolest z TrP3 nebo zda jde o prostou tuhost pars transversa. Nezřídka se stává, že se v návaznosti právě na tento spoušťový bod vytvoří spoušťové body i v pars descendens. Úponový TrP4 se nachází pod spina scapulae a způsobuje pálivou bolest podél mediální hrany lopatky. Často vzniká na základě přítomnosti TrP3 a spontánně vymizí právě po odstranění zmíněného centrálního TrP3. (*Simons et al., 1999*)

Obrázek 2: Lokalizace spoušťových bodů v musculus trapezius

2.5.4 Bolesti šíje

Roční prevalence vzniku bolestí šíje přesahuje 30 %, ve světě se s bolestmi šíje během života setká přibližně 70 % populace. Ačkoli se zdá, že většina akutních bolestí šíje odezní, ať už spontánně či na základě léčby, až v 50 % případů bolest přetrvává nebo se epizodicky vrací. Faktory hrající důležitou roli ve vzniku bolestí šíje jsou obecně známy – pozornost je věnována především těm, které se vážou na práci, stres či výskyt deprese; větší výskyt bolestí je asociován se sedavým zaměstnáním či repetitivními pohyby horních končetin. (Martín-Sacristán et al., 2022)

Bolesti šíje mohou být způsobeny právě spoušťovými body. Prevalence přítomnosti spoušťových bodů v horní části m. trapezius u pacientů s myofasciální bolestí je až 94 %, přičemž častěji se spoušťové body nachází na pravé straně. Pravděpodobnou příčinou tak častého výskytu spoušťových bodů v tomto svalu je jeho permanentní aktivita a vliv mikrotraumat. (Martín-Sacristán et al., 2022)

2.5.5 Bolesti hlavy

Primární bolesti hlavy patří mezi neurologické poruchy s největší prevalencí vzniku, přičemž výrazně limitují kvalitu života pacienta. Nejčastějším typem bolestí hlavy jsou bolesti tenzní, často jsou ale sdruženy s bolestmi krční oblasti. Bolesti šíje jsou přinejmenším stejně častým průvodním jevem jako nevolnost – obojí vykazuje velmi vysoký výskyt u osob s tenzními bolestmi hlavy. (Sollmann et al., 2023)

Tenzní bolesti hlavy mohou být vyvolány stresem – ten způsobuje zvýšení napětí v šíjových svalech, tudíž i v musculus trapezius. Přítomnost spoušťových bodů v pars descendens m. trapezius může být spouštěcím faktorem vzniku bolesti hlavy. Byla

prokázána zvýšená koncentrace prozánětlivých substancí v m. trapezius při primárních bolestech hlavy související s přítomností aktivních spouštěvých bodů ve zmíněném svalu, které se u primárních bolestí hlavy vyskytují s poměrně velkou prevalencí. (Sollmann et al., 2023)

Dle Mezinárodní klasifikace bolestí hlavy (3. vydání) není bolest šíje součástí diagnostických kritérií pro primární bolesti hlavy; tenzní bolesti hlavy jsou, stejně jako migréna, definovány pouze na základě klinických kritérií. Doposud nebyl stanoven žádný objektivní biomarker zejména pro myofasciální postižení u primárních bolestí hlavy; přitom jeho stanovení by mohlo pomoci při fenotypizaci pacientů a precizní léčbě. (Sollmann et al., 2023)

2.6 Elektromyografie

Elektromyografie funguje na principu snímání a sumace akčních potenciálů neuromuskulární ploténky tvořených při svalové kontrakci. Akční potenciál nervového vlákna způsobí změnu propustnosti kalciových kanálů na presynaptické membráně, dojde k vyplavení acetylcholinu a jeho navázání na nikotinové receptory postsynaptické membrány svalového vlákna. Součet akčních potenciálů jednotlivých vláken inervovaných jedním motoneuronem dává dohromady akční potenciál celé motorické jednotky. Právě tento finální akční potenciál je ve formě elektrického signálu zachycován elektrodami a postupně je díky němu tvořen záznam svalové aktivity vyšetřované oblasti. (Farina, Enoka, 2023)

Díky této vyšetřovací metodě je možné posoudit velikost svalové aktivity. Umožňuje objektivizaci hodnocení neuromuskulární činnosti. Pokud je při pohybu snímána aktivita více svalů najednou, záznam podává vyjádření ke svalovým synergiím. (Krobot, Kolářová, 2011)

2.6.1 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (dále také sEMG) je neinvazivní metoda, díky níž je možné posoudit aktivitu kosterního svalstva či kvalitu jeho nervového řízení. Je využívána při kineziologickém výzkumu, diagnostice a také v rehabilitaci, kde slouží mimo jiné k posouzení efektu terapie. (Farina, Enoka, 2023)

V případě sEMG jsou elektrody umístěny na kůži v oblasti vyšetřovaného svalu, narozdíl od detekční elektromyografie, kde jsou elektrody miniinvazivně umístěny přímo

do svalu. Výstup sEMG je tedy globální, posuzuje aktivitu celého svalu či jeho podstatné části, nehodí se ale k jemnému vyšetření malých skupin svalových vláken, které se provádí při neurologickém vyšetření; v takových případech se uplatňuje především elektromyografie jehlová. (*Farina, Enoka, 2023; Krobot, Kolářová, 2011*)

Při vyšetřování se využívá bipolární metoda: na sval jsou umístěny dvě elektrody paralelně s průběhem svalových vláken, dále je na přilehlou kostěnou strukturu umístěna jedna zemnicí elektroda. Výsledkem bipolárního snímání je rozdíl hodnot potenciálů snímaných dvěma elektrodami v daném okamžiku. (*Krobot, Kolářová, 2011*)

2.6.2 Faktory ovlivňující snímaný signál

Některé vnější faktory mohou pozměnit změřenou hodnotu potenciálu; v zájmu korektní interpretace získaných dat je dobré tyto faktory znát a brát je na vědomí. (*Krobot, Kolářová, 2011*)

Prvním vnějším ovlivnitelným faktorem je umístění elektrod na sval. Pokud elektrody nemají správnou polohu vůči vyšetřovanému sval, může to rapidně změnit snímaný signál. Pro každý sval existuje mapa zobrazující přesnou optimální lokalizaci elektrod; obecně jde o umístění převážně v oblasti středu bříška svalu, kde je snímána největší amplituda sEMG signálu, protože amplituda signálu je závislá také na poloměru svalových vláken, nad kterými je elektroda umístěna (proto nad úponem šlachy a nad inervační zónou bude signál teoreticky takřka nulový). Dále je nutné brát v potaz riziko snímání aktivity okolních svalů při umístění elektrod spíše u okraje svalu. (*Krobot, Kolářová, 2011*)

Dalším faktorem majícím vliv na výsledný signál jsou vzdálenost a velikost samotných elektrod. Vzdálenost elektrod by měla být konstantní; *Krobot a Kolářová (2011)* ve svém knižním manuálu uvádí doporučení Společnosti pro neinvazivní vyšetření svalu pomocí povrchové elektromyografie (SENIAM) – za preferovanou vzdálenost je považováno 200 mm. Zároveň autoři považují za zásadní uvedení konkrétního typu využitých elektrod. (*Soderberg, 2000; Krobot, Kolářová, 2011*)

V neposlední řadě je nezbytné dbát na dobrý kontakt mezi elektrodami a kůží. Před aplikací je potřeba očistit kůži například alkoholem. Signál může být také ovlivněn pocením v průběhu měření. (*Roy et al, 2007 in Krobot, Kolářová, 2011*)

Mezi vnitřní faktory, které lze jen těžko ovlivnit, patří takzvaný *cross talk*. Jedná se o aktivitu okolních svalů. Za předpokladu, že by sval fungoval čistě izolovaně, by výsledný signál odpovídal přesně aktivitě tohoto svalu; na pohybu se však vždy podílí více svalů najednou, proto mohou elektrody zachytit aktivitu také svalů v okolí. Předejít tomu lze především již zmíněným správným umístěním elektrod na vyšetřovaný sval. (Krobot, Kolářová, 2011) *Cross talk*, tudíž i výsledný snímaný signál, by mohl ovlivnit také podkožní tuk (při větší tukové vrstvě pod umístěnými elektrodami lze zaznamenat větší *cross talk*). V rámci studie zkoumající právě vliv přítomné tukové vrstvy na amplitudu EMG signálů a na přítomnost *cross talk* byly využity dva modely: jeden s podkožní tukovou vrstvou 9 mm, druhý obsahoval pouze 3 mm podkožního tuku. Při snížení tukové vrstvy došlo ke snížení výskytu *cross talk* o 68 %. (Kuiken et al., 2003)

Vzhledem k tomu, že sval není jedinou vzrušivou tkání v těle, je velikost signálu ovlivnitelná také aktivitou jiných tkání. Signál může být kontaminován například srdeční aktivitou – to logicky vede k přítomnosti srdečních potenciálů (elektrokardiografické křivky) v sEMG signálu. (Krobot, Kolářová, 2011)

3 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Cílem teoretické části práce bylo objasnit anatomii m. trapezius a také příčiny i následky jeho hypertonických změn. Dále byl položen cíl popsat základní biomechaniku jízdy na kole. V neposlední řadě bylo cílem zmapovat literaturu zabývající se nastavením parametrů jízdního kola a jejich vlivu především na horní polovinu těla.

Cílem praktické části práce bylo zjistit efekt změny nastavení jízdního kola, specificky výšky řídítek, na napětí pars descendens m. trapezii.

3.2 Hypotézy pro praktickou část

H1: Trendy v nastavení jízdního kola umožňující profesionálním sportovcům maximální výkon vedou u běžné populace využívající kolo pouze rekreačně ke zvýšení napětí pars descendens m. trapezii.

H2: V pozici se zvednutými řídítky, konkrétně o 5 % oproti pozici nastavené při bike fitu, má pars descendens m. trapezii menší napětí.

H3: V pozici se sníženými řídítky, konkrétně o 5 % oproti pozici nastavené při bike fitu, má pars descendens m. trapezii větší napětí.

4 METODIKA

4.1 Sledovaný soubor

Sledovaný soubor se skládal z 8 probandů mužského pohlaví ve věku od 22 do 59 let. Jejich průměrná výška byla 189 ± 5 cm. Demografické a antropometrické parametry jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1: Demografické a antropometrické parametry probandů

	věk (rok)	hmotnost (kg)	výška (cm)
Proband 1	46	100	185
Proband 2	59	105	188
Proband 3	22	99	193
Proband 4	24	73	184
Proband 5	26	105	185
Proband 6	25	73	186
Proband 7	22	92	192
Proband 8	25	74	194

(*věk* – věk probanda v letech; *hmotnost* – hmotnost probanda v kg; *výška* – výška probanda v cm)

Kontraindikací zapojení do studie byla strukturální skolióza, a především chronické bolesti zad.

Všichni zúčastnění byli seznámeni s průběhem měření, kontraindikacemi a možnými komplikacemi v rámci informovaného souhlasu (viz příloha 1). Osobní informace byly anonymizovány.

4.1.1 Vyhodnocení dotazníku

Probandi v rámci účasti vyplnili dotazník (viz příloha 2) týkající se mimo jiné jejich zdravotních problémů a cyklistických návyků.

Nejvíce využívaným typem kola bylo u probandů kolo horské (88 %). Čtvrtina probandů v dotazníku uvedla, že využívá také rotoped, další čtvrtina kombinuje horské kolo se silničním.

Celkem 88 % probandů v dotazníku uvedlo, že se nepotýká s dlouhodobými zdravotními problémy. Jeden proband je po opakovaných operacích obou kolen, která ho však při jízdě na kole neomezují.

Polovina účastníků netrpí žádnými bolestmi šíje, 38 % uvádí bolesti šíje v souvislosti s prolongovaným sezením. Jeden proband uvedl občasné bolesti šíje při velkém psychickém vypětí a stresu s následnou etapou bolesti hlavy. Polovina probandů se občasně potýká s tenzními bolestmi hlavy. Dva probandi se při jízdě na kole dlouhé více než 50 km potýkají s brněním či mravenčením rukou.

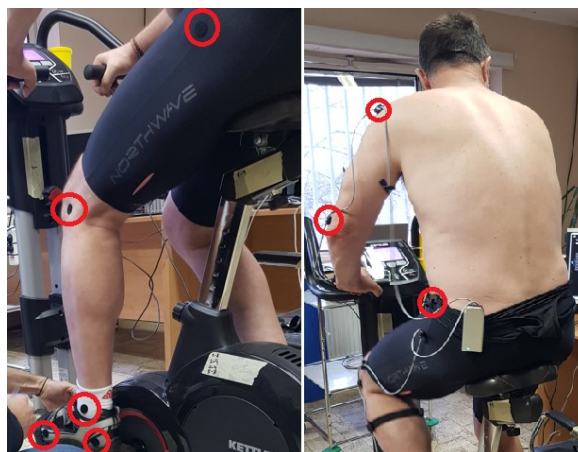
4.2 Použité vybavení

4.2.1 Retül bike fit (zdroj <https://www.retul.com/bike-fit>)

Retül bike fit je technologie využívající 3D systém a umožňující přesné nastavení kola (měřené parametry uvedeny v tabulce 2). Měří rozsahy pohybu vykonané jednotlivými klouby během jízdy na kole díky snímání elektroluminiscenčními (LED) senzory, které jsou umístěny na osmi přesně stanovených antropometrických bodech. Signály jsou sledovány systémem Retül Vantage Motion Capture. Ve finále se tedy jedná o dynamické vyšetření využívající data z každého sešlápnutí pedálu. Většina jiných systémů má větší chybovost, protože je při provádění bike fitu cyklista ve statické pozici.

LED senzory byly umístěny do oblastí následujících antropometrických bodů: processus styloideus ulnae, epicondylus lateralis humeri, akromion, trochanter major, epicondylus lateralis femoris, malleolus lateralis, trochlea fibularis calcanei a caput ossis metatarsi quinti (viz obrázek 2).

Obrázek 3: Umístění senzorů při bike fitu



Během výzkumu neproběhlo vstupní pre-fit vyšetření (kineziologie, anamnéza, cyklistické návyky apod.).

4.2.2 Bicyklový ergometr

Bicyklový ergometr je typem stacionárního kola. Jedná se o přístroj využitelný pro zátěžovou diagnostiku, nachází se tedy především v zátěžových laboratořích. Díky nastavení přesného výkonu ve wattech lze exaktně měřit práci, kterou testovaná osoba vykonává. (Vondrášková, 2023)

Měření probíhalo na ergometru Kettler Axiom. Na využitém bicyklovém ergometru lze intenzitu zátěže nastavit v rozmezí 25–600 W v krocích po pěti wattech. Výrobce garantuje nastavení zátěže s přesností 3 %. Energie vynaložená na šlapání se převádí do setrvačnicku, který je kalibrován proti kmitu.

Na ergometru je možné nastavit výšku sedla i řídítek. Řídítka jsou multifunkční, tudíž na nichž lze změnit variantu úchopu. Dále lze posouvat sedlo v horizontální rovině. Uvedená nosnost ergometru je až 180 kg.

4.2.3 Elektromyograf

Využit byl elektromyograf Noraxon 1400 zapůjčený z Oddělení tělovýchovného lékařství Fakultní nemocnice Motol (FN Motol).

4.3 Postup

Celé měření probíhalo 4. 2. 2024 na Oddělení tělovýchovného lékařství FN Motol – jedná se o jednu z ambulantních částí Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství při 2. lékařské fakultě Univerzity Karlovy ve FN Motol. Na průběh praktické části dohlíželi Mgr. Daniel Sobotka, Bc. Martin Vávra a Bc. Václav Šňupárek.

Nejprve byli všichni účastníci změřeni a zváženi.

4.3.1 Nastavení výchozí pozice

Pomocí Retül bike fit byla u každého účastníka nastavena výchozí, tedy středová pozice. Parametry, dle nichž byla pozice nastavena, jsou popsány níže, jejich průměrné hodnoty jsou uvedeny v tabulce 2.

4.3.1.1 Knee over pedal spindle (KOPS)

Parametr hodnotící postavení kolene vůči ose pedálu. Záporná hodnota značí postavení kolene za osou pedálu, tedy blíže k zadnímu kolu. KOPS je udáván v milimetrech. Cíleno bylo mezi hodnoty –41 mm a –25 mm. Parametr je možné staticky

změřit spuštěním olovnice od tuberositas tibiae v momentu, kdy noha zaujímá v pomyslném šlapacím cyklu polohu 3 hodin. (Holliday, Swart, 2021)

4.3.1.2 Flexe a extenze v kolenním kloubu (KoK flx/KoK ext)

Hodnota odpovídá úhlu při maximálně pokrčeném, respektive extendovaném kolenu v rámci šlapacího cyklu. Oba parametry jsou udávány ve stupních. Cíleno bylo na hodnotu 110° KoK flx a 38° KoK ext.

4.3.1.3 Kyčelní kloub (KyK)

Parametr popisující úhel flexe v kyčelním kloubu. KyK je udáván ve stupních. Cíleno bylo na hodnotu 82° flexe v KyK.

4.3.1.4 Trup

Hodnota odpovídá úhlu mezi trupem a horizontální rovinou. Parametr je udáván ve stupních. Cíleno bylo na hodnotu 62°. Úhel trupu se měří jako úhel mezi horizontální rovinou a přímkou procházející středem kyčelního a ramenního kloubu. (Holliday, Swart, 2021)

4.3.1.5 Rameno

Hodnota odpovídá úhlu kyčelní sensor-rameno-zápěstí. Parametr je udáván ve stupních. Cíleno bylo na hodnotu 69°.

Tabulka 2: Parametry nastavení ergometru

	KOPS (mm)	KoK flx (°)	KoK ext (°)	KyK (°)	trup (°)	rameno (°)
Mean	-30,67	108,83	41,00	80,83	60,67	69,50
Median	-29,50	109,00	41,50	81,00	61,00	70,50
Mode	XXX	109,00	42,00	82,00	63,00	72,00
SD	9,07	2,04	1,79	1,17	2,42	3,39
Range	25,00	6,00	5,00	3,00	6,00	9,00
Minimum	-46,00	105,00	38,00	79,00	57,00	63,00
Maximum	-21,00	111,00	43,00	82,00	63,00	72,00
CL (95%)	9,52	2,14	1,88	1,23	2,54	3,56

(**KOPS** – vzájemná poloha kolene a osy pedálu „knee over pedal spindle“ v mm; **KoKflx** – maximální flexe v kolenu ve stupních; **KoKext** – maximální extenze v kolenu ve stupních; **KyK** – flexe v kyčli ve stupních; **trup** – sklon trupu k horizontální rovině ve stupních; **rameno** – úhel kyčel-rameno-zápěstí ve stupních; **Mean** – průměr; **Median** – medián; **Mode** – modus; **SD** – směrodatná odchylka; **Range** – rozptyl; **Minimum** – nejnižší hodnota; **Maximum** – nejvyšší hodnota; **CL** – interval spolehlivosti)

4.3.2 Testovací protokol

V rámci randomizace si pacienti losovali pořadí, ve kterém následně proběhla tři měření. Konkrétně se jednalo o pořadí pozic, do kterých byl nastaven bicyklový ergometr. První variantou byla pozice výchozí s parametry zmíněnými výše (střední, dále také S). Dále byla u každého probanda vytvořena jedna nižší (dále také N) a jedna vyšší (dále také V) pozice na základě manipulace s řídítky. Došlo k posunutí o 5 % nahoru respektive dolů oproti výšce řídítek výchozí pozice.

V každé ze tří uvedených pozic účastníci podstoupili zátěž trvající 5 minut. Zátěžový protokol sestával ze 3 minut jízdy na 0,5 W/kg hmotnosti, dále došlo ke skokovým zvýšením zátěže o 0,5 W/kg po 30 vteřinách jízdy. Na závěrečných 2 W/kg hmotnosti jeli účastníci 1 minutu, v jejíž druhé polovině byl zaznamenáván signál z EMG. Probandi během celého měření udržovali stálou frekvenci otáček mezi 60 a 70 za minutu. Svatoš (2012) se ve své práci odkazuje na autory *Sekeru a Vojtěchovského*, kteří považují kadenci mezi 60 a 70 otáčkami za minutu za energeticky nejvýhodnější a nejvytrvalejší. Mezi jednotlivými zátěžemi měli účastníci 8–10 minut pauzu. Bližší data charakterizující jednotlivé pozice jsou uvedena v tabulce 3.

V neposlední řadě byla také zaznamenána klidová elektromyografická křivka při pozici vsedě s horními končetinami volně visícími podél těla. Tato hodnota byla u všech probandů měřena po dobu 10 vteřin při sedu v závěrečné pozici (před třetím zatížením).

Tabulka 3: Parametry nastavení ergometru v jednotlivých pozicích

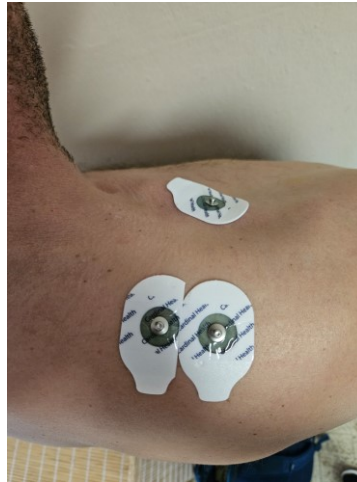
	pořadí	nízká (cm)	střed (cm)	vysoká (cm)
Proband 1	N-V-S	99,3	104,5	109,7
Proband 2	V-N-S	106,9	112,5	118
Proband 3	N-S-V	106,9	112,5	118
Proband 4	S-N-V	98,3	103,5	108,7
Proband 5	V-S-N	103,1	108,5	113,9
Proband 6	S-V-N	98,2	104	109,2
Proband 7	S-N-V	105	110,5	116
Proband 8	N-S-V	105,5	111	116,5

(*pořadí* – pořadí polohy řídítek N = nízká, V – vysoká, S = střední; *nízká* – poloha řídítek snižená o 5 % oproti bike fit poloze; *střed* – poloha řídítek v bike fit poloze; *vysoká* – poloha řídítek zvýšená o 5 % oproti bike fit poloze)

Snímána byla aktivita pars descendens m. trapezii vpravo. Před nalepením elektrod byla kůže očištěna a odmaštěna alkoholovou dezinfekcí. Elektrody byly

nalepeny na standardně určenou část svalu. Zemnicí elektroda byla umístěna na klíční kost. Umístění elektrod ukazuje obrázek 3. Využity byly univerzální elektrokardiografické (EKG) nalepovací jednorázové Ag/AgCl elektrody sestřižené tak, aby mezi nimi byla vzdálenost 200 mm.

Obrázek 4: Umístění elektrod na pars descendens m. trapezii



4.3.3 Zpracování EMG signálu

Pro zpracování zaznamenaných signálů byl využit program Noraxon MR3 3.20.62. Signál byl rektifikován. Byla využita takzvaná *full wave rektifikace*, při níž se negativní hodnoty signálu převrátí do hodnot pozitivních. (Krobot, Kolářová, 2011) Dále byl signál vyhlazen dle algoritmu *root mean square* (RMS) se 100 ms oknem. Vyhlazením je signál zbaven vysokofrekvenčních fluktuací signálu. Po vyhlazení je signál nazýván lineární obálkou. Autoři manuálu považují RMS algoritmus za výhodnější oproti *average rectified value* (AVR). V případě AVR je signál v daném časovém intervalu zprůměrován. U RMS popisují lepší korelaci chování motorických jednotek a svalové kontrakce.

Jako výstupní údaj byla převzata průměrná hodnota z půlminutového měření. Krobot a Kolářová (2011) zastávají názor, že průměrná hodnota reflektuje aktivitu svalu v čase snímání EMG signálu a považují ji za nejdůležitější údaj získaný ze zaznamenaného signálu.

5 VÝSLEDKY

5.1 Naměřené hodnoty napětí

Klidové napětí měřené v sedě před třetím zatížením (klidová) i výsledné hodnoty napětí m. trapezius při jízdě na ergometru s řídítky ve snížené (nízká), střední (střed) a zvýšené (vysoká) poloze se individuálně různí – získané hodnoty elektromyografického signálu spolu s jejich směrodatnou odchylkou jsou pro všechny probandy uvedeny v tabulce 4. Směrodatná odchylka byla vypočtena v programu Microsoft Excel z exportovaných dat získaných po vyhlazení a rektifikaci zaznamenaných signálů. Vypočtena byla tedy z celkového počtu 30 000 hodnot pro každého probanda a pozici.

Tabulka 4: Naměřené hodnoty napětí

	nízká (μV)	střed (μV)	vysoká (μV)	klidová (μV)
Proband 1	418,7 ± 23,2	158,6 ± 32,2	311,9 ± 11,4	3,4 ± 0,7
Proband 2	158,0 ± 50,3	257,4 ± 25,8	186,6 ± 29,9	11,0 ± 0,8
Proband 3	175,2 ± 4,0	305,9 ± 62,4	193,9 ± 10,1	10,5 ± 1,8
Proband 4	162,9 ± 17,2	55,5 ± 1,1	131,7 ± 2,3	13,6 ± 0,6
Proband 5	457,7 ± 30,7	476,4 ± 17,7	520,2 ± 18,0	8,1 ± 0,9
Proband 6	1166,4 ± 42,5	686,9 ± 31,5	245,4 ± 23,6	13,9 ± 1,0
Proband 7	465,3 ± 25,7	442,2 ± 30,0	422,0 ± 19,8	9,2 ± 1,0
Proband 8	132,1 ± 6,7	86,0 ± 6,9	46,7 ± 15,8	52,0 ± 7,4
průměr	392,0	308,6	257,3	15,2

(nízká – hodnota napětí m. trapezius v poloze řídítek snížené o 5 % oproti bike fit poloze v mikrovoltech; střed – hodnota napětí m. trapezius v poloze řídítek v bike fit poloze v mikrovoltech; vysoká – hodnota napětí m. trapezius v poloze řídítek zvýšené o 5 % oproti bike fit poloze v mikrovoltech; klidová – hodnota napětí m. trapezius v klidu v mikrovoltech)

5.2 Normalizace dat

Jak již bylo zmíněno, svalové napětí je vlastností značně individuální. Proto je vhodné při vyhodnocení EMG různorodých skupin probandů využít normalizace dat. Jedná se o vztažení zaznamenané hodnoty EMG signálu k předem stanovené referenční hodnotě. V rámci této práce byla zvolena normalizace dle aktivační hodnoty (dále také AH) – Krobot a Kolářová (2011) považují normalizaci vztaženou k aktivační hodnotě za nejvíce efektivní pro klinické účely. Aktivační hodnota byla spočtena z klidového napětí naměřeného u jednotlivých probandů – odpovídá hodnotě průměrného klidového napětí

zvýšené o dvě směrodatné odchylky. Celková průměrná aktivační hodnota dosahuje 18,73 μV , je ale výrazně ovlivněna změřeným klidovým napětím probanda 8. Při vynechání obou krajních hodnot vyšla průměrná aktivační hodnota 13,05 μV . V tabulce 5 jsou uvedeny všechny hodnoty vztažené k aktivační hodnotě jako základu 1.

Tabulka 5: Normalizované hodnoty napětí

	nízká (μV)	střed (μV)	vysoká (μV)	AH (μV)
Proband 1	88,3	33,5	65,8	4,7
Proband 2	12,6	20,5	14,9	12,5
Proband 3	12,5	21,8	13,8	14,1
Proband 4	11,0	3,8	8,9	14,7
Proband 5	46,1	48,0	52,4	9,9
Proband 6	73,3	43,2	15,4	15,9
Proband 7	41,9	39,8	38,0	11,1
Proband 8	2,0	1,3	0,7	66,9
průměr	36,0	26,5	26,2	18,7

(*nízká* – normalizovaná hodnota napětí m. trapezius v poloze řídítek snižené o 5 % oproti bike fit poloze v mikrovolttech; *střed* – normalizovaná hodnota napětí m. trapezius v poloze řídítek v bike fit poloze v mikrovolttech; *vysoká* – normalizovaná hodnota napětí m. trapezius v poloze řídítek zvýšené o 5 % oproti bike fit poloze v mikrovolttech; *AH* – aktivační hodnota napětí m. trapezius v mikrovolttech;)

Nejmenší průměrná hodnota je opět patrná u pozice s nejvyšším umístěním řídítek. Jen mírně větší vyšla průměrná hodnota u pozice se středním postavením řídítek. Naopak jasně nejméně výhodná vyšla pozice s nízkým umístěním řídítek.

Přestože počet provedených pozorování je nízký, byla ověřena statistická významnost rozdílů průměrných hodnot pro tři možné kombinace umístění řídítek. Za tímto účelem byl aplikován párový t-test s nulovou hypotézou, že rozdíl průměrných hodnot pro tři kombinace umístění řídítek je nulový. Tabulka 6 zachycuje výsledky aplikace párového t-testu.

Tabulka 6: Párový t-test – základní statistiky

kombinace umístění řídítek	rozdíl průměrných hodnot	t-statistika	p-hodnota
nízká vs. střed	9,48	1,216	0,264
nízká vs. vysoká	9,73	1,293	0,237
střed vs. vysoká	0,25	0,042	0,968

(*nízká* – poloha řídítek snižená o 5 % oproti bike fit poloze; *střed* – poloha řídítek v bike fit poloze; *vysoká* – poloha řídítek zvýšená o 5 % oproti bike fit poloze)

T-test ukazuje, že hypotézu o nulovém rozdílu průměrných hodnot nelze zamítnout pro žádnou ze tří posuzovaných kombinací umístění řídítek. Vedle počtu hodnocených pozorování souvisí tato skutečnost také s poměrně značným rozptylem hodnot. V tomto kontextu je žádoucí věnovat ověřování nulové hypotézy další pozornost, například prostřednictvím zvětšování vzorku probandů.

I přes vztahování naměřených hodnot k individuálním zaznamenaným klidovým napětím m. trapezius mají hodnoty velký rozptyl. Není pravidlem, že menší klidové napětí vede k menším hodnotám zaznamenaným při zatížení, spíše je možné pozorovat opačný trend. Například u probanda 1 byla spočtena nejmenší aktivační hodnota (4,74 μV), napětí, které mu bylo při jednotlivých zátěžích změřeno, bylo až 88krát větší než tato aktivační hodnota (poměrově největší hodnota byla naměřena při nejnižší pozici řídítek). Jedná se o probanda, který v dotazníku uvedl největší počet za rok najetých kilometrů – nabízí se tedy otázka, zda to nesvědčí o určité adaptaci svalu na pozici sedu na kole. Sval, který běžně nevykazuje téměř žádnou aktivitu, tudíž pravděpodobně nepůsobí probandovi 1 výrazné problémy, je schopný poměrně výrazné a rychlé mobilizace. *Krobot a Kolářová (2011)* ve své publikaci popisují schopnost trénovaného svalu produkovat větší sílu ve srovnání s netrénovaným svalem, přičemž oba mohou při měření vykazovat stejnou elektromyografickou aktivitu. Pod pojmem netrénovaný sval myslí například sval unavený nebo atrofovaný. Upozorňují také na fakt, že je nutné brát v potaz kvalitu řízení a kontroly pohybu; větší elektromyografická aktivita většinou neznačí větší sílu svalu.

6 DISKUZE

6.1 Diskuze k teoretické části

Autoři všech citovaných studií se shodují na důležitosti individuálně nastavených parametrů jízdního kola, protože neoptimální nastavení geometrie kola může vést k přetížení různých částí těla včetně zranění z přetížení. (*Bini, Hunter, 2023; Fonda, Sarabon, 2010; Scoz et al. 2021*) Valná většina výzkumů týkajících se právě nastavení jízdního kola se věnovala buď vlivu parametrů na dolní končetiny nebo na oblast bederní páteře. Výzkumy ohledně vztahu cyklistického posedu a krční či hrudní páteře zatím chybí.

Na oblast krční páteře může mít negativní vliv větší úhel flexe trupu zvolený ve snaze o aerodynamičtější pozici; to se týká především profesionálních či výkonnostních sportovců, kteří mají za cíl co největší rychlost (*Quesada et al., 2016*). Pozice s větším úhlem flexe trupu může v jejich případě zapříčinit například hyperkyfózní postavení. (*Muyor et al., 2011*) Rekreační cyklisté kladou větší důraz na komfort během jízdy a prevenci zranění, zatímco rychlost a produkovaný výkon pro ně zpravidla nehraje takovou roli; neznamená to ale, že by pro ně rizika plynoucí z nadměrné flexe trupu nebyla reálná. (*Ayachi et al., 2015 in Holliday, Swart, 2021; Fonda, Sarabon, 2010*)

V posledních letech dochází k popularizaci takzvaného bike fitu. Jedná se v podstatě o přizpůsobení geometrie kola individuálním potřebám cyklisty prostřednictvím nastavení pohyblivých součástí kola (sedlo, představec řídítek). Autoři studií se shodují na výhodách takového technicky nenáročného úkonu – jsou jimi například prevence vzniku přetížení, zvýšení komfortu během jízdy či maximalizace výkonu podávaného cyklistou. (*Fonda et al., 2014; Chiu et al., 2013; Silberman et al., 2005; Wadsworth et al., 2019*)

Za základní parametr nastavení jízdního kola lze považovat výšku sedla. Autoři popisují různé metody jejího nastavení, neshodují se však v tom, která metoda by měla být využívána pro cyklisty různé výkonnosti a zaměření. Některé metody jsou pouze orientační, jiné uvádějí přesné kloubní rozsahy, kterých by mělo být docíleno. (*Fonda et al., 2014; Ferrer-Roca et al., 2012; Hamley a Thomas, 1967*) Autoři se stále neshodují ani na optimální výšce sedla, která by vedla ke snížení rizika vzniku zranění. Příliš vysoká poloha sedla může způsobovat nadměrnou rotaci pánve s dopadem na bederní páteř.

(*Sauer et al., 2007*) Součástí nastavení sedla je také jeho sklon – nevhodné nastavení může vést k bolestivosti oblasti bederní páteře, necitlivosti perineální oblasti či k impotenci. (*Amend et al., 2023; Fonda, Sarabon, 2010; Chiaramonte et al., 2021; Silberman et al., 2005*)

V rámci praktické části práce jsme pracovali konkrétně s výškou řídítek. Tento parametr není předmětem mnoha výzkumů. Z rešeršní části vyplývá, že jejich výška, tvar ale i úchop ovlivňuje například postavení komplexu bedra-pánevy-kyčel. (*Wadsworth, 2019*) Z literatury i z vlastních zkušeností autorky také vyplývá, že rekreační cyklisté preferují vzpřímenější posed s vyšším představcem. Jedná se o pozici, která je na úkor aerodynamiky pohodlnější. U profesionálních cyklistů jsou však řídítka postavena níž než sedlo. (*Holliday, Swart, 2021; Chiu et al., 2013; Silberman et al., 2005*)

Na postavení trupu má kromě výšky řídítek vliv také délka představce; s tímto parametrem jsme však v rámci úpravy posedu nepracovali. Délka představce se běžně pohybuje mezi 10 a 12 cm (*Silberman et al., 2005*) a je po velikosti rámu druhým parametrem určujícím vzdálenost mezi sedlem a řídítky. Příliš krátký úchop řídítek může vést ke vzniku úžinových syndromů, a tudíž k motorickým a senzitivním deficitům v oblasti ruky, které jsou u cyklistů relativně časté. (*Andersen, Bovim, 1997; De Vey Mestdagh, 1996; Dettori, Norvel, 2006; Schwellnus, Derman, 2005*) V rámci praktické části práce jsme pracovali se z rešerše vycházejícím předpokladem, že stejné dopady jako krátký úchop může mít i nízká poloha řídítek. Domníváme se také, že motorický a senzitivní deficit v oblasti ruky může vést ke zvýšení napětí svalů horní končetiny a krku včetně m. trapezius.

Autoři citovaných studií se shodují, že se mnoho cyklistů potýká s takzvanými *overuse injuries*. (*Bini et al., 2011; Bini, Hunter, 2023; Bini, Priego-Quesada, 2022; Dettori, Norvell, 2006*) V rámci praktické části jsme se zabývali oblastí krční páteře a ramene, konkrétně pak m. trapezius. Symptomy týkající se právě oblasti krku zabírají asi 48 % všech reportovaných neuromuskulárních symptomů. (*Schwellnus, Derman, 2014*). Dle *De Vey Mestdagha (1996)* právě tyto symptomy souvisí s neideální pozicí řídítek, případně s neideální vzdáleností mezi řídítky a sedlem, neboť nízká pozice řídítek nutí jezdce k nepřetržité hyperextenzi krční páteře. (*Bini, Priego-Quesada, 2022; Schwellnus, Derman, 2005*) Náš předpoklad byl, že to by mohlo vést ke zvýšení napětí mimo jiné v m. trapezius; úpravy pozice při bolestech krční páteře by měly vést k napřímení těla, tedy k menšímu úhlu flexe trupu. (*Silberman et al., 2005*)

S lokálními změnami svalového tonu souvisí pojem myofasciální bolestivý syndrom. Je charakterizován přítomností spoušťových bodů. Jedná se o palpačně bolestivý uzlík v tuhém a napnutém vláknu způsobující bolest lokální i přenesenou. (Huang et al., 2022; Kolář et al., 2009; Money, 2017; ZiaEIFar et al., 2019) Pro naši práci je klíčový názor, že spoušťové body vznikají typicky ve svalech oblasti ramene a krku při dlouhém sezení a jejich vzniku může předcházet tuhost celého svalu. (Money, 2017) Domníváme se, že tato situace nastává i při jízdě na kole, a že se tato tuhost může projevit i na EMG signálu. Vzniklá mechanická bolest krční páteře je jedním z nejčastějších zdravotních problémů dnešní společnosti (ZiaEIFar et al., 2019) – roční prevalence vzniku bolestí šíje přesahuje 30 % a během života se s nimi setká přibližně 70 % populace. (Martín-Sacristán et al., 2022) S bolestmi krční páteře se často sdružují i tenzní bolesti hlavy. (Sollman et al., 2023)

Pro praktickou část této práce byla předmětem pars descendens musculi trapezii. Autoři se neshodují na přesné anatomické lokalizaci jejích úponů. (Čihák, 2016; Simons et al. 1999) Jedná se však jen o mírné odchylky zapříčiněné tím, že umístění úponů může být u různých jedinců variabilní. Pro výzkum, jehož předmětem je napětí pars descendens m. trapezii, je klíčové znát její funkci. Tato část svalu zajišťuje lateroflexi hlavy a krční páteře, rotaci hlavy a v koaktivaci s jinými svaly se stará o pohyby lopatky. (Čihák, 2016; Simons et al., 1999) Zajímavý je fakt, že pars descendens napomáhá nést váhu paže ve chvíli, kdy horní končetina drží břemeno. (Simons et al., 1999) Elektromyografickou aktivitou tohoto svalu se zabývala například Itova studie (1980), jež zaznamenala zvýšený EMG signál při současné abdukci a flexi paže. Podobnou pozici paže zaujímá i cyklista při jízdě na kole. Nabízí se otázka, zda je EMG signál větší i za předpokladu, že se cyklista opírá o řídítka a nemusí tak nést váhu paží proti gravitaci.

V pars descendens m. trapezii se spoušťové body nachází velmi často. Až 79 % zdravých lidí má latentní spoušťový bod právě ve vláknech tohoto svalu. (Huang et al., 2022; Lucas et al., 2010) Spoušťové body zde vznikají i na základě prolongované hyperaktivity svalu. (Huang et al., 2022) Mohou se projevit bolestí samotného svalu, tenzními bolestmi hlavy, bolestmi krční oblasti či omezením pohyblivosti ramene či krční páteře. (Huang et al., 2022; Simons et al., 1999; Sollman et al., 2023; ZiaEIFar et al., 2019) Simons et al. (1999) upozorňují na fakt, že přetížení vzniká v situaci, kdy pars descendens m. trapezii dlouhodobě pomáhá nést váhu horní končetiny. Jako příklad uvádí mimo jiné držení horní končetiny v elevaci při práci u vysoko umístěného stolu. Zde se

znovu nabízí úvaha, zda tato situace nenastává i při jízdě na kole s vysoko umístěnými řídítky. My se však naopak domníváme, že vyšší pozice řídítek způsobuje přenesení váhy z horních končetin spíše na hýždě a dolní končetiny, tudíž vede k menšímu zatížení m. trapezius.

6.2 Diskuze k praktické části

6.2.1 Klidová hodnota napětí m. trapezius

Klidové napětí měřené v sedu před třetím zatížením na ergometru se individuálně různí. To odpovídá všeobecnému názoru, že svalový tonus je individuální vlastností každého jedince. Průměrná hodnota klidového napětí byla 15,2 μV . Tento průměr je výrazně ovlivněn hodnotou jednoho probanda s maximální změřenou hodnotou klidového napětí (51,99 μV u probanda 8). Hodnota je oproti ostatním naměřeným hodnotám extrémně vysoká, proto je na místě úvaha, zda se v tomto případě nejednalo o chybu měření. Tato hodnota také mohla být ovlivněna lokálními změnami tonu svalu. Minimální naměřenou hodnotou bylo 3,4 μV (proband 1). Při vynechání dvou krajních hodnot vychází průměrná hodnota klidového napětí 11,04 μV – jde tedy o naprosto minimální elektromyografickou aktivitu m. trapezius.

6.2.2 Vliv pozice na napětí m. trapezius

Na data bylo pohlíženo dvěma způsoby. Jako první byly řešeny podobnosti hodnot dle nastavené pozice, ve které byly naměřeny, tedy zda některá z pozic vede u všech probandů, či u části z nich, k nejmenšímu ze změřených napětí či naopak k napětí největšímu.

6.2.2.1 Srovnání průměrných hodnot

Nejmenší celková průměrná hodnota napětí byla pozorována v pozici s nejvyšším umístěním řídítek – jedná se o hodnotu 257,30 μV . Toto zjištění by bylo ve shodě s předpokladem, že při vyšším postavení řídítek stoupá komfort cyklisty (klesá svalový tonus m. trapezius). Při nejvyšší pozici řídítek byla minimální naměřená hodnota 46,67 μV (proband 8) a maximální naměřená hodnota 520,18 μV (proband 5). Naopak největší celková průměrná hodnota byla zaznamenána u pozice s nejnižším umístěním řídítek – jedná se o hodnotu 392,04 μV . Při nízké pozici řídítek bylo pozorováno minimum 132,07 μV (proband 8) a maximum 1166,40 μV (proband 6). Tato pozice by mohla být

dle uvedené literatury nejvíce aerodynamická. U střední, dle bike fitu nastavené pozice vyšla průměrná hodnota 308,63 μV ; minimální změřená hodnota činí 55,52 μV (proband 4) a hodnota maximální odpovídá 686,94 μV (proband 6).

6.2.2.2 *Vhodnost pozic pro jednotlivé probandy*

U dvou probandů byla změřena nejnižší hodnota právě v pozici nastavené při bike fitu (probandi 1 a 4) – jedním z těchto probandů byl účastník, který uvedl největší počet za rok najetých kilometrů (proband 1). Pro další tři probandy byla, co se týče napětí m. trapezius, nejvýhodnější pozice s nízkým umístěním řídítek (probandi 2, 3 a 5). U zbylých tří byla nejnižší aktivita m. trapezius zaznamenána v pozici s vysokými řídítky (probandi 6, 7 a 8). Je otázkou, zda v tomto parametru nehraje roli to, v jaké pozici mají probandi nastavené své kolo, na němž běžně jezdí; pokud je proband zvyklý jezdit na kole s určitými parametry, mohou pro něj být jiné nastavené pozice nepřirozené (a to i přesto, že bike fit odpovídá teoreticky nejvhodnějšímu nastavení). To může vést k nárůstu napětí m. trapezius ale i dalších svalů. Součástí práce však nebyla anamnéza týkající se nastavení kola, na kterém probandi běžně jezdí.

Jak již bylo zmíněno, jednotlivé hodnoty mají velký rozptyl. Proto se nabízí otázka, zda je jejich průměrná hodnota vypovídajícím údajem. Průměrné napětí bylo nejmenší v pozici s vysokým nastavením řídítek, ačkoli v ní byla změřena nejmenší hodnota pouze u dvou probandů z celkových osmi.

Je třeba konstatovat, že ačkoli nízká pozice řídítek u tří probandů vedla k nejnižšímu napětí m. trapezius, u zbylých pěti v ní bylo změřeno napětí největší. Jednou z naměřených hodnot v této pozici bylo 1166,40 μV , tedy největší zaznamenaný signál v tomto měření vůbec.

6.2.2.3 *Diskuze k hypotéze 1*

První určená hypotéza zní následovně: Trendy v nastavení jízdního kola, umožňující profesionálním sportovcům maximální výkon, vedou u běžné populace využívající kolo pouze rekreačně ke zvýšení napětí pars descendens m. trapezii.

V rámci této hypotézy jsme zastávali názor, že pars descendens m. trapezii vykazuje v pozici nastavené v rámci bike fitu větší elektromyografickou aktivitu než v pozici s mírně upravenými parametry. Jak již bylo zmíněno, tato domněnka byla potvrzena u 6 z 8 zúčastněných probandů; u dvou probandů (proband 1 a 4) přitom bylo napětí v této pozici přibližně dvakrát, respektive třikrát nižší než u zbývajících pozic.

6.2.2.4 Diskuze k hypotéze 2

V rámci druhé určené hypotézy jsme předpokládali, že v pozici se zvednutými řídítky, konkrétně o 5 % oproti pozici nastavené při bike fitu, má pars descendens m. trapezii menší napětí.

Ze srovnání pozice nastavené při bike fitu a pozice se zvednutými řídítky vychází lépe ta s vyšším umístěním řídítek, tedy se jedná o závěr potvrzující naši hypotézu. Pravděpodobně další ověření by bylo třeba pro stanovení souvislosti velikosti rozdílu mezi optimální (bike fit) polohou a zvýšenou polohou a velikostí snížení napětí pars descendens m. trapezii, případně zohlednění subjektivního vnímání pohodlnosti pozice trupu při zvýšených řídítkách samotnými probandy.

6.2.2.5 Diskuze k hypotéze 3

Třetí určená hypotéza zní následovně: V pozici se sníženými řídítky, konkrétně o 5 % oproti pozici nastavené při bike fitu, má pars descendens m. trapezii větší napětí.

U tří probandů (proband 2, 3 a 5) byla elektromyografická aktivita zaznamenaná při zatížení v pozici s nejnižším umístěním řídítek oproti předpokladu v hypotéze menší než aktivita změřená v pozici nastavené v rámci bike fitu. U probanda 5 odpovídala nižší hodnota přibližně 95 % hodnoty signálu z bike fit pozice, nejedná se tedy o velký rozdíl. U probanda 2, respektive 3 však napětí v nižší pozici odpovídalo pouze necelým 65 %, respektive 60 % hodnoty napětí v bike fit pozici.

U zbylých pěti probandů bylo v souladu s předpokladem hypotézy po snížení řídítek naměřeno napětí větší než v pozici nastavené při bike fitu. U probanda 7 se jednalo pouze o minimální rozdíl, u zbylých čtyř probandů byla hodnota elektromyografické aktivity v nejnižší pozici řídítek jedenapůlnásobně až trojnásobně větší než v bike fit pozici.

6.2.3 Vliv opakovaného zatížení na napětí m. trapezius

Tabulka 7 udává hodnoty seřazené dle pořadí zatížení. Nebere tedy v potaz, v jaké pozici zátěž probíhala, ale jen o kolikáté měření šlo.

Pouze u jednoho probanda došlo k postupnému poklesu změřených hodnot s násobným zatížením. Jedná se o probanda s největším počtem za rok najetých kilometrů.

Tabulka 7: Změřené hodnoty napětí dle pořadí měření nezávisle na nastavení

	první (μV)	druhá (μV)	třetí (μV)	
Proband 1	418,7	311,9	158,6	klesá
Proband 2	158,0	257,4	186,6	X
Proband 3	305,9	175,2	193,9	X
Proband 4	55,5	131,7	162,9	stoupá
Proband 5	457,7	476,4	520,28	stoupá
Proband 6	245,4	686,9	1 166,4	stoupá
Proband 7	442,2	465,3	422,0	X
Proband 8	46,7	132,0	86,0	X
průměr	266,2	329,6	362,1	X

(první – hodnota napětí m. trapezius při prvním měření v pořadí v mikrovoltech; druhá – hodnota napětí m. trapezius při druhém měření v pořadí v mikrovoltech; třetí – hodnota napětí m. trapezius při třetím měření v pořadí v mikrovoltech;)

Pokud při výpočtu průměru nebudeme brát v potaz, o kterou pozici při zatížení šlo, ale pouze kolikátá byla v pořadí, byla největší průměrná hodnota napětí m. trapezius zaznamenána při poslední zátěži. Skutečnost, že u tří probandů hodnota s opakovaným zatížením stoupá, je statisticky nevýznamná.

6.3 Limity práce

Jsme si vědomi faktorů, které mohly ovlivnit naměřené výsledky. První limitací je nízký počet probandů, kteří se měření účastnili. To výrazně omezilo proveditelné statistické zpracování. Proto byla zvolena statistika deskriptivní.

Možnosti statistického zpracování byly také omezeny tím, že byla snímána aktivita pouze jednoho svalu. Domníváme se, že by mohlo zajímavé výsledky přinést měření porovnávací aktivitu různých částí m. trapezius. Případně také simultánní zaznamenání aktivity dolních fixátorů lopatky v jednotlivých pozicích.

Uvědomujeme si také, že jízda na ergometru v interiéru je něco jiného než samotná jízda na silničním či horském kole. Provedení výzkumu na vlastních kolech účastníků by s sebou však neslo určitá omezení a rizika. Vzhledem k tomu, že řídítka lze na kole posouvat ve vertikále jen ve velmi malém rozsahu, jsme zvolili lépe nastavitelný ergometr. Vyhnuli jsme se tím také situaci, kdy by účastník mohl na měření dorazit s kolem, na kterém by ani technologicky nešly nastavit bike fitem určené parametry. Cyklisté totiž mohou chybovat již ve výběru samotného rámu kola, který by měl

odpovídat postavě cyklisty. Výška jezdce však není jediným parametrem, který je při výběru rámu nutné brát v úvahu. Je důležité kalkulovat také s poměrem délky dolních končetin vůči celkové výšce jednotlivce. Zmíněný problém však z části také nastal. Ač byl v rámci výběru probandů stanoven relativně malý výškový rozdíl, posun řídítek v rámci nejnižší a nejvyšší pozice nebyl na vybraném ergometru proveditelný. U dvou probandů byl tudíž v nejvyšší pozici nutný mírně jiný úchop řídítek než u zbývajících měření. Jednalo se o dva nejvyšší probandy. Z rešeršní části práce také vychází, že způsob úchopu řídítek ovlivňuje napětí svalů krční páteře a ramene. Proto jsme se snažili, aby se využitý náhradní způsob úchytu co nejvíce přiblížil standardně zvolenému úchopu.

Dále by bylo na místě provedení pre-fit vyšetření, které bylo nahrazeno pouhým dotazníkem. To souvisí s limitací, která byla zmíněna již v diskuzi k praktické části. Jedná se o odlišnost nastavených parametrů, na které jsou probandi zvyklí. Zpětně jsme si vědomi, že pětiminutová jízda je velmi krátkým intervalem. Za tuto dobu se cyklista pravděpodobně nestihne přizpůsobit nově nastavené pozici. Lepší výpovědní hodnotu by měl longitudinální výzkum, během kterého by si probandi v určitém časovém úseku v rámci týdnů či měsíců zvykali na tři zmíněné pozice. Následovalo by vždy měření provedené ideálně na vlastních kolech probandů. Vyšetření by bylo také spojeno s položením otázek na bolestivost či jiné zdravotní obtíže probandů, které by mohly s jízdou na kole souviset.

7 ZÁVĚR

Pozici řídítek a jejímu vlivu na horní polovinu těla cyklisty zatím nebyla v rámci provedených výzkumů věnována přílišná pozornost. Není tedy dostupná evidence pro doporučení jejich nastavení pro rekreační cyklisty, kteří nemají za cíl dosažení co nejlepší aerodynamiky. V rámci práce nebyl pozorován jednoznačný efekt změny nastavení výšky řídítek na napětí musculus trapezius. V rámci výsledků byla v pozici s nejvyšším umístěním řídítek zaznamenána nejnižší hodnota elektromyografického signálu, avšak pozice byla, co se týče hodnoty napětí pars descendens m. trapezii, nejvýhodnější pouze pro 3 probandy. Vliv na napětí pars descendens m. trapezii mělo u některých probandů také opakované zatížení.

Pro případné pokračování výzkumu by bylo vhodné zahrnout také informace o parametrech vlastního kola jednotlivých probandů a lépe počítat s atributy tělesné zátěže. Otázkou také zůstává, zda větší napětí svalu, v tomto případě m. trapezius, považovat za patologii.

8 REFERENČNÍ SEZNAM

AMEND, Gregory M.; NABAVIZADEH, Behnam; ENRIQUEZ, Anthony; HAKAM, Nizar; SHAW, Nathan et al., 2023. The Effect of Bike Seat Models on Perineal Pressure During Cycling: Implications for Patients After Lower Genitourinary Reconstructive Surgery. Online. *Urology*. Roč. 179, s. 174-180. ISSN 00904295. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.urology.2023.03.057>. [cit. 2024-04-26].

ANDERSEN, Kjeld V. a BOVIM, Gunnar, 1997. Impotence and nerve entrapment in long distance amateur cyclists. Online. *Acta Neurologica Scandinavica*. Roč. 95, č. 4, s. 233-240. ISSN 00016314. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0404.1997.tb00104.x>. [cit. 2023-12-10].

AYACHI, F.S.; DOREY, J. a GUASTAVINO, C., 2015. Identifying factors of bicycle comfort: An online survey with enthusiast cyclists. Online. *Applied Ergonomics*. Roč. 46, s. 124-136. ISSN 00036870. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.07.010>. [cit. 2024-04-26].

BINI, Rodrigo Rico; HUME, Patria A. a CROFT, James, 2011. Cyclists and triathletes have different body positions on the bicycle. Online. *European Journal of Sport Science*. Roč. 14, č. sup1, s. S109-S115. ISSN 1746-1391. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/17461391.2011.654269>. [cit. 2023-11-23].

BINI, Rodrigo R. a HUNTER, Jayden R, 2023. Pain and body position on the bicycle in competitive and recreational road cyclists: A retrospective study. Online. *Sports Biomechanics*. Roč. 22, č. 4, s. 522-535. ISSN 1476-3141. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1942967>. [cit. 2023-12-10].

BINI, Rodrigo a PRIEGO-QUESADA, Jose, 2022. Methods to determine saddle height in cycling and implications of changes in saddle height in performance and injury risk: A systematic review. Online. *Journal of Sports Sciences*. 2022-02-16, roč. 40, č. 4, s. 386-400. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1994727>. [cit. 2024-04-10].

COSTES, Antony; TURPIN, Nicolas A.; VILLEGGER, David; MORETTO, Pierre a WATIER, Bruno, 2015. A reduction of the saddle vertical force triggers the sit–stand transition in cycling. Online. *Journal of Biomechanics*. Roč. 48, č. 12, s. 2998-3003. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.07.035>. [cit. 2023-11-19].

ČIHÁK, Radomír, 2016. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.

DE BERNARDO, Nieves; BARRIOS, Carlos; VERA, Pablo; LAÍZ, César a HADALA, Michal, 2012. Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists. Online. *Journal of Sports Sciences*. Roč. 30, č. 10, s. 1047-1053. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.687112>. [cit. 2024-04-23].

DE VEY MESTDAGH, K, 1998. Personal perspective. Online. *Applied Ergonomics*. Roč. 29, č. 5, s. 325-334. ISSN 00036870. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(97\)00080-X](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(97)00080-X). [cit. 2023-11-27].

DECOCK, Mathieu; DE WILDE, Lieven; VANDEN BOSSCHE, Luc; STEYAERT, Adelheid a VAN TONGEL, Alexander, 2016. Incidence and aetiology of acute injuries during competitive road cycling. Online. *British Journal of Sports Medicine*. 2016-05-17, roč. 50, č. 11, s. 669-672. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095612>. [cit. 2024-04-10].

DETTORI, Nathan J a NORVELL, Daniel C, 2006. Non-Traumatic Bicycle Injuries. Online. *Sports Medicine*. Roč. 36, č. 1, s. 7-18. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <https://doi.org/10.2165/00007256-200636010-00002>. [cit. 2023-12-03].

DUŠKOVÁ, Jitka, 2006. Rozdíl pohybového stereotypu chůze a pohybového stereotypu dolních končetin při jízdě na kole. Diplomová. Praha: Karlova Univerzita, Fakulta tělesné výchovy a sportu.

ERICSON, Mats O.; NISELL, Ralph a NÉMETH, Gunnar, 1988. Joint Motions of the Lower Limb During Ergometer Cycling. Online. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. Roč. 9, č. 8, s. 273-278. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.1988.9.8.273>. [cit. 2023-11-22].

FARINA, Dario a ENOKA, Roger M, 2023. Evolution of surface electromyography: From muscle electrophysiology towards neural recording and interfacing. Online. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Roč. 71. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2023.102796>. [cit. 2023-10-07].

FERRER-ROCA, Ventura; ROIG, Andreu; GALILEA, Piero a GARCÍA-LÓPEZ, Juan, 2012. Influence of Saddle Height on Lower Limb Kinematics in Well-Trained Cyclists. Online. *Journal of Strength and Conditioning Research*. Roč. 26, č. 11, s. 3025-3029. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318245c09d>. [cit. 2023-11-23].

FINTELMAN, D.M.; STERLING, M.; HEMIDA, H. a LI, F.-X, 2014. Optimal cycling time trial position models: Aerodynamics versus power output and metabolic energy. Online. *Journal of Biomechanics*. Roč. 47, č. 8, s. 1894-1898. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.02.029>. [cit. 2023-11-21]

FONDA, Borut a SARABON, Nejc, 2010. Biomechanics of Cycling. Online. *Sport Science Review*. Roč. 19, č. 1-2, s. 188 - 206. ISSN 2069-7244. Dostupné z: <https://doi.org/10.2478/v10237-011-0012-0>. [cit. 2023-11-22].

FONDA, Borut; SARABON, Nejc a LI, François-Xavier, 2014. Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. Online. *Journal of Sports Sciences*. Roč. 32, č. 10, s. 940-946. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.868919>. [cit. 2023-11-23].

GANGULY, Jacky; KULSHRESHTHA, Dinkar; ALMOTIRI, Mohammed a JOG, Mandar. 2021. Muscle Tone Physiology and Abnormalities. Online. *Toxins*. Roč. 13, č. 4. ISSN 2072-6651. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/toxins13040282>. [cit. 2023-10-07].

GERI, Tommaso; BOTTICCHIO, Alice; ROSSETTINI, Giacomo; POURNAJAF, Sanaz; PELLICCIARI, Leonardo et al., 2022. Pressure Pain Threshold of the Upper Trapezius Trigger Point: A Systematic Review with Meta-Analysis of Baseline Values and Their Modification after Physical Therapy. Online. *Journal of Clinical Medicine*. Roč. 11, č. 23. ISSN 2077-0383. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/jcm11237243>. [cit. 2024-03-15].

HOLLIDAY, Wendy a SWART, Jeroen, 2021. Anthropometrics, flexibility and training history as determinants for bicycle configuration. Online. Sports Medicine and Health Science. Roč. 3, č. 2, s. 93-100. ISSN 26663376. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.smhs.2021.02.007>. [cit. 2024-04-26].

HUANG, Lin-Ling; HUANG, Tsun-Shun; LIN, Yang-Hua; HUANG, Cheng-Ya; YANG, Jing-Lan et al., 2022. Effects of Upper Trapezius Myofascial Trigger Points on Scapular Kinematics and Muscle Activation in Overhead Athletes. Online. Journal of Human Kinetics. Roč. 84, č. 1, s. 32-42. ISSN 1640-5544. Dostupné z: <https://doi.org/10.2478/hukin-2022-000079>. [cit. 2024-03-18].

CHIARAMONTE, Rita; PAVONE, Piero a VECCHIO, Michele, 2021. Diagnosis, Rehabilitation and Preventive Strategies for Pudendal Neuropathy in Cyclists, A Systematic Review. Online. Journal of Functional Morphology and Kinesiology. Roč. 6, č. 2, s. 42. ISSN 2411-5142. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/jfmk6020042>. [cit. 2024-04-26].

CHIU, Min-Chi; WU, Hsin-Chieh a TSAI, Nien-Ting, 2013. The Relationship Between Handlebar and Saddle Heights on Cycling Comfort. Online. In: YAMAMOTO, Sakae (ed.). Human Interface and the Management of Information. Information and Interaction Design. Lecture Notes in Computer Science. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, s. 12-19. ISBN 978-3-642-39208-5. Dostupné z: https://doi.org/10.1007/978-3-642-39209-2_2. [cit. 2024-04-14].

ITO, Yu; MATSUMOTO, Hisashi; ISHIDA, Tomoya; SUENAGA, Naoki a OIZUMI, Naomi, 2023. Electromyographic activities of glenohumeral joint muscles during shoulder forward flexion with isometric horizontal abduction loading. Online. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. Roč. 32, č. 8, s. 1718-1727. ISSN 10582746. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jse.2023.01.006>. [cit. 2024-03-21].

KOLÁŘ, Pavel, 2009. Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KROBOT, Alois a KOLÁŘOVÁ, Barbora, 2011. Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2762-1.

KUIKEN, T. A.; LOWERY, M. M. a STOYKOV, N. S., 2003. The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. Online. *Prosthetics & Orthotics International*. Roč. 27, č. 1, s. 48-54. ISSN 0309-3646. Dostupné z: <https://doi.org/10.3109/03093640309167976>. [cit. 2024-04-05].

LAMBA, D., PANT, S., & CHANDRA, G., 2011. Effect of saddle heights on craniovertebral angle during ergonomic cycling. Online. *Indian Journal of Physiotherapy & Occupational Therapy*, 5(3), 157–160. Dostupné z: <http://ijpot.com/scripts/IJPOT%20July-Sept%202011.pdf>

LUCAS, Karen R.; RICH, Peter A. a POLUS, Barbara I., 2010. Muscle activation patterns in the scapular positioning muscles during loaded scapular plane elevation: The effects of Latent Myofascial Trigger Points. Online. *Clinical Biomechanics*. Roč. 25, č. 8, s. 765-770. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.006>. [cit. 2024-03-18].

MARTIN, James C. a BROWN, Nicholas A.T., 2009. Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. Online. *Journal of Biomechanics*. Roč. 42, č. 4, s. 474-479. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.015>. [cit. 2024-04-28].

MARTÍN-SACRISTÁN, Luis; CALVO-LOBO, Cesar; PECOS-MARTÍN, Daniel; FERNÁNDEZ-CARNERO, Josué a ALONSO-PÉREZ, José Luis, 2022. Dry needling in active or latent trigger point in patients with neck pain: a randomized clinical trial. Online. *Scientific Reports*. Roč. 12, č. 1, s. 3188. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-07063-0>. [cit. 2024-03-18].

MCEVOY, Maureen P.; WILKIE, Kellie a WILLIAMS, Marie T., 2007. Anterior pelvic tilt in elite cyclists—A comparative matched pairs study. Online. *Physical Therapy in Sport*. Roč. 8, č. 1, s. 22-29. ISSN 1466853X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.09.022>. [cit. 2024-04-05].

MONEY, Sarah, 2017. Pathophysiology of Trigger Points in Myofascial Pain Syndrome. Online. *Journal of Pain & Palliative Care Pharmacotherapy*. 2017-04-03, roč. 31, č. 2, s. 158-159. ISSN 1536-0288. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/15360288.2017.1298688>. [cit. 2024-02-11].

MORASKA, Albert F.; SCHMIEGE, Sarah J.; MANN, John D.; BUTRYN, Nathan a KRUTSCH, Jason P., 2017. Responsiveness of Myofascial Trigger Points to Single and Multiple Trigger Point Release Massages. Online. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. Roč. 96, č. 9, s. 639-645. ISSN 0894-9115. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000728>. [cit. 2024-03-15].

MUYOR, José M; LÓPEZ-MIÑARRO, Pedro A a ALACID, Fernando, 2011. Spinal posture of thoracic and lumbar spine and pelvic tilt in highly trained cyclists. Online. *Journal of sports science & medicine*. Roč. 10, č. 2, s. 355-361. ISSN 1303-2968. [cit. 2023-11-22].

PADULO, Johnny; LAFFAYE, Guillaume; BERTUCCI, William; CHAOUACHI, Anis a VIGGIANO, Davide, 2014. Optimisation of starting conditions in track cycling. Online. *Sport Sciences for Health*. Roč. 10, č. 3, s. 189-198. ISSN 1824-7490. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s11332-014-0192-y>. [cit. 2024-04-28].

PRIEGO QUESADA, Jose Ignacio; PÉREZ-SORIANO, Pedro; LUCAS-CUEVAS, Angel Gabriel; SALVADOR PALMER, Rosario a CIBRIÁN ORTIZ DE ANDA, Rosa M^a, 2016. Effect of bike-fit in the perception of comfort, fatigue and pain. Online. *Journal of Sports Sciences*. Roč. 35, č. 14, s. 1459-1465. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215496>. [cit. 2023-11-21].

PROFETA, Vitor L.S. a TURVEY, Michael T, 2018. Bernstein's levels of movement construction: A contemporary perspective. Online. *Human Movement Science*. Roč. 57, s. 111-133. ISSN 01679457. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.11.013>. [cit. 2023-10-07].

SAUER, JULIE L.; POTTER, JAMES J.; WEISSHAAR, CHRISTINE L.; PLOEG, HEIDI-LYNN a THELEN, DARRYL G, 2007. Influence of Gender, Power, and Hand Position on Pelvic Motion during Seated Cycling. Online. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Roč. 39, č. 12, s. 2204-2211. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181568b66>. [cit. 2023-11-21].

SCOZ, Robson Dias; AMORIM, Cesar Ferreira; ESPINDOLA, Thiago; SANTIAGO, Mateus; MENDES, Jose Joao Baltazar et al, 2021. Discomfort, pain and fatigue levels of 160 cyclists after a kinematic bike-fitting method: an experimental study. Online. *BMJ*

Open Sport & Exercise Medicine. Roč. 7, č. 3. ISSN 2055-7647. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2021-001096>. [cit. 2023-10-07].

SCHWELLNUS, MP a DERMAN, EW, 2014. Common injuries in cycling: Prevention, diagnosis and management. Online. *South African Family Practice*. Roč. 47, č. 7, s. 14-19. ISSN 2078-6190. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/20786204.2005.10873255>. [cit. 2023-12-03].

SILBERMAN, Marc R; WEBNER, David; COLLINA, Steven a SHIPLE, Brian J, 2005. Road Bicycle Fit. Online. *Clinical Journal of Sport Medicine*. Roč. 15, č. 4, s. 271-276. ISSN 1050-642X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/01.jsm.0000171255.70156.da>. [cit. 2023-11-23].

SIMONS, David G.; CUMMINGS, Barbara D.; TRAVELL, Janet G. a SIMONS, Lois, 1999. Travell & Simons' myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual. Volume 1, Upper half of body. Second edition. Baltimore: Williams & Wilkins. ISBN 978-0-683-08363-7.

SODERBERG, Gary L a KNUTSON, Loretta M, 2000. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. Online. *Physical Therapy*. 2000-05-01, roč. 80, č. 5, s. 485-498. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ptj/80.5.485>. [cit. 2024-04-05].

SOLLMANN, Nico; SCHANDELMAIER, Paul; WEIDLICH, Dominik; STELTER, Jonathan; JOSEPH, Gabby B. et al., 2023. Headache frequency and neck pain are associated with trapezius muscle T2 in tension-type headache among young adults. Online. *The Journal of Headache and Pain*. Roč. 24, č. 1. ISSN 1129-2377. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s10194-023-01626-w>. [cit. 2024-03-13].

SVATOŠ, Václav, 2012. BIOMECHANIKA ŠLAPÁNÍ JAKO PŘEDPOKLAD VÝKONU V CYKLISTICKÉ ČÁSTI TRIATLONU. Diplomová. Praha: Karlova Univerzita – Fakulta tělesné výchovy a sportu.

TURPIN, Nicolas A. a WATIER, Bruno, 2020. Cycling Biomechanics and Its Relationship to Performance. Online. *Applied Sciences*. Roč. 10, č. 12, s. 1-15. ISSN 2076-3417. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/app10124112>. [cit. 2024-04-23].

USABIAGA, Jaime; CRESPO, Ricardo; IZA, Ion; ARAMENDI, José; TERRADOS, Nicolas et al., 1997. Adaptation of the Lumbar Spine to Different Positions in Bicycle Racing. Online. Spine. Roč. 22, č. 17, s. 1965-1969. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00007632-199709010-00004>. [cit. 2024-04-01].

VÍT, Ladislav, 2016. Problematika konstrukce rámu cyklistického kola. Bakalářská, vedoucí Ing. Ivana Mazínová. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni – Fakulta strojní.

VONDRÁŠKOVÁ, Šárka. Vliv postavení horní poloviny těla na ventilaci při zátěži na bicyklovém ergometru. Praha, 2023. Bakalářská práce. Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství. Vedoucí práce Mgr. Klára Kučerová.

WADSWORTH, David J.S. a WEINRAUCH, Patrick, 2019. THE ROLE of a BIKE FIT in CYCLISTS with HIP PAIN. A CLINICAL COMMENTARY. Online. International Journal of Sports Physical Therapy. Roč. 14, č. 3, s. 468-486. ISSN 2159-2896. Dostupné z: <https://doi.org/10.26603/ijspt20190468>. [cit. 2023-11-19].

ZIAEIFAR, Maryam; ARAB, Amir Massoud; MOSALLANEZHAD, Zahra a NOURBAKSHI, Mohammad Reza, 2019. Dry needling versus trigger point compression of the upper trapezius: a randomized clinical trial with two-week and three-month follow-up. Online. Journal of Manual & Manipulative Therapy. 2019-02-09, roč. 27, č. 3, s. 152-161. ISSN 1066-9817. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/10669817.2018.1530421>. [cit. 2024-03-15].

9 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Demografické a antropometrické parametry probandů	33
Tabulka 2: Parametry nastavení ergometru	36
Tabulka 3: Parametry nastavení ergometru v jednotlivých pozicích	37
Tabulka 4: Naměřené hodnoty napětí	39
Tabulka 5: Normalizované hodnoty napětí	40
Tabulka 6: Párový t-test – základní statistiky	40
Tabulka 7: Změřené hodnoty napětí dle pořadí měření nezávisle na nastavení	48

10 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Fáze šlapání	10
Obrázek 2: Lokalizace spouštěvých bodů v musculus trapezius	28
Obrázek 3: Umístění senzorů při bike fitu	34
Obrázek 4: Umístění elektrod na pars descendens m. trapezii	38

11 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Informovaný souhlas s účastí ve výzkumu (text)

Příloha č. 2: Dotazník probanda (text)

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Informovaný souhlas s účastí ve výzkumu

Informovaný souhlas s účastí ve výzkumu za účelem vypracování bakalářské práce na 2. LF UK, obor Fyzioterapie

- Téma:** Vliv nastavení jízdního kola na napětí m. trapezius
- Účel studie:** Účelem výzkumu je zjistit, zda má nastavení parametrů jízdního kola významný vliv na napětí m. trapezius, jehož hypertonus může souviset například se vznikem bolesti hlavy.
- Měřicí přístroj:** povrchové EMG
- Způsob měření:** Neinvazivní měření napětí m. trapezius ve třech různých pozicích při jízdě na bicyklovém ergometru.
- Realizace měření:** Proband bude nejdříve poučen o průběhu měření. Poté bude nastaven základní posed s využitím Bike fitu. Následně bude měřeno napětí m. trapezius ve třech různých pozicích – základní, s vyššími a nižšími řídítky. Pořadí pozic bude randomizované. Mezi jednotlivými měřeními bude krátká pauza.
- Kontraindikace:** akutní/chronická bolest páteře, probíhající zánětlivá a infekční onemocnění, proběhlé operace páteře, strukturální skolióza
- Rizika měření:** pád, hypotenze, svalové zranění, kožní reakce
- Využití dat:** Data budou využita v rámci statistiky jako podklad pro bakalářskou práci. Získaná data budou zpracována a publikována anonymně.

Souhlas s účastí ve výzkumu

Souhlasím s účastí v klinickém výzkumu, sledujícím vliv nastavení jízdního kola na napětí m. trapezius. Dále jsem si vědom/a, že má účast je dobrovolná. Z výzkumu mohu kdykoliv odstoupit bez udání důvodu. Byly mi poskytnuty veškeré potřebné informace týkající se výzkumu. Souhlasím s pořízením foto/video dokumentace pro účely studie (bakalářská práce a obhajovací prezentace), identifikace probanda v publikaci bude znemožněna.

Jméno:

Příjmení:

Datum narození:

Podpis:

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Motol

V Praze dne

Odpovědný student: Anna Suchomelová (20.suchomelova@seznam.cz)

Vedoucí práce: Mgr. Daniel Sobotka

Podpis:

Podpis:

Příloha č. 2: Dotazník probanda

1. Kolik kilometrů ročně najezdíte na kole?
2. Na jakém typu kola převážně jezdíte? horské, silniční, gravel, rotoped
3. Potýkáte se dlouhodobě s nějakými zdravotními problémy? Pokud ano, uveďte, prosím, s jakým, jak dlouho a zda problém řešíte s lékařem či fyzioterapeutem.
4. Trpíte bolestmi šíje? Pokud ano, specifikujte, za jakých okolností (dlouhodobé sezení, jízda na kole,...).
5. Trpíte bolestmi hlavy? Pokud ano, charakterizujte bolest (typ, lokalizace, intenzita) a okolnosti, při nichž se bolest vyskytuje.
6. Potýkáte se někdy s brněním/mravenčením rukou či horních končetin?