UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav klinické rehabilitace

Veronika Pluskalová

Vliv posturální korekce na regeneraci organismu

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jakub Šichnárek, Ph.D.

Olomouc 2023

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Jakuba Šichnárka, Ph.D. a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 27. května 2023 Bc. Veronika Pluskalová

Poděkování

Děkuji Mgr. Jakubovi Šichnárkovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a vstřícnost při zpracování diplomové práce. Děkuji také Ing. Markovi za statistické zpracování dat a všem probandům, kteří se zúčastnili testování.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Vliv posturální korekce na regeneraci organismu

Název práce v AJ: Effect of postural correction on regeneration of the organism

Datum zadání: 2022-1-31

Datum odevzdání: 2023-7-27

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Veronika Pluskalová

Vedoucí práce: Mgr. Jakub Šichnárek, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Petra Gaul Aláčová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Regenerace organismu po fyzické aktivitě je klíčovým faktorem pro dosažení optimálního fyzického stavu a výkonu jedince. Držení těla a posturální korekce mohou hrát významnou roli v ovlivňování kardiovaskulárních a dechových funkcí, a to nejen v procesu regenerace.

Cíl práce: Cílem této diplomové práce je posoudit vliv posturální korekce na proces regenerace organismu po fyzické aktivitě. Konkrétně se práce zaměřuje na rozpoznání optimální posturální pozice pro rychlé zotavení a obnovení kardiovaskulárních funkcí. Hlavním cílem této práce je analyzovat rozdíly mezi třemi posturálními pozicemi a jejich vlivem na změny kardiovaskulárních parametrů.

Metodika: Do výzkumu bylo zapojeno 40 probandů (20 v experimentální skupině a 20 v kontrolní skupině). Pro získání dat o srdeční frekvenci během testování byl použit sporttester značky Garmin spárovaný s hrudním pásem stejné značky, který umožňuje přesné měření tepové frekvence. V rámci výzkumu byla provedena edukace o bráničním dýchání u vybraných probandů. Následně každý z účastníků výzkumu provedl krokový Tecumseh test, kdy po jeho skončení byly naměřeny tepové frekvence v různých korigovaných a nekorigovaných zotavovacích pozicích.

Výsledky: Naše výsledky ukázaly, že posturální korekce má pozitivní efekt na proces zotavení organismu po provedeném krokovém testu. Zvláště jsme se rozhodli pro dvě posturální korigované pozice, které jsme porovnávali s kontrolní nekorigovanou posturální pozicí.

Výsledky ukázaly statisticky významný rozdíl ve prospěch jedné z posturálních pozic (pozice č. 1) oproti kontrolní nekorigované pozici, což znamená, že tato konkrétní posturální korekce má vliv na rychlost obnovy srdeční frekvence po fyzické aktivitě.

Závěr: Diplomová práce potvrdila, že postura a držení těla ovlivňují proces regenerace organismu po zátěži. Bylo prokázáno, že správná posturální korekce má pozitivní efekt na obnovu srdeční frekvence po fyzické aktivitě.

Abstrakt v AJ:

Introduction: Recovery of the organism after physical activity is a key factor in achieving optimal physical condition and individual performance. Body posture and postural corrections can play a significant role in influencing cardiovascular and respiratory functions, not only during the recovery process.

Objective: The aim of this master's thesis is to assess the influence of postural correction on the regeneration process of the body after physical activity. Specifically, the study focuses on identifying the optimal postural position for rapid recovery and restoration of cardiovascular and respiratory functions. The main objective of this study is to analyze the differences between three postural positions and their impact on changes in cardiorespiratory parameters.

Methods: The study involved 40 participants (20 in the experimental group and 20 in the control group). A Garmin sporttester was used to obtain heart rate data during testing, which was paired with a chest strap of the same brands and allows accurate heart rate measurement. As part of the research, education about diaphragmatic breathing was carried out for selected probands. After that, each of the research participants performed the Tecumseh step test, when after its completion, heart rates were measured in various recovery positions.

Results: Our results showed that postural correction has a positive on the recovery process of the organism after the step test. Specifically, we chose two postural corrected positions and compared them to the control non-corrected position. The results indicated a statistically significant difference in favor of one of the postural positions (position 1) compared to the control non-corrected position, which means that this specific postural has an effect on the rate of heart rate recovery after physical activity.

Conclusion: The thesis confirmed that posture and body alignment influence the recovery process of the organism after physical activity. It was demonstrated that proper postural correction has a positive effect on the heart rate recovery after physical activity.

Klíčová slova v ČJ: držení těla, regenerace, zotavení, kardiorespirační parametry

Klíčová slova v AJ: body posture, regeneration, recovery, cardiorespiratory parameters

Rozsah: 76 stran/6 příloh

Obsah

Úvod ... 8
1 Držení těla ... 9
1.1 Hodnocení držení těla ... 10
1.2 Vymezení pojmu postura ... 10
1.2.1 Posturální funkce ... 11
1.3 Svalový systém a jeho úloha v posturální funkci ... 12
1.3.1 Tonické svaly ... 13
1.3.2 Fázické svaly ... 13
1.4 Hluboký stabilizační systém ... 13
1.4.1 Bránice ... 14
1.5 Posturální poruchy a jejich dopad na zdraví ... 17
1.6 Svalové dysbalance ... 19
1.6.1 Klasifikace a posturální změny s tím spojené ... 20
1.7 Kompenzační cvičení ... 22
2 Regenerace organismu ... 24
2.1 Dělení regenerace ... 24
2.2 Zotavení, regenerace sil ... 25
2.3 Úloha autonomního nervového systému ... 26
2.4 Srdeční autonomní regulace během cvičení a zotavení ... 27
2.5 Monitorování srdeční frekvence ... 30
2.5.1 Variabilita srdeční frekvence ... 31
2.5.2 Obnova srdeční frekvence ... 32
3 Cíl diplomové práce a hypotézy ... 34
3.1 Výzkumné otázky a hypotézy ... 34
4 Metodika práce ... 36
4.1 Charakteristika zkoumaného souboru ... 36
4.2 Použité metody ... 36
4.2.1 Hrudní pás – Garmin HRM-dual ... 37
4.2.2 Měření tepové frekvence ... 37
4.2.3 Tecumseh step test ... 37
4.3 Průběh a popis testování ... 38
4.4 Analýza dat ... 39
4.4.1 Tepová frekvence ... 39

4.4.2 Obnova srdeční frekvence ... 39
5 Výsledky ... 40
5.1 Popis dat ... 40
5.2 Výsledky k výzkumným otázkám ... 41
5.2.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1 ... 41
5.2.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2 ... 42
5.2.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3 ... 45
6 Diskuse ... 48
6.1 Vliv držení těla na fyziologické reakce dýchacího systému ... 48
6.2 Vliv držení těla na kardiovaskulární reakce v procesu zotavení ... 50
6.3 Diskuse k výzkumným otázkám ... 52
6.3.1 Efektivita posturálních pozic ... 52
6.3.2 Vliv bráničního dýchání ... 55
6.4 Limity studie ... 55
6.5 Přínos pro praxi ... 56
Závěr ... 57
Referenční seznam ... 58
Seznam zkratek ... 68
Seznam obrázků ... 69
Seznam tabulek ... 70
Seznam příloh ... 71
Přílohy ... 72

Úvod

Regenerace organismu po fyzické aktivitě hraje klíčovou roli v dosažení optimálního fyzického stavu a výkonu jedince. Tento proces zahrnuje obnovu fyziologických funkcí a snižování únavy. Jedním z faktorů, který může zásadním způsobem ovlivnit regeneraci a zotavení, je držení těla a postura.

V dnešní době nabývá povědomí o významu správného držení těla a jeho vlivu na fyziologické funkce organismu stále většího významu. Správné držení těla a jeho korekce mají potenciál ovlivnit nejen dechové a kardiovaskulární funkce, ale také zvýšit efektivitu zotavovacího procesu. Změny v posturálním držení těla mohou mít zásadní dopady na organismus nejen v krátkodobém časovém rámci, ale i dlouhodobě, v souvislosti s celkovým zdravím a výkonem jedince. Mnohá zjištění ukazují, že neideální držení těla a posturální dysbalance mohou vést k častým bolestem pohybového aparátu, k přetížení, zranění nebo dalším muskuloskeletálním potížím. Řešení této problematika má tak výrazný vliv na celkovou kvalitu života jedince.

Úvodní část diplomové práce je věnována teoretickým poznatkům o postuře a držení těla. Zaměřujeme se na klíčové aspekty hodnocení, na úlohu svalového systému a význam hlubokého stabilizačního systému.

V následující části je rozebrána problematika regenerace organismu po fyzické zátěži. Zejména úloha autonomního nervového systému je v tomto kontextu zvláště důležitá, a proto se budeme podrobněji zabývat jeho funkcemi a vlivem na regenerační procesy.

Cílem této diplomové práce je posoudit vliv posturální korekce na proces regenerace organismu po fyzické zátěži. Konkrétně se práce zaměřuje na rozpoznání optimální posturální pozice, která by mohla přispět k rychlejšímu zotavení a obnovení kardiovaskulárních funkcí. Ve výzkumu budou analyzovány rozdíly mezi třemi různými posturálními pozicemi a jejich účinky na změny kardiovaskulárních parametrů.

K vyhledávání odborných článků do diplomové práce byly použity on-line databáze PubMed, EBSCO, Science Direct, ProQuest a Google Scholar. Články byly vyhledávány v časovém období od října 2021 do května 2023.

Pro vyhledávání v databázích byla použita tato klíčová slova: držení těla, regenerace, zotavení, kardiorespirační parametry, a především jejich anglické ekvivalenty: body posture, regeneration, recovery, cardiorespiratory parameters. S ohledem na cíle diplomové práce bylo využito celkem 90 odborných zdrojů.

1 Držení těla

Držení těla lze chápat jako jakoukoliv polohu, postoj či postavení těla v různých pozicích, ve kterém se náš pohybový systém nachází. Může se jednat o stoj, sed či leh. Správné držení těla lze definovat jako takové nastavení svalově-kosterního systému, při kterém jsou všechny jeho složky v co nejmenším zatížení a napětí proti gravitaci (Kolář, 2009, s. 38). Je známo několik různých definic, kde je popisováno správné držení těla (SDT), avšak autoři se při hodnocení liší. Jinak popisuje a hodnotí držení těla Bruggerův koncept, jinak Pilates, odlišné hodnocení uvádí např. B. Frejka nebo F.P. Kendall (Kolář, 2009, s. 36). Každý člověk má držení těla jedinečné a není tak snadné určit ideál, protože každý jedinec je unikátní (Haladová a Nechvátalová, 2005, s. 80). To potvrzuje i F. Véle (2009), který uvádí, „že stanovení jednoho standardu pro správné držení těla je nemožné, neboť pro každého jedince je správně držení těla odlišné“ (Véle, 2009, in Kolář, 2009, s. 36).

Správné držení těla, ať už statické nebo dynamické, je tedy obtížné definovat, ale protože všechny muskuloskeletální složky těla přispívají a udržují držení těla, termín dobrého držení těla by se mohl nejlépe přirovnat k takovému, kdy jsou kladeny co nejmenší nároky na kosti, klouby a jejich nosné struktury (Rychlíková, 2008, s. 37; Carini et al., 2017, s. 12; Kolář, 2009, s. 36). Anatomický základ SDT lze definovat jako stav svalové a kosterní rovnováhy, který chrání nosné struktury těla před nepříznivými faktory. Z funkčního hlediska je pro něj charakteristický normotonus, absence svalového napětí a bolesti, rovnováha kinetických řetězců a zachování rovnovážného vztahu kosterních segmentů ve všech třech prostorových rovinách. Důležité je především postavení páteře, která by měla mít fyziologické zakřivení (Carini et al., 2017, s. 12).

Držení těla není pouhým výsledkem činnosti muskuloskeletálního systému. Musí existovat určité funkční propojení s nervovým systémem, jak centrálním, tak i periferním (Rychlíková, 2008, s. 37). Ke SDT přispívá neporušená funkce neuro-senzorického systému prostřednictvím vestibulárních, zrakových a proprioreceptivních mechanismů (Pastorelli a Pasquetti, 2013, s. 96).

Na celkovém držení těla se podílí i respirační systém. Dýchací pohyby mají vliv na formování hrudníku, břišní oblasti a páteře, což má vliv na konfiguraci pohybových segmentů a tím i na držení těla. Dýchací pohyby se v rehabilitaci stávají účinným nástrojem pro ovlivňování jak tvarových, tak funkčních aspektů držení těla. Proto jsou úspěšně využívány při léčbě poruch motoriky (Véle, 2006, s. 55).

1.1 Hodnocení držení těla

Oborem zabývajícím se vědeckými a klinickými studiemi ve vztahu k držení těla je posturologie. Snahou posturologie je rozpoznat anatomicko-funkční vztah mezi určitým posturálním postojem a některými patologickými vztahy, které jsou jinak těžko rozpoznatelné. Hlavní diagnostickou technikou využívanou v posturologii je posturografie, která se využívá k hodnocení poruch rovnováhy. Díky analýze různých posturálních pozic je změřena stabilita držení těla (Carini et al., 2017, s. 12).

Držení těla lze hodnotit několika způsoby. Při hodnocení lze užít videozáznamy zachycující dynamiku stoje a pohybu. Další možností jsou statické záznamy, které následně vyhodnotí počítač (Haladová, Nechvátalová, 2005, s. 80). V dnešní moderní době se začínají využívat dostupné moderní screeningové nástroje v podobě mobilní aplikace, které využívají fotografickou analýzu k identifikaci polohy anatomických orientačních bodů. Díky analýze anatomických orientačních bodů jsou aplikace schopné zhodnotit držení těla ve statické poloze (Boland et al., 2016, s. 3398). Při klinickém hodnocení se využívá především inspekčního vyšetření postury. Pozornost je věnována na postavení jednotlivých segmentů, rozložení a míru svalového napětí. Dle Koláře (2009, s. 35, 36) je nutné při vyšetření a definování postury brát ohled na biomechanické, anatomické a neurofyziologické funkce a přistupovat k nim na základě morfologického vývoje. Rychlíková (2008, s. 38) k hodnocení přistupuje obdobně a ve své publikaci uvádí, že hodnocení držení těla by nemělo být založeno pouze na celkovém vzhledu jedince, ale je zapotřebí brát v potaz i stavbu celého těla, tělesné proporce a funkční stav kosterně-svalového systému.

Správné statické postavení lze vyšetřit za pomoci olovnice, kdy se měření provádí ze tří stran: zezadu, zepředu a z boku. Spustí-li se olovnice ze středu záhlaví, měla by procházet středem celé páteře, intergluteální rýhou a dopadat mezi paty. Měřením zepředu se hodnotí osové postavení trupu. Spustí-li se olovnice od processus xiphoideus, kryje se s pupkem a s břichem je umožněn maximálně její kontakt, břicho nesmí prominovat. V sagitální rovině průběh olovnice tvoří body od zevního zvukovodu, přes ramenní kloub, kyčelní kloub a dopadá před osu hlezenního kloubu (Haladová a Nechvátalová, 2005, s. 89).

1.2 Vymezení pojmu postura

Definice pojmu postury se v mnoha případech liší. Často je autory prezentována při rovnovážných funkcí, jiní omezují svůj pohled pouze na polohy statické, a to na sed nebo stoj. Pojetí postury je však mnohem obsáhlejší, je součástí jakékoliv polohy a představuje

základní podmínku pro pohyb. Stojí zde za zmínku výrok Magnuse, který napsal, že „postura doprovází pohyb jako stín“ (Kolář, 2009, s. 38). Obecně lze říct, že se jedná o automatickou a nevědomou polohu a představuje reakci těla na gravitační sílu. Je udržována kontrakcí kosterního svalstva, koordinovanou řadou podnětů různé povahy a průběžnou úpravou neuromuskulárních složek (Dylevský, 2021, s. 139; Rychlíková, 2008, s. 37). Véle popisuje posturu jako klidovou polohu těla, ve které mají pohyblivé segmenty určité uspořádání (Véle, 2006, s. 97). Kolář a Dylevský se shodují toho názoru, že posturu lze definovat jako aktivní zapojení tělesných segmentů určených pro pohyb, které jsou schopny reagovat na gravitační sílu. Je tedy brána jako poloha těla v prostoru, která je řízena soborem anatomických struktur a má za úkol udržet tělo v rovnováze jak při dynamických pohybech, tak i ve statických polohách (Kolář 2009, s. 38; Dylevský, 2021, s. 139).

Na celkovém obraze se podílí několik faktorů, nejen anatomických, ale i neurofyziologických, biomechanických, včetně psychických, spojených s ontogenezí člověka (Kolář 2009, s. 36; Rychlíková, 2008, s. 37). Předmětem neurofyziologických faktorů je bezchybná funkce multisenzorické integrace, s čímž souvisí interakce mezi různými hlavními a vedlejšími anatomickými strukturami. Mezi hlavní sktruktury řadíme: vestibulární orgán, mozeček, mozkovou kůru, retikulární formaci. Sekundárními strukturami jsou exteroceptory jak hmatové, tak i tlakové umístěné pod chodidlem, zrakové receptory a proprioreceptory umístěné ve šlachách, kloubních pouzdrech a svalech (Dylevský, 2021, s. 507).

Autoři poukazují na to, že do držení těla se promítá nejen stav tělesného, ale také stav duševního zdraví (Haladová a Nechvátalová, 2005, s. 80; Kolář 2009, s. 36; Rychlíková, 2008, s. 37). Faktory psychické – strach, úzkost, agresivita apod. mají významný podíl na způsobu držení těla. Lze pozorovat významný rozdíl u jedinců s psychickými problémy ve srovnání s lidmi psychicky vyrovnanými, kde se setkáváme s častějším nálezem ve změnách svalového napětí a s tím souvisejícího motorického projevu (Rychlíková, 2008, s. 37; Haladová a Nechvátalová, 2005, s. 80; Vařeka, 2002, s. 126).

1.2.1 Posturální funkce

Důležitý význam pro celkovou posturu mají posturální funkce (Kolář, 2009, s. 39). Do držení těla se promítá soubor interakcí mezi svalově kosterním systémem s eferentními a aferentními drahami centrálního nervového systému (CNS). Hlavní úlohou CNS je udržovat tělo ve stavu svalově kosterní rovnováhy a chránit podpůrné struktury před možným zraněním či progresivní deformací (Kolář 2009, s. 35). Posturální funkce lze rozdělit do třech komponent: na posturální stabilitu, stabilizaci a reaktibilitu (Kolář, 2009, s. 39; Dylevský, 2021, s. 506).

Posturální stabilita představuje kontinuální zaujímání stálé polohy, kdy je zajišťováno vzpřímené držení těla, které je schopné reagovat na změny působících vnějších a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamyšlenému anebo neřízenému pádu. Podmínkou pro stabilitu ve statické poloze je to, aby se těžiště promítalo do opěrné báze, jež je vyznačeno plochou ohraničenou nejvzdálenějšími opěrnými body. Pokud dojde k vychýlení se vektoru tíhové síly mimo opěrnou bázi, pak je rovnováha zajištěna pomocí svalové síly a za pomoci ligament. U nerovnovážného stoje tak dochází k vyšší svalové aktivitě, která představuje sklon k hypertonii, vzniku bolesti a je jen otázkou času, kdy dojde v pozdějších stádiích k morfologickým změnám (Kolář, 2009, s. 39; Dylevský, 2021, s. 506).

Druhou posturální funkcí je posturální stabilizace, kterou lze popsat jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil za předpokladu správného řízení CNS. Toto koordinované postavení tělesných segmentů pomocí svalové aktivity nám umožňuje udržet vzpřímené držení těla a provést jeho lokomoci jako celku (Kolář, 2009, s. 39).

Posturální reaktibilitou je myšlena schopnost, která nám poskytne vyvolat takovou reakční sílu, jež nám umožní překonat odpor. Podstata spočívá ve vytvoření zpevnění daných pohybových segmentů neboli zajištění punctum fixum (Kolář, 2009, s. 40).

1.3 Svalový systém a jeho úloha v posturální funkci

Základní postavení, držení těla je tedy automatickou a nevědomou polohou a je udržováno kontrakcí určitých svalových skupin, aniž by bylo vyžadováno jejich vědomé řízení či kontrola činnosti (Dylevský, 2021, s. 508). Držení těla a jeho správné postavení je zajišťováno pomocí určitých skupin svalů kolem páteře, zádových svalů, svalů dolních končetin, hrudníku a břicha. Tyto svalové skupiny označujeme svalstvem s posturální funkcí. Pokud existuje jejich vzájemná souhra s ostatními skupinami, dokáže tělo odolávat gravitačním silám a udržovat rovnováhu při pohybu (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 173; Kolář, 2009, s. 39).

Stabilizace pohybového aparátu zahrnuje komplexní práci svalového systému jako celku. Svalový systém může být diferencován z hlediska kvality. Prof. Janda rozdělil svalový systém na tonický, s tendencí k hypertonii a svalovému zkrácení, a fázický, s tendencí k hypotonii. Obě skupiny svalů mají posturální funkci, která závisí na jejich schopnosti koaktivace v rámci celkového schématu těla (Palaščáková, 2012, str. 12). Prof. Janda zjistil, že některé svaly jsou prakticky stále aktivní a jsou odolnější vůči únavě, naopak jiné se snadno unaví a jsou aktivní pouze při záměrných činnostech. Hyperaktivní skupinu svalů označil proto, že působí proti gravitaci a udržují nás ve vzpřímené poloze. Skupinu svalů s tendencí k oslabení

nazval „fázickou“, protože se aktivují pouze tehdy, když je to nezbytně nutné a poté se opět navrací do stavu relaxace (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 173-174). Dle Koláře je svalový systém rozdělen na svaly ontogeneticky mladší (fázické) a starší (tonické), které se postupně zapojují do posturální funkce během vývoje (Palaščáková, 2012, str. 12)

1.3.1 Tonické svaly

Jsou svaly převážně s posturální a antigravitační funkcí. Díky převaze oxidativních svalových vláken je pro ně charakteristická pomalá kontrakce a jsou vhodné pro protrahovanou, vytrvalostní činnost s dlouho přetrvávajícím svalovým napětím. Oproti fázickým svalům pracují ekonomičtěji, uplatňují se při pomalých pohybech a zajišťují spíše funkce pro udržení polohy a statiky těla. Je pro ně typické zkrácení pro jejich tendenci přebírat práci fázických svalů (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 173-174).

1.3.2 Fázické svaly

Svaly s převážně fázickou funkcí jsou vyznačovány prudkou a silnou kontrakcí, která však vede k jejich rychlé únavě. Enzymaticky jsou přizpůsobeny k rychlým kontrakcím pro překonání velké síly, avšak pouze po krátkou dobu. Jejich rychlá únava vede k tendenci nepracovat, a umožnit tak svalům posturálním převzít jejich funkci (Bernaciková et al., 2020, s. 173). V rozdělení svalů a svalových skupin se sklonem k inhibici a ochabování a svalů s tendencí k hypertonii a zkrácení nejsou autoři zcela jednotní. Odlišně svalové skupiny a svaly popisuje Janda, jinak Lewit, Kolář a další (Schlegel, 2022, s. 2-4).

1.4 Hluboký stabilizační systém

Řada studií poukazuje na to, že v celkovém držení těla se odráží zejména aktivita hlubokých stabilizačních svalů (Szczygieł et al., 2018, s. 219). Správná funkce hlubokého stabilizačního systému (HSS) hraje důležitou roli v posturální kontrole. Podílí se na udržení trupu vůči gravitaci ve vzpřímeném postavení a během všech aktivit běžného denního života, ať už se jedná o stoj, sed, chůzi či běh. Činnost těchto svalů přispívá ke stabilizaci kloubů, tzn. že čím více je zajištěna pevnost segmentu, tím stabilnější je celá struktura (Kibler, Press, Sciascia, 2006, s. 189-190; Szczygieł et al., 2018, s. 219, 223). Hluboký stabilizační systém, v anglické literatuře označován jako „core“, je svalová síť s trojrozměrným uspořádáním, jehož prostor je tvořen svalovými hranicemi tvořenými bránicí, příčným svalem břišním, krátkými svaly v nejhlubší vrstvě podél páteře a svaly pánevního dna. Některé literatury zahrnují do HSS i svalstvo flexorů kyčle (Kolář, 2009, s. 253; Szczygieł, 2018, s. 219).

Přirozené postavení, souhra a práce těchto svalů představuje tzv. korzetový stabilizační účinek trupu a páteře. Správná, silná funkce a stabilita HSS je nezbytná pro udržení svalové rovnováhy. Dále je považována za klíčovou pro účinnou biomechanickou funkci v maximalizaci generované síly a minimalizaci zatížení kloubů při všech typech činností (Kibler, Press, Sciascia, 2006, s. 189-190; Kolář, 2009, s. 253). Svaly HSS jsou důležité pro udržení správného držení těla a ochranu vnitřních orgánů. Jsou také klíčovými pro denní aktivity a sportovní výkony, protože téměř u každého pohybu je potřeba určitá míra aktivace těchto svalů (Kibler, Press, Sciascia, 2006, s. 190). Svaly HSS pracují jako jeden funkční celek a v případě dysfunkce pouze jednoho svalu dochází k dysfunkci celého systému. Při nesprávné funkci svalů HSS a nesouhře těchto svalů vzniká zátěž na struktury trupu a páteře. Tyto stavy mohou vést ke svalovým dysbalancím s následnými vertebrogenními obtížemi. Z těchto důvodů se doporučuje zaměřit se v terapii na cílený trénink hlubokých svalů, protože posílení HSS má silný teoretický základ. Cvičení svalů HSS je považováno za účinnou formu prevence a rehabilitace bolestí zad, poranění bederní páteře nebo jiných poruch pohybového aparátu (Aggarwal, Kumar, Kumar, 2011, s. 174).

1.4.1 Bránice

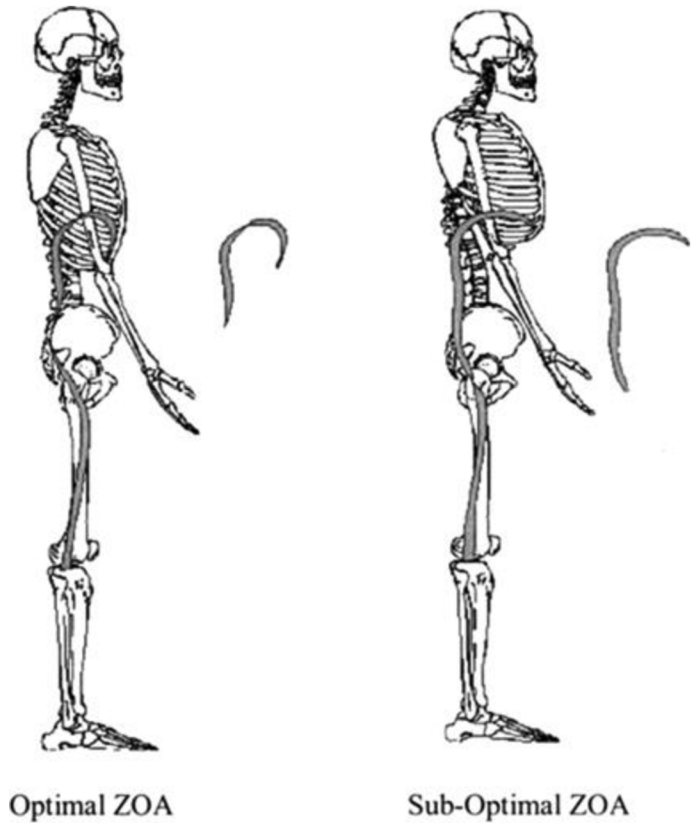
Bránice je hlavním inspiračním svalem a vedle své dechové funkce zastává také důležitou roli stabilizačního svalu. Tato stabilizační funkce má význam pro udržení stability páteře a správné funkci těla (Palaščáková, 2012, str. 20).

Během raného posturálního vývoje plní bránice převážně funkci dýchací. S rozvojem centrálního nervového systému se však její funkce rozšiřuje a začíná plnit také stabilizační funkci, která je nezbytná pro stabilitu páteře, pro pohyby v přímé rovině a přechod do vzpřímeného postavení (Frank, Kobesová, Kolář, 2013, s. 65). Studie dle Koláře et al. (2012, s. 360) naznačuje, že abnormální posturální aktivace bránice může hrát důležitou roli při vzniku chronické bolesti dolní části zad v důsledku přetížení ventrální oblasti páteře. Poruchy posturální funkce bránice mohou vést k narušení regulace intraabdominálního tlaku a stabilizace páteře, což způsobuje zvýšené tlakové síly na páteř. Tento problém je výsledkem kompenzačních aktivit povrchových extenzorů páteře a abnormální polohy hrudníku nebo hrudního koše v reakci na nerovnováhu mezi horními a dolními svaly hrudníku.

Brániční dýchání je metodou pomalého a hlubokého dýchání, při kterém bránice hraje hlavní roli. Výsledky studií naznačují, že brániční dýchání může mít pozitivní vliv na lidský organismus, zejména na zlepšení dýchací kapacity, výkonu, celkové kondice jedince, dále na snižování stresu a modulaci autonomního nervového systému. Brániční dýchání může

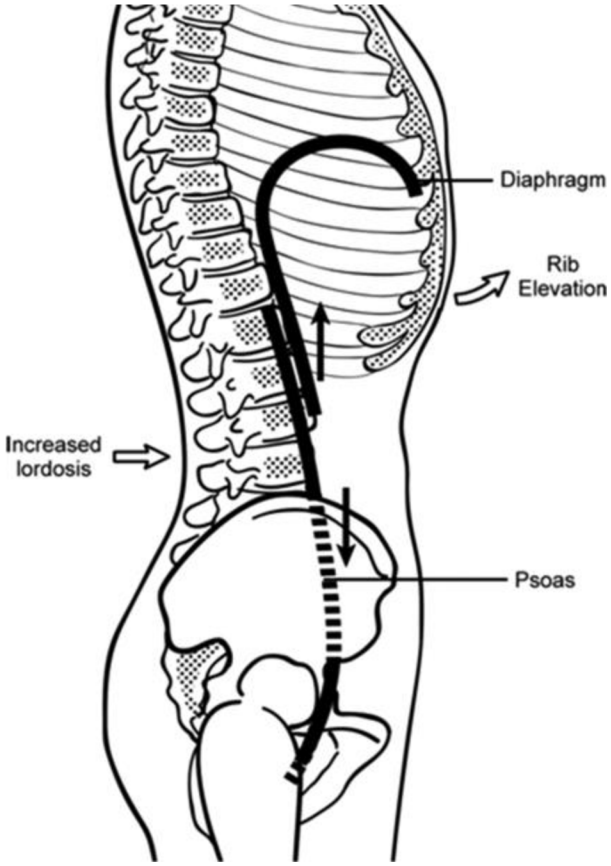
představovat také perspektivní nefarmakologický přístup v léčbě různých poruch, jako je chronická obstrukční plicní nemoc, astma a při pooperačních stavech, kdy může poskytovat alternativní možnost k tradičnímu přístupu (Hamasaki, 2020, s. 1-2).

Účinnost mechanického působení bránice a správná funkce dýchání jsou významně ovlivněny anatomickým uspořádáním bránice a jejím vztahem s dolním hrudním košem. Tato oblast úponu mezi bránicí a hrudním košem se nazývá zóna apozice (ZOA) a rozprostírá se od kaudálního úponu bránice v blízkosti žeberního okraje až po kostofrenický úhel, kde se vlákna bránice oddělují od hrudníku (obrázek 1). Zóna apozice je klíčová a je jedním z nejdůležitějších aspektů dýchání, neboť zajišťuje efektivní vztah délky a napětí bránice, udržení vertikálního vyrovnání svalových vláken bránice a podporuje posterolaterální pohyby dolní části hrudního koše. Tento klíčový faktor přispívá k optimálnímu dýchání a správné funkci bránice. Během fáze nádechu se bránice stahuje a klesá dolů do břišní dutiny, což způsobuje zvýšení nitrobřišního tlaku. Tímto pohybem dochází k trojrozměrnému roztažení břišní stěny a současně k zevní rotaci žeber. Břišní svaly reagují excentrickou kontrakcí, aby vyvážily působení bránice a udržely vhodný vztah jejího napětí a délky. Během výdechu jsou tyto děje opačné (Kocjan et al., 2017, s. 227).



Obrázek 1 Sagitální pohled na posturu v souvislosti s optimální a suboptimální zónou apozice (Boyle, Olincik, Lewis, 2010, s. 183)

V suboptimální poloze (obrázek 2), kdy je ZOA snížená, má bránice menší schopnost nasávat vzduch do hrudní dutiny v důsledku omezeného kaudálního pohybu při kontrakci a sníženého efektivního napětí na žebra, což vede k nižšímu transdiafragmatickému tlaku. V důsledku toho mohou vzniknout adaptivní dechové strategie, kdy dochází k nadměrné relaxaci břišního svalstva během nádechu, což vede k roztažení hrudníku a břicha a zvýšenému zapojení pomocných dýchacích svalů (Lando et al., 1999, in Kocjan et al., 2017, s. 227). Taková situace může vést k několika možným negativním důsledkům, včetně pocitu dušnosti, snížené schopnosti zvládat fyzickou aktivitu, oslabení nitrobřišního tlaku, zvýšené bederní lordózy, nestability v bederní pánevní oblasti, bolesti v sakroiliakálním kloubu atd. (Boyle, Olincik, Lewis, 2010, s. 180).



Obrázek 2 Sagitální pohled na bránici (tah m. psoas major přispívající ke zvýšené lordóze a vadnému postavení žeber) (Boyle, Olincik, Lewis, 2010, s. 182)

1.5 Posturální poruchy a jejich dopad na zdraví

Poruchy pohybového aparátu patří mezi nejčastější obtíže, které se vyskytují v dnešní populaci. Jejich výskyt je způsoben hektickým moderním životním stylem s nedostatkem vhodných pohybových stimulů a dlouhodobou jednostrannou statickou zátěží. V důsledku těchto nepříznivých vlivů se objevuje mnoho zdravotních poruch, které přispívají k rozvoji různých civilizačních onemocnění (Imagama et al., 2014, s. 1418; Kolář, 2009, s. 38).

Klasifikaci poruch pohybového systému lze dle prof. Jandy rozdělit na dva přístupy: funkční a strukturální. Strukturální přístup se zaměřuje na skutečné poškození muskuloskeletálních struktur, jako je např. tendinitida rotátorové manžety nebo poranění vazů. Funkční přístup zkoumá faktory, které přispívají ke strukturálním lézím (Page, Frank, Lardner, 2010, s. 3).

Funkční poruchy v důsledku déle přetrvávajícího neadekvátního zatížení segmentu mohou vést ke strukturálním poruchám. Strukturální poruchy jsou takové poruchy, které se obvykle projevují klinicky až poté, co dojde ke změně funkce (Dobešová, 2011 in Dostálová, Sigmund, 2017, s. 30). Mezi funkční poruchy spadají poruchy funkce kloubů, svalů a nervů, ostatních měkkých tkání, orgánů, soustav a celého organismu, kdy není organická, strukturální příčina hlavním faktorem projevu onemocnění, ale výsledkem je porucha regulační funkce. Tyto poruchy jsou nejvíce patrné na třech vzájemně spojených systémových úrovních: v oblasti svalové funkce se objevují svalové dysbalance, v oblasti centrální regulace – poruchy pohybových stereotypů a v oblasti kloubní funkce se setkáváme s hypermobilitou nebo hypomobilitou (Beránková et al., 2012 in Dostálová, Sigmund, 2017, s. 31).

Kolář (2009, s. 41) ve své publikaci dělí posturální poruchy do tří kategorií. Posturální poruchy rozděluje na poruchy anatomické, neurologické a funkční. Do anatomických poruch se řadí např. anteverze kyčelních kloubů, dysplazie kyčelních kostí, poúrazově vzniklé morfologické změny a další. Do poruch neurologických lze zařadit mozečkové poruchy, extrapyramidové, vestibulární apod. Mezi funkční poruchy se řadí poruchy posturálně-stabilizačních funkcí svalů během pohybu i pozic statických.

Celý motorický systém obsahuje mnoho tělesných segmentů zajišťující správné držení těla. Jakákoliv nesouhra a nepravidelnost mezi jednotlivými segmenty může mít za následek změny v bližších i vzdálenějších segmentech nebo dokonce vliv na funkci jednotlivých systémů a orgánů (Imagama et al., 2014, s. 1418; Choi, Jung, Yoo, 2016, s. 188; Kolář, 2009, s. 38, 253; Wang et al., 2022, s. 10). Držení těla je neustále ovlivňováno každodenními pohyby a činnostmi, jež mohou mít za následek změnu postavení vazů, šlach, svalů a kloubů (Imagama

et al., 2014, s. 1418; Choi, Jung, Yoo, 2016, s. 188; Kolář, 2009, s. 38). Tyto změny, při jejich dlouhodobém působení, nepříznivě ovlivňují pohybový aparát, mohou vést ke zdravotním obtížím, omezit rozsah nebo kvalitu pohybu (Imagama et al., 2014, s. 1418; Kolář, 2009, s. 38). Například studie dle Imagama et al. (2014, s. 1418) poskytla důkazy o tom, že zvýšená hrudní kyfóza, zvýšený sklon páteře a slabost svalů zad jsou rizikovými faktory pro omezený rozsah pohybu v ramenním kloubu. Z krátkodobého hlediska změna držení těla může vyvolat např. pocit snížení výkonnosti, únavu nebo nespecifické bolesti pohybového systému. Bylo prokázáno, že již při déletrvajícím neergonomickém sedu po dobu 40 minut se výrazně zvyšuje pocit nepohodlí, zejména v oblasti horní a dolní části zad a zvyšuje se flexe trupu. Při analýze elektromyografického (EMG) signálu odebraného ze zádových svalů se ukázalo, že udržování špatného držení těla mělo dopad na rozvoj lokalizované svalové únavy (Jia, Nussbaum, 2018, s. 1679). Při delším trvání těchto změn lze očekávat významné fyziologické změny nebo poškození určitých tělesných struktur (Hansraj, 2014, s. 278; Jia, Nussbaum, 2018, s. 1679; Choi, Jung, Yoo, 2016, s. 188; Wang et. al., 2022, s. 10). Ztráta přirozené křivky krční páteře vede k jejímu postupnému namáhání, což může vést k předčasnému opotřebení, degeneraci či hernii meziobratlových disků a stavům vyžadující chirurgický zákrok (Hansraj, 2014, s. 278).

Odchylky od správného držení těla mohou ovlivnit kardiovaskulární a autonomní nervový systém, což má za následek např. snížení tepového objemu, zvýšení srdeční frekvence (SF) a relativní aktivaci tonu sympatiku (Wang et. al.2022, s. 10; Albarrati et al., 2018, s.1, 4). Problémy se týkají i dýchacího systému. To, jakou polohu zaujímáme může významně ovlivnit naše dechové funkce. Biomechanická změna postury ovlivňuje rozsahy pohybu, polohu a vazebné vzorce kloubních spojení mezi hrudními páteřními obratli a hrudním košem. Tato změna v kloubním spojení dále ovlivňuje poddajnost plic. Změna polohy těla ovlivňuje sílu a funkci dýchacích svalů. Lze předpokládat, že v nesprávně nastavené pozici mají plíce málo místa pro svoji expanzi (Lee et al., 2010, s. 243; Albarrati et al., 2018, s. 4). Výsledky studie Albarrati et al. (2018, s. 2-3), poukazují na to, že jedinci zaujímající flekční polohu vykazovaly významně nižší sílu bránice, oproti jedincům zaujímající polohu vzpřímenou. Předpokládá se, že změny v hrudním koši způsobují změnu ve vztahu délky a napětí dýchacích svalů, což má za následek sníženou schopnost těchto svalů vyvinout dostatečné napětí a následkem toho dochází ke snížené hloubce dýchání. Je proto nutné vyvarovat se posturálním poruchám, které mohou vyvolat poruchu dýchání, nebo mohou mít vliv na okolní struktury včetně srdce a bráničního nervu.

1.6 Svalové dysbalance

Existence funkční vyváženosti závisí na vzájemném vztahu mezi jednotlivými svaly a svalovými systémy. Pokud nastane určitá funkční nedostatečnost, vzniká nerovnováha neboli svalová dysbalance (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 174). Svalová dysbalance je stav, při kterém dochází k poruše souhry mezi svaly. Tento stav vzniká v důsledku nesprávné distribuce svalového napětí a má vliv na konečné držení postiženého segmentu, který je přetahován směrem k hypertonickému svalu (Čermák et al., 2000, s. 56).

Svalové dysbalance vznikají z mnoha příčin. U běžné populace se střetáváme zejména s nedostatečnou aktivitou a zatížením, dále jsou přítomny i faktory psychické jako je stresové napětí a emoce. U sportovců dochází naopak k přetížení nebo asymetrickému zatěžování bez dostatečné kompenzace (Dostálová, Sigmund, 2017, s. 31; Page, 2011, s. 52). Všechny tyto faktory vyvolávají adaptaci svalového systému a tento proces nakonec vede ke vzniku svalových dysbalancí. Svalové dysbalance se mohou projevovat buď místně nebo celkově, přičemž některé z nich mohou přispívat k dalšímu prohlubování svalové nerovnováhy. Projevy svalové dysbalance se vyznačují abnormálním držením těla, omezeným rozsahem pohybu a chybné aktivaci při daných pohybových vzorcích. V těchto vzorcích dochází k opožděné aktivaci svalů s převážně fázickou funkcí a předčasné aktivaci svalů s převážně posturální funkcí (Dostálová, 2007, 2013 in Dostálová, Sigmund, 2017, s. 31; Page, 2011, s. 52; Nadler et al., 2001, s. 575-576). Svalové dysbalance vedou k poruchám pohybu v důsledku změn kinematiky kloubů, které mohou způsobit strukturální poškození. Page (2011, s. 52) tvrdí, že deficit v síle nebo flexibilitě jednoho svalu například agonisty, musí být kompenzován jiným svalem, který je v tomto případě svalem antagonistickým, což vede k následné dysfunkci.

Různé studie zdůrazňují teorii kinetického řetězení poruch. Tato teorie vysvětluje, že zranění se mohou šířit z distálních struktur směrem k proximálním. Například Nadler et al. (2001, s. 575-576) uvádí několik důkazů, které popisují jednostrannou slabost extenzorů kyčle a nerovnováhu flexorů kyčle v souvislosti s vývojem bolesti v bederní oblasti zad u sportovkyň.

Svalové dysbalance představují počáteční fázi vývoje další vážné funkční poruchy pohybového systému. Většina posturálních vad u dětí a mládeže lze přisuzovat narušené svalové rovnováze, která je jednou z hlavních faktorů přispívajících k poruše funkce páteře při vertebrogenních obtíží v dospělosti (Čermák et al., 2000, s. 57). Pokud nenastane jejich korekce, dojde k trvalému prohlubování a z počátku mohou reverzibilní funkční změny přejít postupem času ve změny morfologické (Neme, 2022, s. 225). Vlivem zvýšeného tonu svalu dochází k postupnému snížení prokrvení svalu, zvýšenému množství vaziva až

k fibrotické degeneraci svalu. Postupné asymetrické zatěžování kloubu má za následek anatomické změny v struktuře kloubu a změny v kvalitě vazů a šlach. V důsledku těchto změn se zvyšuje předpoklad výskytu mikrotraumat a může dojít ke vzniku entezopatií a dalších nevratných změn (Aicale, Tarantino, Maffulli, 2018, s. 2-7; Neme, 2022, s. 225; Kwan et al., 2021, s.2,8; Page, Lardner, Frank, 2010, s. 137).

Z výsledků mnoha studií zaměřených na funkční stav svalového aparátu vyplývá, že nejvýraznější změny svalových funkcí se projevují zejména v oblasti bederní páteře, pánve a kyčelního kloubu. Dále se objevují změny doprovázející bolesti v ramenních a kolenních kloubech (Neme, 2022, s. 225-227). Mnohé studie se věnují zejména podrobnému zkoumání zranění horních končetin (HKK) u vrcholových sportovců, která úzce souvisí se svalovou nerovnováhou především v oblasti lokte, zápěstí, ramen a dolní části zad. Podle Page, Franka, Lardnera (2011, s. 799-800) je svalová dysbalance způsobena slabostí různých svalů HKK, kde jsou zahrnuty dolní a střední část trapézu, m. infraspinatus, m. deltoideus, m. serratus anterior a v kombinaci se zvýšeným napětí v m. levator scapulae, horní části m. trapezius a mm. pectorales. Svalová nerovnováha navíc vystavuje sportovce zvýšenému riziku kloubních poruch. Četné studie se věnují problematice svalové nerovnováhy, která může přispět ke vzniku impigement syndomu ramenního kloubu. Ukázalo se, že nesouhra svalů, které se uplatňují při pohybu lopatky způsobuje kompresi subakromiálního prostoru a změny v kinematice ramenního kloubu a svalové aktivaci (Neme, 2022, s. 226; Page, 2011, s. 54-55).

1.6.1 Klasifikace a posturální změny s tím spojené

Aby bylo možné plně porozumět příčinám nesprávného nastavení a dysfunkcím pohybového systému je důležité zhodnocení a posouzení svalové nerovnováhy. Vzniklé určité svalové nerovnováhy definoval prof. Janda pomocí konceptu zkříženého syndromu. Jeho přístup k léčbě a rehabilitaci pacientů vychází z předpokladu, že centrální nervový systém a pohybový systém jsou propojeny prostřednictvím senzomotorického systému, z čehož vyplývá, že jakákoliv změna, kterou tělo zažívá má vliv i na ostatní oblasti těla (Page, Lardner, Frank, 2010, s. 13; Kolář, 2009, s. 41).

Horní zkřížený syndrom

Horní zkřížený syndrom, také popisován jako proximální nebo syndrom ramenního pletence je charakterizován zkrácením horních vláken m. trapezius, m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus a m. pectoralis major. Oproti tomu oslabenými svaly jsou hluboké flexory šíje, a to m. longus capitis a m. longus coli a také dolní fixátory lopatek (Page, Lardner,

Frank, 2010, s. 52; Kolář, 2009, s. 66). Tyto svalové dysbalance vedou k dysfunkci kloubů v atlanto-okcipitálním kloubu, segmentu C4-C5, cervikothorakálním kloubu, glenohumerálním kloubu a segmentu T4-T5 (Page, Lardner, Frank, 2010, s. 52).

Posturální změny spojené s tímto syndromem zahrnují předsunuté držení hlavy, zvýšenou lordózu v krční oblasti a kyfózu v hrudní oblasti. Tyto změny mohou vést k nestabilitě v glenohumerálním kloubu v důsledku slabosti m. serratus anterior, což způsobuje zvýšenou aktivaci levator scapulae a horního trapézu ve snaze udržet glenohumerální centraci (Page, Lardner, Frank, 2010, s. 53)

Dolní zkřížený syndrom

Dolní zkřížený syndrom, označován také jako distální nebo pánevní zkřížený syndrom. Typicky se vyznačuje zkrácením m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. iliopsoas a vzpřimovačů trupu v lumbosakrální oblasti. Naopak oslabenou skupinou svalů jsou svaly gluteální a břišní. Tyto svalové dysbalance vedou k dysfunkci kloubů v segmentech L4-L5, L5-S1, v sacroiliakálním kloubu a v kloubu kyčelním (Kolář, 2009, s. 66; Page, Lardner, Frank, 2010, s. 53).

Posturální změny, které jsou se syndromem spojeny jsou anteverze pánve, zvýšená bederní lordóza a hyperextenze kolenního kloubu. Hluboké stabilizační svaly jsou potlačeny, což způsobuje aktivaci povrchových svalů, které stabilizují páteř. Je možné vypozorovat zvýšený tonus hamstringů, protože kompenzují anteverzi pánve a inhibovaný m. gluteus maximus. Tyto kompenzace vytvářejí řetězovou reakci směrem k páteři, zvětšuje se tak hrudní kyfóza a krční lordóza (Page, Lardner, Frank, 2010, s. 53, 54).

Vrstvový syndrom

Vrstvový syndrom je kombinací horního zkříženého syndromu a dolního zkříženého syndromu (Page, Lardner, Frank, 2010, s. 54). U tohoto syndromu pozorujeme typické střídání svalů zkrácených a oslabených. Při pohledu zezadu nacházíme nejdříve zkrácené flexory kolene, ochablé hýžďové svaly a lumbosakrální segmenty vzpřimovačů trupu, následuje vrstva hypertrofických vzpřimovačů trupu, dále oslabené mezi lopatkové svaly a v poslední řade hypertrofické horní fixátory ramenního pletence. Při pohledu zepředu lze vidět oslabené břišní svaly a hypertonii v m. pectoralis major a m. sternocleidomastoideus. Dále spatřujeme zvýšené napětí v oblasti flexorů kyčle (Kolář, 2009, s. 66).

1.7 Kompenzační cvičení

Tělesná cvičení představují základní prostředek pro pozitivní ovlivnění pohybového systému člověka. Účinek tělesných cvičení spočívá ve zlepšení pohyblivosti, rozsahu pohybu, snížení svalového napětí, zlepšení koordinace pohybu a zvýšení svalové síly. Tělesná cvičení také přispívají k udržení optimální tělesné hmotnosti a celkovému zlepšení fyziologických funkcí organismu (Dostálová, Sigmund, Kvintová, 2013, s.117).

Kompenzační cvičení jsou důležitou součástí rehabilitace a regenerace pohybem, které spadají do kategorie biologicko-lékařských prostředků. Kompenzace se vztahuje k procesu, kterým organismus kompenzuje poruchu nebo snížení funkce určitého orgánu. Cílem je udržet stav organismu jako celku a minimalizovat vzniklé negativní dopady (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s.171). V literatuře se často používají termíny jako cvičení korekční neboli přímivá, v souvislosti se vzpřímeným postojem, nebo cvičení kompenzační, což přesně vystihuje jejich podstatu (Dostálová, Sigmund, Kvintová, 2013, s.116).

Podle aktuálních výzkumů je cvičení, zejména při léčbě chronických onemocnění, které souvisí s nedostatečným pohybem a nesprávným držením těla, spojeno s pozitivními účinky. Studie se zaměřují na korekci držení těla, na posturální trénink a cvičení jako je Tai Chi, jóga a další aktivity související s držením těla a naznačují, že tyto metody přinášejí příznivé výsledky (Chan et al., 2019; Gouw et al., 2019; Guo a kol., 2020; Oshikawa a kol., 2020; Siu a kol., 2021, in Wang et al., 2022, s. 2).

Kompenzační cvičení představují širokou škálou cvičení, která jsou cíleně navržena k úpravě funkčních poruch pohybového aparátu. Jejich hlavním cílem je zlepšit funkční parametry pohybového aparátu na různých úrovních. Na úrovni podpůrného systému se zaměřují na zlepšení kloubní pohyblivosti. Na úrovni výkonného systému slouží ke korekci svalového napětí a svalové souhry. Na úrovni řídícího systému se snaží upravit chybné stereotypy pohybu. A na úrovni zásobovacího systému se podílejí na zajištění vhodných podmínek pro práci vnitřních orgánů. Očekává se, že kompenzační cvičení by měla mít pozitivní vliv na funkci vnitřních orgánů a také psychickou sféru jedince (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s.171; Dostálová 2013, in Dostálová, Sigmund, 2017, s. 44).

Cvičení jsou založena na jednoduchých cvičebních tvarech, přirozených pohybech nebo polohách, které jsou zaměřeny na specifické části pohybového aparátu. Jejich účinek není omezen pouze na periferní orgány, které tvoří výkonnou a podpůrnou složku pohybového aparátu, ale prostřednictvím těchto cvičení využíváme známé mechanismy nervosvalové regulace. Cílem je vytvořit a upevnit žádoucí reflexní vazby na různých úrovních řízení pohybu.

To znamená, že kompenzační cvičení využívají přirozených reflexních mechanismů a interakcí mezi nervovým a svalovým systémem k dosažení požadovaných úprav pohybového aparátu (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s.171).

Podle specifického zaměření a hlavního fyziologického účinku lze kompenzační cvičení kategorizovat na cvičení uvolňovací, protahovací a posilovací (Dostálová, Sigmund, 2017, s. 45). Pro dosažení efektivity kompenzačních cvičení je důležité, aby byla zaměřena individuálně s ohledem na funkční stav pohybového aparátu daného jedince, jeho věk a psychický stav. Při provádění kompenzačních cvičení je nezbytné dodržovat určité neurofyziologické principy a další zásady, jako je pravidelnost, účelovost, přiměřenost nebo trvalost. Během jejich provádění je důležité upřednostňovat řízené pohyby, které jsou vědomě kontrolovány a prováděny v souladu s dechem. Jednotlivé cviky by měly být logicky propojeny, snadno zvládnutelné a přijatelné pro daného cvičence (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s.179). Dle Bursové je pro dosažení přiměřeného pozitivního efektu kompenzačních cvičení důležité brát v úvahu anatomické a funkční vlastnosti zapojených svalů a svalových skupin a aby byl cvičenec schopen vnímat průběh pohybu zevnitř, tedy prostřednictvím proprioceptorů uložených ve svalech (Bursová, 2005, in Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s.179).

2 Regenerace organismu

V dnešní době se často setkáváme s mylnými názory o tom, že pojmy jako je regenerace a rehabilitace mají stejný význam. V podstatě oba procesy využívají podobné metody, ovšem v praxi je tomu jinak. Rehabilitace spočívá v procesu urychlení a doplnění léčby nemocných nebo zraněných osob, aby se snížila doba rekonvalescence a urychlil se návrat do pracovního procesu (Kolář, 2009, s. 2). Pojmem regenerace se myslí urychlení zotavovacích procesů u zdravého člověka a likvidace vzniklé únavy při zátěži (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 9-10).

Regenerace zkracuje čas potřebný pro obnovu síly a umožňuje tak častější a efektivnější opakovanou zátěž. Z hlediska metabolických procesů a regulace organismu lze popsat jaké procesy se během regenerace a zatížení odehrávají (Tabulka 1) (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 11).

Tabulka 1 Charakteristika zátěže a regenerace (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 11)

	Zátěž	**Regenerace**
Metabolismus	katabolický proces	anabolický proces
Vegetativní nerv. systém	převažuje sympatikotonus	převažuje parasympatikotonus
Řízení CNS	mozková kůra	podkorová centra
Doba	časově limitován (sec., min., hod.)	délka v závislosti na typu únavy (minuty-dny)

2.1 Dělení regenerace

Regeneraci jako takovou lze obecně dělit dle několika hledisek. Z pohledu cíleného zásahu rozdělujeme regeneraci na pasivní (např. hydroterapie) a aktivní (regenerace pohybem). Dle časových hledisek na formy regenerace před, během a po výkonu. Regeneraci po výkonu lze rozdělit na časnou a pozdní. Časná fáze se skládá ze dvou částí, přičemž první část, tzv. rychlá trvá do 1-1,5 hodiny ihned po zatížení. Druhá část (pomalá) navazuje na předchozí fázi a je ukončena před dalším zatížením (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 12,13; Jeffreys, 2005, s. 78). Doba regenerace těchto procesů však závisí na předchozím zatížení, na intenzitě a délce a je velmi proměnlivá. To znamená, že čas potřebný k obnovení homeostázy se liší dle různého typu zatížení (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 31).

V rychlé fázi regenerace dochází k normalizaci funkcí, ustálení tepové frekvence a vyrovnání kyslíkového dluhu. Naopak s pomalou fází regenerace jsou spojovány dlouhodobé

procesy např. hydratace, obnova hladiny minerálů v těle, doplnění energetických zdrojů nebo rekonstrukční funkce spojené zejména s buněčnými procesy a enzymatickými funkcemi (Jeffreys, 2005, s. 79).

2.2 Zotavení, regenerace sil

Regenerace sil (zotavení) je biologickým procesem, který vede k vyrovnání a obnově přechodného poklesu funkčních schopností organismu a jednotlivých orgánů. Pojem regenerace sil lze definovat jako navrácení organismu do homeostázy neboli do takového stavu, ve kterém byl organismus před zatížením (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 9-10, 31). Faktory zotavení zahrnují především normalizaci fyziologických funkcí (např. krevní tlak, srdeční cyklus), návrat k homeostáze (klidové buněčné prostředí), obnovu zásob energie (glukóza v krvi a svalový glykogen) a doplnění buněčných energetických enzymů. Kromě toho je zotavení velmi závislé na konkrétních typech tréninku (Jeffreys, 2005, s. 79; Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 9-10, 31).

K regeneraci svalů dochází během, a především po cvičení a je charakterizováno neustálým odstraňováním konečných produktů metabolismu. Během cvičení je nutná regenerace, aby se obnovil intramuskulární průtok krve pro dodávku kyslíku, což podporuje doplnění zásob fosfokreatinu – využívaného k resyntéze ATP (adenosyntrifosfát), obnovení intramuskulárního pH a znovunabytí potenciálu svalové membrány (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 30-31). Během zotavení po cvičení dochází také ke zvýšenému příjmu kyslíku nazývanému jako „nadměrná spotřeba kyslíku po cvičení“. Mezi další fyziologické funkce zotavení během této fáze patří návrat ventilace, krevního oběhu a tělesné teploty na úroveň před cvičením (Borsheim a Bahr, 2003, s. 1038).

V odborné literatuře se lze navíc setkat s podrobnějším dělením a jednotlivými typy zotavení. Nejrychlejší forma zotavení, nazývaná jako okamžitá regenerace, nastává během samotného cvičení. Bishop et al. (2008, s. 1016) uvádějí příklad závodního chodce s jeho jednou dolní končetinou v okamžitém zotavení během každého kroku. V této fázi regenerace dochází k regeneraci energie v dolních končetinách mezi jednotlivými kroky. Druhým typem je tzv. krátkodobé zotavení, které zahrnuje zotavení mezi sériemi daného cvičení nebo mezi intervalovými tréninky.

Regenerační pochody úzce souvisí i s únavou. Únava je obvykle vnímána jako jakékoli snížení fyzické nebo duševní výkonnosti. Když se však diskutuje o různých aspektech cvičení, únava může být popsána jako neschopnost udržet očekávanou sílu nebo neschopnost udržet danou intenzitu cvičení nebo úroveň výkonu. Jsou popisovány dva typy únavy: periferní

a centrální (Meeusen et al., 2006, s. 882). Periferní únava během cvičení je často popisována jako poškození aktivního svalu. Svalové kontraktilní proteiny nereagují na jejich nervovou stimulaci. Předpokládá se, že vyčerpání svalového glykogenu je důležitým faktorem pro vznik periferní únavy, zejména při dlouhodobém cvičení (Jentjens, 2003, s 118; Meeusen et al., 2006, s. 882). Centrální únava se týká sestupných motorických drah z mozku a míchy. Meeusen et al. (2006, s. 882, 883) vysvětlují, že mozkové zprávy mohou signalizovat snížení nebo úplné zastavení cvičebního výkonu. Hypotéza centrální únavy naznačuje, že mozek funguje jako ochranný mechanismus, který zabraňuje nadměrnému poškození svalů.

2.3 Úloha autonomního nervového systému

Pro optimální fungování organismu je klíčové udržování homeostázy vnitřního prostředí. Zde hraje zásadní roli autonomní nervový systém (ANS) (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s.13). Mezi jeho funkce patří nejen zajištění logistiky pro kosterní svaly, tedy dodávka energie a odstranění metabolických produktů, ale podílí se také na koordinaci aktivity vnitřních orgánů a činnosti kosterních svalů (Trojan a kol., 2003, s. 650).

Autonomní (vegetativní) nervový systém je součástí nervové soustavy a z anatomického hlediska jej dělíme na centrální a periferní. ANS je jedním z evolučně starších systémů, který není možno ovládat vůlí (Trojan a kol., 2003, s. 650). Činnost ANS je regulována oblastmi centrální nervové soustavy a to míchou, prodlouženou míchou, mezimozkem a mozkovou kůrou. Mícha je zodpovědná za řízení vegetativních reflexů a interakcí mezi autonomní a somatickou aferencí i eferencí. Retikulární formace mozkového kmene je zodpovědná za řízení kardiovaskulárních a respiračních center. Při udržení homeostázy je zásadní činnost mezimozku, především jeho části hypotalamu (Irmiš, 2007, s. 22; Trojan a kol., 2003, s. 650-651).

Z fyziologického hlediska dělíme periferní část ANS na sympatikus a parasympatikus. Rozdělení je určeno protichůdným účinkem na orgány, tedy mediátorem přítomným na zakončeních postgangliových buněk, kde v části sympatické (adrenergní) se jedná o noradrenalin a v části parasympatické (cholinergní) o acetylcholin. Většina vnitřních orgánů je inervována jak sympatikem, tak parasympatikem. Tato inervace může vyvolávat jak současné účinky, jako je například sekrece slin, tak i protichůdné účinky, které jsou pozorovatelné například při srdeční činnosti (Trojan a kol., 2003, s. 651-652).

Sympatikus plní různé funkce, v podstatě lze říci, že připravuje organismus k obraně nebo útoku. Aktivita spočívá např. ve zvyšování srdeční frekvence a krevního tlaku, rozšiřování koronárních tepen a bronchů a snižování aktivity trávicí soustavy (Trojan a kol., 2003, s. 652).

Parasympatikus má protichůdné účinky. Jeho převaha se výrazně projevuje po zatížení v období regenerace a napomáhá k urychlení regeneračních pochodů. Parasympatikus vede k rozšíření cév v oblasti gastrointestinální, což má za následek zvýšené vstřebávání živin, dále také přispívá k optimalizaci funkce kardiorespiračního systému (snížení klidové srdeční frekvence), podporuje anabolické procesy (syntézu a ukládání glykogenu) a pomáhá odstraňovat odpadní produkty (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s.13).

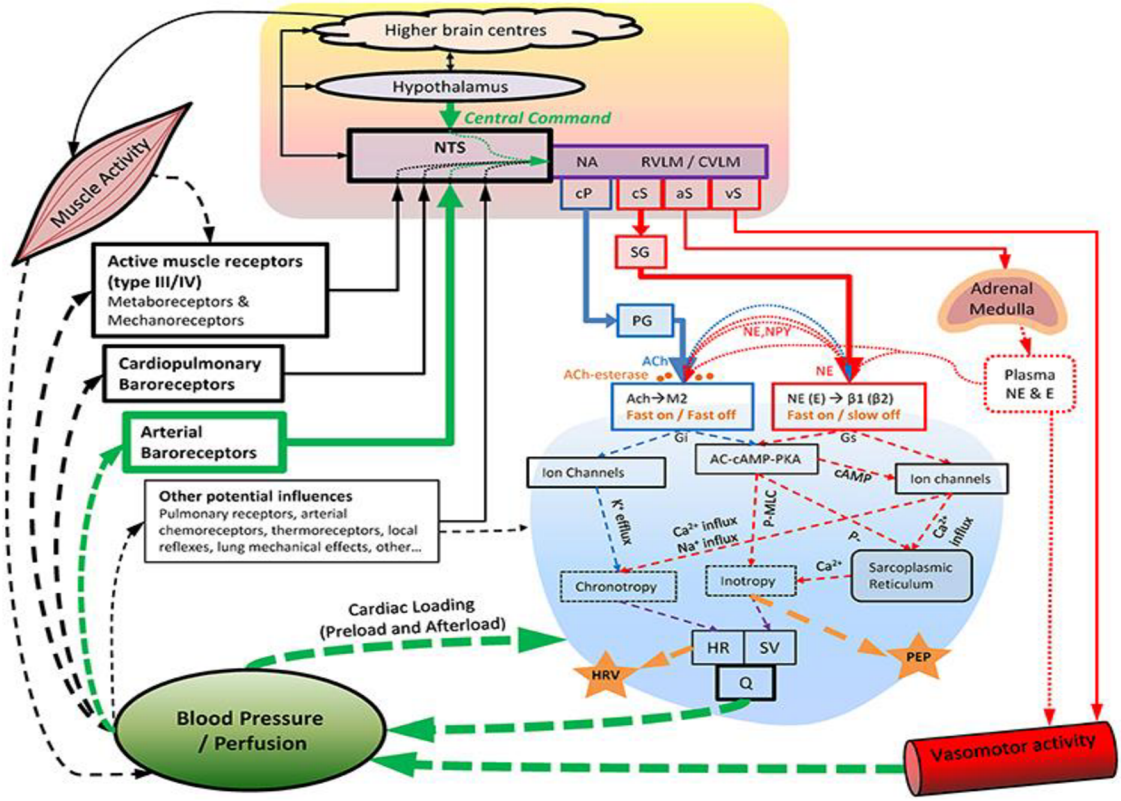
Regulace srdeční činnosti je komplexním procesem. Hlavním regulátorem srdeční činnosti je ANS, který spolupracuje s baroreceptory, chemoreceptory, hormony, svalovou aferentací a dalšími faktory (Kittnar, 2020, s. 176-177; Trojan et al., 2003, s. 213). Kardiovaskulární systém představuje důležitou komponentu pro udržení stability vnitřního prostředí organismu. Přizpůsobuje se změnám vnitřního i vnějšího prostředí prostřednictvím regulace srdeční frekvence, krevního tlaku a dalších mechanismů. Tyto adaptace jsou reakcemi na významné fyzické a psychické zátěže (Pumprla et al., 2002, s. 2). Výsledný účinek ANS na efektory je často ovlivněn jeho aktuálním funkčním stavem. Pokud je dodržena vzájemná souhra mezi sympatikem a parasympatikem, měly by být zajištěny optimální funkce organismu (Trojan, 2003, s. 2014).

2.4 Srdeční autonomní regulace během cvičení a zotavení

Regulace srdeční frekvence je během cvičení ovlivňována jak sympatickou, tak parasympatickou nervovou aktivitou (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 2). Sympatický nervový systém funguje na principu dvou-neuronové dráhy skládající se z pregangliových a postgangliových vláken. Úkolem sympatiku je zvyšování srdeční frekvence a zesilnění kontrakce srdce. Na druhé straně vagové nervy tvořící parasympatický nervový systém působí na srdeční frekvenci opačným efektem (Trojan et al., 2003, s. 2014). Vzájemná rovnováha mezi těmito dvěma mechanismy se mění od převládající parasympatické kontroly v klidu a k převládající sympatické kontrole při cvičení o různých intenzitách (White, Raven, 2014, s. 2494).

Během cvičení musí dojít k podstatným kardiovaskulárním úpravám, aby byly splněny metabolické nároky pracujících svalů, prokrvení kůže spojené s termoregulačními požadavky, při zachování krevního tlaku a adekvátní perfuze do ostatních orgánů. I přes nejasnosti ohledně některých základních mechanismů srdeční autonomní regulace během cvičení se objevil převažující model (viz obrázek 3, s. 28) (Raven, Fadel, Ogoh, 2006; White a Raven, 2014; Fadel, 2015; Fisher, Young, Fadel, 2015; Michelini et al., 2015, in Michael, Graham, Davis, 2017, s. 2).

Tento model popisuje, že během cvičení dochází ke vzniku sestupných signálů z vyšších mozkových center, tzv. centrálním příkazům, které vstupují do místa kardiovaskulárního centra. Následně se arteriální baroreflex nastavuje na pracovní hodnotu a dojde k rychlejšímu zvýšení srdeční frekvence. Toto zvýšení je způsobeno především sníženou aktivitou srdečního parasympatického nervového systému (cPNA), čímž dochází k potlačení parasympatického účinku. Dále dochází k rychlé zpětné vazbě vedoucí ze svalových mechanoreceptorů, která přispívá k potlačení parasympatického nervového systému. Zatížení kardiopulmonálních baroreceptorů vyvolá taktéž stažení cPNA a zároveň počáteční snížení srdeční sympatické nervové aktivity (cSNA). S rostoucí intenzitou cvičení dochází k postupnému resetování baroreflexu a aferentní zpětná vazba ze svalových metaboreceptorů vyvolává další potlačení parasympatického účinku na srdce a zároveň spouští aktivaci sympatiku (viz obrázek 4A, s. 29) (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 2).

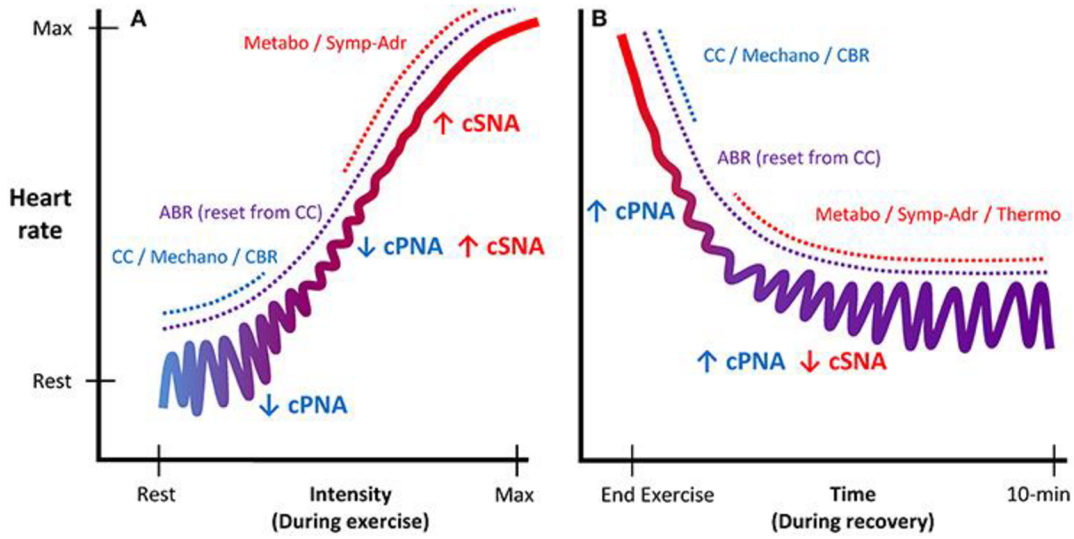


Legenda: AC-cAMP-PAK=adenylate-cyclase/cyclic-AMP/Protein-kinase-A cascade; Ach=acetylcholine; aS=sympathetic outflow to adrenal medulla; β1 (β2)=Beta1 (Beta2) adrenergic receptors; Ca2+=calcium ions; cP=cardiac parasympathetic outflow; cS=cardiac sympathetic outflow; CVLM=caudal ventrolateral medulla; E=epinephrine; Gi=G-protein inhibitory subunit; Gs=G-protein stimulatory subunit; HR=heart rate; HRV=heart rate variability; K+=potassium ions; M2, M2=muscarinic receptor; MLC=myosin light chain; NA=nucleus ambiguus; Na+=sodium ions; NE=norepinephrine; NPY=neuropeptide Y; NTS=Nucleus Tractus Solitarii; P=phosphorylation; PEP=pre-ejection period; PG=parasympathetic ganglia; Q=cardiac output; RVLM=rostro ventrolateral medulla; SG=sympathetic ganglia; SV=stroke volume; vS=vascular sympathetic outflow

Obrázek 3 Schéma modelu kardiovaskulární autonomní regulace během cvičení a zotavení (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 3).

Po ukončení cvičení se výše popsané procesy v podstatě obrací. Nicméně podrobnosti o mechanismech, které zprostředkovávají specifické aspekty zpomalení srdečního tepu po cvičení, jsou méně známé. Je to pravděpodobně zapříčiněno většími variacemi v postupech, např. aktivní vs. pasivní zotavení a posturální držení těla po provedeném cvičení (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 2).

Podle převažujícího modelu při náhlém odstranění centrálního příkazu spolu se zvýšenou zpětnou vazbou ze svalových mechanoreceptorů (při pasivním zotavení) dojde k přenastavení arteriálního baroreflexu na nižší úroveň a k počátečnímu poklesu SF (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 2-3). Tento pokles je převážně zprostředkován cPNA. Z tohoto důvodu se tato rychlá fáze zotavení SF (v první minutě) často nazývá jako reaktivace parasympatiku. Některé důkazy však naznačují, že dochází i k zapojení sympatiku (Nandi a Spodick, 1977; Kannankeril et al., 2004; Pichon et al., 2004, in Michael, Graham, Davis, 2017, s. 3).



Legenda: cPNA=cardiac parasympathetic neural activity; cSNA=cardiac sympathetic neural activity; CC=central command; Mechano=mechanoreflex; CBR=central baroreflexes; ABR=arterial baroreflex; Metabo=metaboreflex; Symp-Adr=sympatho-adrenal; Thermo=thermoregulatory influences.

Obrázek 4 Schematické znázornění autonomní regulace SF během cvičení a zotavení (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 3).

V průběhu procesu zotavování lze pozorovat postupně se snižující tzv. pomalou fázi kardiální decelerace, která je pravděpodobně zprostředkována postupnou reaktivací parasympatiku a potlačením sympatiku. Ke kvantifikaci reaktivace parasympatiku po cvičení se využívají ukazatele jako je zotavení srdeční frekvence (HRR, heart rate recovery) a variabilita srdeční frekvence (HRV) (Barak et al., 2010, s.176; Buchheit et al., 2009, s. 796; Barak et al., 2011, s. 369). Předpokládá se, že pomalejší změny autonomního nervového

systému jsou především závislé na intenzitě a zahrnují kombinaci postupného odstraňování metabolitů a snížení cirkulujících katecholaminů. Zároveň se mohou zapojit i faktory související s termoregulací, jako je přímá aferentace termoreceptorů nebo redistribuce krevního toku (viz obrázek 4B, s. 29) (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 3).

Regulace srdeční frekvence je závislá také na dýchání. V důsledku interakce vagové aferentace spolu s dýcháním vzniká fyziologický jev, který se nazývá respirační sinusová arytmie. Jedná se o jev, který se projevuje periodickými změnami délky intervalů mezi dvěma po sobě jdoucími srdečními tepy (RR) v záznamu elektrokardiogramu (EKG). Během nádechu se srdeční frekvence zvyšuje a RR intervaly se zkracují, zatímco během výdechu frekvence klesá a RR intervaly se prodlužují (Draghici, Taylor, 2016, s. 2).

2.5 Monitorování srdeční frekvence

Srdeční frekvence je důležitým ukazatelem kardiovaskulárního zdraví a fyziologického stavu jedince, je jedním z nejdůležitějších vitálních parametrů. SF představuje počet tepů za minutu a může se měnit v závislosti na fyzické aktivitě, emočním stavu, stresu nebo jiných faktorech. Monitorování SF se využívá v různých oblastech, včetně medicíny, sportovního tréninku a výkonnosti. V lékařském prostředí se srdeční frekvencí používá k diagnostice a sledování srdečních chorob a poruch, jako je arytmie, ischemická choroba srdeční nebo srdeční selhání (Galli, 2022, s. 1-2). V oblasti sportu a výkonnostního tréninku slouží SF k optimalizaci tréninkových programů a sledování fyziologické odpovědi těla na různé podněty a zátěž. Monitoring se využívá např. pro stanovení intenzity tréninku, sledování kondice a regenerace a pro optimalizaci výkonu sportovců (Achten, Jeukendrup, 2003, s. 518).

V posledních letech došlo k rychlému vývoji monitorování SF z velkých EKG přístrojů určených převážně pro laboratorní použití směrem k menším zařízením. Díky pokroku v technologii a miniaturizaci senzorů je dnes možné měřit srdeční frekvenci za pomoci nositelných zařízení ve formě chytrých hodinek, sporttesterů a hrudních pásů (Achten, Jeukendrup, 2003, s. 519). Využití nositelných zařízení pro monitorování srdeční frekvence přináší řadu výhod. Umožňuje jednoduché, neinvazivní, nepřetržité sledování srdeční činnosti během různých aktivit každodenního života. Zařízení jsou lehce dostupná, pohodlná na nošení a umožňují uživatelům sledovat svou srdeční frekvenci v reálném čase nebo získávat data pro další analýzu. Zařízení je možné propojit např. s mobilní aplikací, která poskytuje další užitečné informace o srdečním rytmu (Castaneda, 2018, s. 1-2).

Srdeční frekvence je snadno dostupným vitálním znakem, který obsahuje důležité prognostické informace. Obecně platí, že nižší SF je spojena s nižší celkovou a kardiovaskulární

mortalitou. Několik studií také naznačují, že normální klidové hodnoty srdeční frekvence se u dospělých pohybují v rozmezí 60 až 90 tepů za minutu (Avram et al., 2019, s. 1).

Zátěžová srdeční frekvence je parametr, který se měří při fyzické aktivitě nebo zátěžových testech. Je jedním z ukazatelů fyziologické odezvy těla na zátěž a je ovlivněna individuální fyziologickou kondicí, druhem cvičení a dalšími faktory. Během lehké, střední až submaximální intenzity zátěže se SF zvyšuje a je pozorována dobrá korelace mezi SF a touto intenzitou. Po ukončení zátěže dochází ke snížení SF a její rychlost je závislá na intenzitě a objemu předchozího zatížení. Při vyšší únavě, po větší zátěži se pozoruje pomalejší pokles SF (Bernacikova, Cacek, Dovrtělová, 2020, s. 42-43).

2.5.1 Variabilita srdeční frekvence

Dalším relativně nedávným vývojem v monitorování srdeční frekvence je měření variability srdeční frekvence (HRV) (Achten, Jeukendrup, 2003, s. 519). I přesto, že srdeční frekvence zůstává relativně stabilní, může se rozdíl mezi jednotlivými srdečními údery (RR intervaly) výrazně lišit. Tato časová odchylka mezi srdečními údery je vyjádřena pomocí HRV. V současnosti se HRV používá jako ukazatel autonomní odezvy těla, přičemž se zkoumají variace v mezidobých intervalech (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 2). HRV je využívána k diagnostice a monitorování srdečních onemocnění, je ukazatelem fyziologického stavu a regenerace u sportovců. Současný výzkum se zaměřuje na optimalizaci hodnot variability srdeční frekvence (HRV) v tréninku. Zároveň je využívána jako indikátor možného přetížení a jako prevence přetrénování. Sledování HRV poskytuje cenné informace pro efektivní tréninkové plány a ochranu před negativními účinky přetěžování těla (Achten, Jeukendrup, 2003, s. 518-519; Michael, Graham, Davis, 2017, s. 2).

Bylo zjištěno, že vysoká HRV je spojena s vysokými hodnotami $\dot{V}O^2max$, zatímco nízká HRV je spojena se zvýšenou mortalitou, výskytem a rizikem srdečních příhod a úmrtí u asymptomatických pacientů (Achten, Jeukendrup, 2003, s. 519).

Původně byla HRV kvantifikována v časové doméně, kde se intervaly RR v milisekundách vykreslovaly v závislosti na čase. Nedávno se díky mikroprocesorové technologie objevily metody jako je frekvenční analýza HRV, která na základě dat z EKG umožňuje vykreslit HRV jako frekvenci, při které se mění délka intervalu RR (Achten, Jeukendrup, 2003, s. 519-520; Michael, Graham, Davis, 2017, s. 6-11).

Hodnota variability srdeční frekvence (HRV) je předmětem mnoha studií zaměřených na její význam a výzkum v souvislosti s cvičením. Tyto studie zkoumají vliv intenzity cvičení na HRV, jak před cvičením, během cvičení i po cvičení. Jejich cílem je porozumět, jak cvičení

ovlivňuje autonomní nervový systém a jaký je vztah mezi intenzitou cvičení a změnami v HRV (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 6-11). Většina měření HRV vykazují během cvičení podstatné snížení. Hodnoty HRV se využívají jako nástroj pro zkoumání autonomní převážně parasympatické aktivity po cvičení. Ukázalo se, že podmínky zotavení, jako je držení těla, ovlivňují zotavení HRV, přičemž polohy vleže mohou zrychlit zotavení (Barak et al., 2010, s.180).

2.5.2 Obnova srdeční frekvence

Obnova srdeční frekvence (HRR – heart rate recovery) po cvičení je procesem, ve kterém se srdeční frekvence postupně navrací na úroveň před zátěží. Jedná se o proces dynamický a časově závislý. Lze ji definovat jako rychlost s jakou klesá SF obvykle během několika minut po ukončení fyzické aktivity (Borresen, Lambert, 2007; Lamberts, et al., 2009; Shetler, Marcus, Froelicher, 2001, in Daanen et al. 2012, s. 251).

HRR může být užitečným ukazatelem zdatnosti a sledování tréninkového stavu u sportovců. V porovnání s tradičními ukazateli, jako je VO2max, tedy maximálního příjmu kyslíku při fyzickém výkonu, je hodnota HRR méně citlivější na chybovost v měření a má vyšší schopnost detekovat změny stavu trénovanosti (Lamberts, et al., 2009, in Daanen et al. 2012, s. 251). HRR je často měřena v časovém intervalu od 30 sekund do 2 minut. Většina studií používá, jako závislou proměnnou, rozdíl mezi hodnotou SF ihned po skončení cvičení a hodnotou SF po 60 sekundách zotavení (Daanen et al. 2012, s. 257).

Rostoucí počet studií ukazuje, že rychlost poklesu srdeční frekvence (HRR) je spojena s kardiovaskulární mortalitou. V longitudinální studii z roku 2000 (Cole et al., in Danieli et al., 2014, s. 53) bylo prokázáno, že zpožděná obnova srdeční frekvence během 1. nebo 2. minuty po akutní zátěži je nezávislým prediktorem celkové mortality. Vyšší míra přežití je spojena s rychlým poklesem srdeční frekvence po fyzické aktivitě, za předpokladu správné funkce n. vagus. V posledních letech bylo zotavení srdeční frekvence uznáváno jako silný prognostický marker u pacientů s kardiovaskulárním onemocněním (Grad, Zdrenghea, 2014, s. 221; Danieli et al., 2014, s. 53). Výzkumné studie dále naznačují, že HRR je rychlejší u fyzicky zdatnějších a trénovaných jedinců než u netrénovaných zdravých jedinců. Při interpretaci změn HRR je však třeba vzít v úvahu ovlivňující faktory jako jsou např. faktory prostředí, stav únavy a případně věk a pohlaví (Daanen et al. 2012, s. 257).

Byl také zkoumán vliv programů srdeční rehabilitace na obnovu srdeční frekvence. Tiukinhoy et al. (2003, in Borresen, Lambert, 2008, s. 641) a Giallauria et al. (2006, s. 716) zjistili, že zotavení srdeční frekvence se zlepšilo po účasti na programech srdeční rehabilitace.

Došli k závěru, že parametr obnovení srdeční frekvence, jako jednoduchý prostředek k posouzení autonomního systému, může být použit k identifikaci pacientů s vyšším rizikem srdečních příhod, k hodnocení výsledků pacientů po srdečních rehabilitačních programech a ke zkoumání možných mechanismů za příznivými prognostickými účinky cvičení u kardiaků.

3 Cíl diplomové práce a hypotézy

Hlavním cílem této práce bylo zjistit míru odlišnosti třech posturálních pozic ve vztahu ke změnám kardiovaskulárních parametrů v procesu regenerace po zátěži a zároveň analyzovat možný vliv bráničního dýchání na tyto parametry. Výzkumný experiment byl rozdělen na dvě skupiny. V experimentální skupině se testovali korigované pozice: 1. poloha na čtyřech (kvadrupedální pozice) a 2. pozice ve stoji s opřenými dlaněmi o kolena. Před samotným testování byla rovněž u poloviny vybraných probandů provedena instruktáž a krátká terapie bráničního dýchání. V kontrolní skupině se testovala tentokrát pozice s nekorigovaným držením těla. Účastníci byli požádáni, aby zaujmuli pozici ve stoji s HKK uvedenými v bok tak, aniž by bylo zajištěno ideální fyziologické zakřivení páteře.

Všechny tyto pozice byly voleny pro účely okamžitého zotavení a zklidnění tepové frekvence po provedeném testování v podobě fyzické námahy. Účelem bylo zjistit, která ze třech testovaných poloh je výhodnější a zda má terapie bráničního dýchání také vliv na proces zotavení.

Cíl diplomové práce byl zaměřen na vyhodnocení, která ze zvolených pozic je lepší formou časné a rychlé fáze regenerace, zajistí tak vhodné podmínky pro rychlejší návrat k fyzické aktivitě, případně napomůže eliminovat změny v organismu spojené s kardiovaskulární aktivitou. Výsledky této studie mohou poskytnout užitečné poznatky pro rychlé a účinné zotavování po fyzické námaze.

3.1 Výzkumné otázky a hypotézy

Výzkumná otázka č. 1: Jakou posturálně korigovanou pozici bude lepší zvolit v procesu zotavení organismu po provedené fyzické námaze?

H_{01} Poloha č. 1 nemá statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 2.

H_{A1} Poloha č. 1 má statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 2.

Výzkumná otázka č. 2: Lze dosáhnout rychlejšího procesu zotavení organismu pomocí terapie bráničního dýchání?

H_{02} Provedená terapie bráničního dýchání před fyzickou námahou nemá vliv na obnovu srdeční frekvence pro posturální pozici č.1.

H_{A2} Provedená terapie bráničního dýchání před fyzickou námahou má vliv na obnovu srdeční frekvence pro posturální pozici č.1.

H_{03} Provedená terapie bráničního dýchání před fyzickou námahou nemá vliv na obnovu srdeční frekvence pro posturální pozici č.2.

H_{A3} Provedená terapie bráničního dýchání před fyzickou námahou má vliv na obnovu srdeční frekvence pro posturální pozici č.2.

Výzkumná otázka č. 3: Lze dosáhnout rychlejšího procesu zotavení organismu pomocí korigované pozice?

H_{04} Poloha č. 1 nemá statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 3.

H_{A4} Poloha č. 1 má statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 3.

H_{05} Poloha č. 2 nemá statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 3.

H_{A5} Poloha č. 2 má statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 3.

4 Metodika práce

4.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Výzkumu se zúčastnilo celkem 40 probandů (20 jedinců v experimentální skupině a 20 jedinců v kontrolní skupině), s přibližně stejným zastoupením mužů a žen, kteří byli vybráni záměrně. Do studie se zapojili probandi, kteří provozovali sportovní aktivitu ve formě silového tréninku. Dalším kritériem pro zařazení do studie byl zdravotní stav probandů, do výzkumu byli zařazeni jen zdraví jedinci nevykazující žádnou formu kardiorespiračního onemocnění jako je např. astma bronchiale, abnormální krevní tlak a jiné. Žádný z probandů neužíval dlouhodobě léky ovlivňující srdeční funkci. Další podmínkou pro účast ve výzkumu byla frekvence tréninků v týdnu, která se stanovila na minimálně tři tréninkové jednotky v časovém rozpětí přibližně 60 minut. Věková hranice subjektů se pohybovala od 20 do 35 let.

Metodika výzkumné části diplomové práce byla schválena Etickou komisí FZV UP v Olomouci (č.j. 79769/1070-2022). Pro zajištění ochrany osobních údajů byla veškerá naměřená data anonymizována, a každému probandovi bylo přiřazeno číslo (1-40), které jej identifikovalo při statistickém zpracování dat. Probandi byli poučení, že účast na výzkumném šetření byla dobrovolná, bez nároku na finanční odměnu. Všichni probandi se seznámili s průběhem výzkumného šetření před samotným testováním a potvrdili svoji účast ve výzkumném šetření podepsáním informovaného souhlasu (viz příloha 1, s. 72).

4.2 Použité metody

Vybraní probandi byli před zahájením samotného praktického testování informováni na základě elektronického plánu s instrukcemi. Instrukce byly následující: vyhnout se konzumaci jídla 1-2 hodiny před testováním, dále alkoholu, doplňků stravy obsahující kofein a jiné podpůrné látky, které by mohly ovlivnit výkon, výsledky a fyziologické parametry jedince; dostavit se v odpočatém stavu v dopoledních hodinách (měření probíhalo od 8 do 11 hodin); vyhnout se fyzické aktivitě v den konání testování.

V rámci výzkumného šetření byl každý proband podroben krokovému Tecumseh testu. Pro získání potřebných parametrů srdeční funkce jsme využili sporttester značky Garmin, který byl spárován s hrudním pásem. Hrudní pás (také od značky Garmin) (viz příloha 2, s. 74) nám umožnil přesné měření srdeční frekvence během cvičení. Data z hrudního pásu byly následně přenášeny do sporttesteru, který sloužil jako záznamové zařízení. Tímto kombinovaným přístupem jsme získali aktuální a spolehlivá data o srdeční frekvenci během fyzické aktivity.

4.2.1 Hrudní pás – Garmin HRM-dual

Vědecké studie zkoumající použití hrudních pásů jako snímačů tepové frekvence ukazují, že tato zařízení jsou přesným a spolehlivým nástrojem pro měření srdeční frekvence (Gillinov et al., 2019, s. 267). Fungují na principu snímání elektrických signálů, které jsou generovány prostřednictvím srdeční aktivity. Tyto signály jsou poté přenášeny na přijímač nebo zařízení, které zpracovává a zobrazuje data o aktuální srdeční frekvenci (Táborský et al. 2022, s. 353)

Studie srovnávající hrudní pásy s jinými metodami měření srdeční frekvence, jako jsou nositelné zařízení na zápěstí, obvykle potvrzují vyšší přesnost hrudních pásů. Zjištění dokonce ukazují, že hrudní pásy poskytují měření s přesností srovnatelnou s elektrokardiografickými (EKG) záznamy. Další výhodou hrudních pásů je jejich schopnost nepřetržitého a stabilního monitorování srdeční frekvence i během intenzivních fyzických aktivit. To je zvláště užitečné při sportovních činnostech, kde je důležité sledovat tepovou frekvenci při různých zátěžích a aktivitách. Celkově lze říct, že hrudní pásy jsou oblíbeným a důvěryhodným nástrojem pro měření tepové frekvence nejen při tréninkových a sportovních aktivitách, ale také v rámci lékařských monitorovacích postupů a kardiologických vyšetření (Pasadyn et al., 2019, s. 382; Gillinov et al., 2019, s. 267-268).

4.2.2 Měření tepové frekvence

Během výzkumné části proběhlo získání údajů o tepové frekvenci (TF). Údaje o tepové frekvenci byly zaznamenávány průběžně. Nejdříve byla zaznamenána klidová TF v klidové poloze před zahájením fyzického testování. Následně byl odebrán druhý údaj po skončení krokového testu. Poté byla TF zaznamenána celkem třikrát po zaujmutí zvolené posturální pozice po každých 30 sekundách.

4.2.3 Tecumseh step test

Tecumseh step test je upravenou verzí standardizovaného Harvardského krokového testu, který vědci používají k určení úrovně kardiovaskulární zdatnosti. Pro účely diplomové práce byl tento standardizovaný test využit pro typ fyzické zátěže potřebné pro testování.

Jeho výhodou oproti Harvardského testu je to, že je časově i fyzicky méně náročný. Spočívá ve výstupu na bednu o výšce 20 cm, v intervalu 48 stepů za minutu. K dodržování pravidelného intervalu byla využita aplikace metronom na mobilním zařízení, která napomohla signalizovat tón a udávat pravidelný rytmus kroku. Doba trvání testu byla stanovena na 3 minuty (Hong et al., 2019, s. 3).

4.3 Průběh a popis testování

Výzkumné měření probíhalo v měsících červen 2022 až únor 2023 ve fitness centru v Olomouci. Měření probíhalo vždy v dopoledních hodinách v rozmezí 8-11 hodiny. Výzkumný experiment byl rozdělen do dvou skupin a byl navržen jako srovnávací studie. Přiřazení účastníků do skupin bylo vždy určeno náhodně.

V experimentální skupině se každý účastník podrobil dvěma fázemi testování, kde každá fáze měla odlišnou zotavovací pozici po provedené fyzické zátěži. Před začátkem testování proběhlo poučení o průběhu testování a ujištění se, že proband byl dostatečně obeznámen. Po vysvětlení o průběhu testování byla provedena krátká instruktáž, jak se nastavit do určitých pozic, které provedli bezprostředně po krokovém testu. Pozice byly účastníkům předvedeny, vyzkoušeli si je a byla provedena případná korekce do správné polohy tělesných segmentů.

Pozice č. 1 (viz příloha 3, s. 75) spočívala v pozici ve stoji s opřenými dlaněmi o kolena, s dolními končetinami rozkročenými na úrovni šíře ramenních kloubů. Páteř byla napřímená a pohled očí směřoval před sebe. Pozice č. 2 (viz příloha 4, s. 76) spočívala v uvedení na všechny čtyři (kvadrupedální pozice). Byla potřeba se ujistit, že kolenní klouby byly nastaveny přímo pod klouby kyčelními, zápěstí v ose s ramenními klouby, páteř v prodloužení a pánev v neutrální poloze.

Účastníkům se následně nasadil hrudní pás, zkontrolovalo se připojení se sporttesterem a zaznamenala se klidová tepová frekvence. Před zahájením fyzického testování byla u poloviny vybraných probandů provedena edukace o bráničním dýchání pro zajištění plnohodnotného dechu.

Probandi v experimentální skupině absolvovali dvě jednotky testování, kde se podrobili fyzické zátěži ve formě krokového Tecumseh testu. Po uplynutí tří minut, probandi ukončili výstupy na bednu a zaznamenala se TF. Jedinci poté ihned zaujmuli předem definovanou pozici. V konkrétní pozici setrvali po dobu 1 minuty a 30 sekund. Po každých 30 vteřinách se celkem 3krát zaznamenaly naměřené hodnoty TF. Celkem tedy v jednom testování bylo zaznamenáno 5 měření TF do předem připravené tabulky. Mezi oběma posturálně korigovanými pozicemi byla přibližně 5minutová pauza pro zotavení a návrat srdeční frekvence na vstupní hodnotu. Následoval stejný postup se setrváním v druhé pozici. Pozice byly testovány náhodným pořadím.

V kontrolní skupině byla provedena pouze jedna testovací fáze se stejným krokovým testem a měřili se stejné hodnoty. Rozdíl oproti experimentální skupině spočíval v zotavovací poloze, byl zvolen nekorigovaný stoj s horními končetinami uvedenými v bok.

4.4 Analýza dat

Po dokončení testování byla získaná data zpracována a vyhodnocena s cílem zjistit, zda existuje signifikantní rozdíl mezi určitými posturálními pozicemi a jejich účinku ve fázi zotavení. Tento krok byl proveden pomocí statistických analýz.

Hodnoty sledovaných parametrů byly importovány do programu Microsoft Office Excel a následně zpracovávány a vyhodnoceny pomocí statistického softwaru Statistika 8.0.

4.4.1 Tepová frekvence

Hodnoty tepové frekvence ze sporttesteru byly převedeny do tabulek programu Excel. Každá tabulka obsahovala následující parametry pro experimentální skupinu: 1. údaj klidovou hodnotu (TF); 2. údaj – hodnotu bezprostředně po zátěži (TF1); 3. údaj – hodnotu po prvních 30 sec v poloze č.1 (TF2); 4. údaj hodnotu po 1 minutě v poloze č.1 (TF3); 5. údaj – hodnotu po 1 min a 30 sec v poloze č.1 (TF4). Následoval stejný postup měření pro polohu č. 2. Pro kontrolní skupinu byl postup získávání údajů stejný, tabulka však obsahovala parametry pouze z jednoho testování.

4.4.2 Obnova srdeční frekvence

Hodnota obnovy srdeční frekvence (HRR) byla vypočtena jako rozdíl mezi srdeční frekvencí na konci krokového testu a tepovou frekvencí v zotavovací fázi po cvičení ve 30 s (HRR30), 1 min (HRR1), 1,5 min (HRR2).

5 Výsledky

V této kapitole budou shrnuty výsledky měření srdeční frekvence a následného statistického zpracování, které se zaměřují na odpovědi na jednotlivé výzkumné otázky a hypotézy. Bude provedeno vyhodnocení změn tepové frekvence, konkrétně parametru obnovy srdeční frekvence po fyzické aktivitě.

5.1 Popis dat

Pro statistické vyhodnocení jsme provedli porovnání hodnot obnovy srdeční frekvence v závislosti na čase pro každou posturální pozici v experimentální i kontrolní skupině zvlášť.

Tabulka 2 Popisná statistika hodnoty obnovy srdeční frekvence pro 1. posturální pozici

Proměnná	Počet (n)	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
HRR30	20	18.60	19.50	9	26	5.144
HRR1	20	28.65	27.00	23	38	4.487
HRR2	20	35.70	36.00	25	43	4.612

Tabulka 3 Popisná statistika hodnoty obnovy srdeční frekvence pro 2. posturální pozici

Proměnná	Počet (n)	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
HRR30	20	16.50	15.50	7	25	5.375
HRR1	20	26.30	26.50	17	32	4.520
HRR2	20	31.70	33.00	24	41	4.658

Tabulka 4 Popisná statistika hodnoty obnovy srdeční frekvence pro 3. posturální pozici

Proměnná	Počet (n)	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
HRR30	20	16.50	15.50	7	25	5.375
HRR1	20	26.30	26.50	17	32	4.520
HRR2	20	31.70	33.00	24	41	4.658

5.2 Výsledky k výzkumným otázkám

Pro zodpovězení našich výzkumných otázek jsme použili parametrický dvouvýběrový t-test. Před vyhodnocením testu jsme ověřili jeho předpoklady, které vyžadovaly, aby data byla normálně rozdělená. Pro tento účel jsme použili Shapiro-Wilkův test.

Výsledky Shapiro-Wilkova testu (tabulka 5) ukázaly, že proměnné HRR30, HRR1 a HRR2 pro 1. posturální pozici mají normální rozdělení (p> 0,05). Stejně tak výsledky Shapiro-Wilkova testu pro 2. a 3. posturální pozici ukázaly, že proměnné HRR30, HRR1, HHR2 mají normální rozdělení (p> 0,05), proto jsme mohli použít parametrický dvouvýběrový t-test.

Tabulka 5 Shapiro-Wilk test 1. – 3. posturální pozice

Parametr	Pozice	Statistic	df	Sig. (p-hodnota)
HRR30	1	.941	20	.245
	2	.950	20	.373
	3	.958	20	.501
HRR1	1	.921	20	.104
	2	.913	20	.073
	3	.934	20	.187
HRR2	1	.966	20	.673
	2	.961	20	.561
	3	.908	20	.057

5.2.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Výzkumná otázka č. 1:

Znění: Jakou posturálně korigovanou pozici bude lepší zvolit v procesu zotavení organismu po provedené fyzické námaze?

Hypotéza č. 1:

$\mathbf{H_{01}}$ Poloha č. 1 nemá statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 2.

$\mathbf{H_{A1}}$ Poloha č. 1 má statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 2.

Výsledky hypotézy H_{01}

Dvouvýběrový t-test prokázal statisticky významný rozdíl v hodnotách parametru obnovy srdeční frekvence HRR2 (**tabulka 6**). Signifikantní výsledky jsou v tabulkách barevně zvýrazněny. Proto nulovou hypotézu H_{01} můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy.

Tabulka 6 Dvouvýběrový nezávislý t-test mezi 1. a 2. posturální pozicí

						95% Confidence Interval of the Difference	
Parametr	**t**	**df**	**Sig (2-tailed)**	**Mean Difference**	**Std. Error Difference**	**Lower**	**Upper**
HHR30	1.262	38	0.215	2.10000	1.66370	-1.26798	5.46798
HRR1	1.650	38	0.107	2.35000	1.42418	-.53310	5.23310
HRR2	2.729	38	0.010	4.00000	1.46575	1.03275	6.96725

5.2.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

K zodpovězení naší výzkumné otázky č. 2 jsme použili dvouvýběrový nezávislý t-test k porovnání HRR30, HRR1 a HRR2 v závislosti na terapii bráničního dýchání pro 1. a 2. posturální pozici zvlášť.

Výzkumná otázka č. 2:

Znění: Lze dosáhnout rychlejšího procesu zotavení organismu pomocí terapie bráničního dýchání?

H_{02} Provedená terapie bráničního dýchání před fyzickou námahou nemá vliv na obnovu srdeční frekvence pro posturální pozici č.1**.**

H_{A2} Provedená terapie bráničního dýchání před fyzickou námahou má vliv na obnovu srdeční frekvence pro posturální pozici č.1.

H_{03} Provedená terapie bráničního dýchání před fyzickou námahou nemá vliv na obnovu srdeční frekvence pro posturální pozici č.2.

H_{A3} Provedená terapie bráničního dýchání před fyzickou námahou má vliv na obnovu srdeční frekvence pro posturální pozici č.2.

Výsledky hypotézy H_{02}

Dvouvýběrový t-test neprokázal statisticky významný rozdíl v žádné z hodnot parametru obnovy srdeční frekvence pro posturální pozici č. 1 (**tabulka 8**). Proto nulovou hypotézu H_{02} nemůžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy.

Tabulka 7 Popisná statistika obnovy srdeční frekvence pro 1. posturálně korigovanou pozici podle přítomnosti terapie bráničního dýchání

Parametr	Brániční dýchání	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
HRR30	ano	10	17.10	5.801	1.835
	ne	10	20.10	4.149	1.312
HRR1	ano	10	28.30	4.990	1.578
	ne	10	29.00	4.163	1.317
HRR2	ano	10	34.00	4.853	1.535
	ne	10	37.40	3.864	1.222

Tabulka 8 Dvouvýběrový nezávislý t-test pro posturální pozici č. 1

						95% Confidence Interval of the Difference	
Parametr	**t**	**df**	**Sig (2-tailed)**	**Mean Difference**	**Std. Error Difference**	**Lower**	**Upper**
HHR30	-1.330	18	.200	-3.000	2.255	-7.738	1.738
HRR1	-.341	18	.737	-.700	2.055	-5.018	3.618
HRR2	-1.733	18	.100	-3.400	1.962	-7.522	.722

Výsledky hypotézy H_{03}

Dvouvýběrový t-test neprokázal statisticky významný rozdíl v žádné z hodnot parametru obnovy srdeční frekvence pro posturální pozici č. 2 (**tabulka 9**). Proto nulovou hypotézu H_{03} nemůžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy.

Tabulka 9 Popisná statistika obnovy srdeční frekvence pro 2. posturálně korigovanou pozici podle přítomnosti terapie bráničního dýchání

Parametr	Brániční dýchání	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
HRR30	ano	10	15.50	4.972	1.572
	ne	10	17.50	5.836	1.845
HRR1	ano	10	26.50	3.659	1.157
	ne	10	26.10	5.446	1.722
HRR2	ano	10	31.50	3.808	1.204
	ne	10	31.90	5.587	1.767

Tabulka 10 Dvouvýběrový nezávislý t-test pro posturální pozici č. 2

						95% Confidence Interval of the Difference	
Parametr	**t**	**df**	**Sig (2-tailed)**	**Mean Difference**	**Std. Error Difference**	**Lower**	**Upper**
HHR30	-.825	18	.420	-2.000	2.424	-7.094	3.094
HRR1	.193	18	.849	.400	2.075	-3.959	4.759
HRR2	-.187	18	.854	-.400	2.138	-4.892	4.092

5.2.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

K zodpovězení naší výzkumné otázky č. 3 jsme použili dvouvýběrový nezávislý t-test k porovnání HRR30, HRR1 a HRR2 mezi experimentální a kontrolní skupinou, tedy mezi posturálními polohami č. 1 a č. 3 a mezi posturálními polohami č. 2 a č. 3.

Výzkumná otázka č. 3:

Znění: Lze dosáhnout rychlejšího procesu zotavení organismu pomocí korigované pozice?

H_{04} Poloha č. 1 nemá statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 3.

H_{A4} Poloha č. 1 má statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 3.

H_{05} Poloha č. 2 nemá statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 3.

H_{A5} Poloha č. 2 má statisticky významně lepší vliv na obnovu srdeční frekvence, než poloha č. 3.

Výsledky hypotézy H_{04}

Dvouvýběrový t-test prokázal statisticky významný rozdíl v hodnotách parametru obnovy srdeční frekvence HRR2 mezi experimentální a kontrolní skupinou, tedy mezi polohou č. 1 a polohou č. 3 (viz **tabulka 12**, s. 46). Signifikantní výsledky jsou v tabulkách barevně zvýrazněny. Proto nulovou hypotézu H_{04} můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy.

Tabulka 11 Popisná statistika obnovy srdeční frekvence pro posturální pozice č. 1 a č. 3

Parametr	Poloha č.	Počet (n)	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
HRR30	1	20	18.6000	5.14424	1.15029
	3	20	16.3500	5.65010	1.26340
HRR1	1	20	28.6500	4.48712	1.00335
	3	20	26.7500	5.31012	1.18738
HRR2	1	20	35.7000	4.61234	1.03135
	3	20	31.7500	6.67970	1.49363

Tabulka 12 Dvouvýběrový nezávislý t-test pro polohu č. 1 a polohu č. 3

						95% Confidence Interval of the Difference	
Parametr	**t**	**df**	**Sig (2-tailed)**	**Mean Difference**	**Std. Error Difference**	**Lower**	**Upper**
HHR30	1.317	**38**	.196	2.25000	1.70861	-1.20890	5.70890
HRR1	1.222	**38**	.229	1.90000	1.55453	-1.24699	5.04699
HRR2	2.176	**38**	.036	3.95000	1.81510	.27551	7.62449

Výsledky hypotézy H_{05}

Dvouvýběrový t-test neprokázal statisticky významný rozdíl v žádné z hodnot parametru obnovy srdeční frekvence mezi posturální pozici č. 2 a č. 3 (viz **tabulka 14,** s. 47). Proto nulovou hypotézu H_{05} nemůžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy

Tabulka 13 Popisná statistika obnovy srdeční frekvence u posturální pozice č. 2 a č. 3

Parametr	**Poloha č.**	**Počet (n)**	**Mean**	**Std. Deviation**	**Std. Error Mean**
HRR30	2	20	16.5000	5.37538	1.20197
	3	20	16.3500	5.65010	1.26340
HRR1	2	20	26.3000	4.52013	1.01073
	3	20	26.7500	5.31012	1.18738
HRR2	1	20	31.7000	4.65776	1.04151
	2	20	31.7500	6.67970	1.49363

Tabulka 14 Dvouvýběrový nezávislý t-test pro polohu č. 2 a polohu č. 3

						95% Confidence Interval of the Difference	
Parametr	**t**	**df**	**Sig (2-tailed)**	**Mean Difference**	**Std. Error Difference**	**Lower**	**Upper**
HHR30	.086	**38**	.932	.15000	1.74382	-3.38019	3.68019
HRR1	-.289	**38**	.774	-.45000	1.55931	-3.60666	2.70666
HRR2	-.027	**38**	.978	-.05000	1.82089	-3.73621	3.63621

6 Diskuse

Tato kapitola se zaměřuje na interpretaci a diskusi výsledků výzkumné části týkající se vlivu posturální korekce na zotavení organismu. Cílem naší diplomové práce bylo zjistit, která ze tří testovaných pozic je výhodnější v procesu zotavení a zda terapie bráničního dýchání také dokázala tento proces ovlivnit.

Literární pokrytí vztahu mezi posturou a procesem zotavení není rozsáhlé a stále existuje nedostatek výzkumných studií zaměřených na tuto problematiku. Dosud bylo učiněno poměrně málo výzkumů zaměřujících se na zjištění, jak různě zvolené posturální pozice mohou ovlivnit dynamiku kardiovaskulárních reakcí během zotavování po cvičení. Nicméně bylo nalezeno několik studií, které se touto problematikou zabývaly (Michaelson et al., 2017, s. 26; Takahashi, et al., 2000, s. 233; Hwangbo et al., 2017, s. 1164). V řadě výzkumů byl zkoumán vliv držení těla na fyziologické odezvy dýchacího systému, čemuž bude věnována kapitola níže.

6.1 Vliv držení těla na fyziologické reakce dýchacího systému

Organismus dokáže adekvátně reagovat na fyzickou zátěž zvýšením srdeční frekvence a zajištění dostatečného přísunu okysličené krve do pracujících svalů a životně důležitých orgánů (Javorka et al., 2002, s. 997). Se zvyšující se intenzitou se kladou větší nároky na kardiovaskulární systém a s tím související nároky na systém dýchací. K udržení homeostázy krevních plynů je totiž podstatná funkce dechového systému (Guenette, Shee, 2007, s. 342).

Jsou to nejčastěji sportovci, kteří vyhledávají strategie k rychlejšímu zotavení ze cvičení a ke zlepšení jejich výkonu. Funkce dýchacího systému bývá často omezena. Nezbytné zvýšení ventilace pro zajištění homeostázy vede ke zvýšení dechové práce, která přesahuje kapacitu dýchacího svalstva produkující dostatečný průtok a objem vzduchu, což vede k omezené výdechové schopnosti (Guenette, Shee, 2007, s. 342). Dýchací systém je také limitujícím faktorem u jedinců s plicními nemocemi, jako je např. chronická obstrukční plicní nemoc (CHOPN) (Lee, Kim, 2019, s. 1).

Změna polohy těla ovlivňuje sílu a funkci dýchacích svalů jak u zdravých dospělých, tak u pacientů s kardiopulmonální dysfunkcí. Studie dle Costa, Almeida a Ribeiro (2015, s. 240) uvádějí signifikantně nižší maximální nádechové a výdechové objemy v poloze vleže nebo v polovzpřímeném sedu ve srovnání s polohou vsedě u zdravých mladých dospělých. Zdůvodňují to tím, že z biomechanického hlediska je svalová síla ovlivněna délkou svalových vláken. Proto se předpokládá, že změny v hrudním koši mohou způsobit změny v délce a napětí dýchacích svalů, jako je bránice, což následně vede ke snížené schopnosti těchto svalů vyvinout napětí a ovlivnění rychlosti a hloubky dýchání.

V novější studii z roku 2018 (Albarati et al., s. 3-4) provedli srovnání síly inspiračních svalů v závislosti na různém držení těla u sedících subjektů. Síla inspiračních svalů byla stanovena pomocí měření nosního nádechového tlaku (sniff nasal inspiratory pressure – SNIP). Studie se zúčastnilo 35 zdravých mužů, kteří byli při měření požádáni zaujmout dvě pozice. První pozice spočívala v zaujetí vzpřímeného sedu, poté se účastníci posadili do sedu s flekčním držením trupu, s předsunutým držením hlavy a zaoblenými rameny. Výsledky ukázaly, že prokazatelně nižší skóre SNIP (o 9,3 %) bylo v poloze s flekčním držením ve srovnání s polohou ve vzpřímeném sedu.

McKeough, Alison, a Bye (2003, s. 135) provedli výzkum zabývající se vztahem mezi aktivitou dýchacích svalů a polohou paží. V odborné literatuře je potvrzeno zjištění, že aktivita dýchacích svalů se mění během různých poloh paží jak u normálních zdravých jedinců, tak u jedinců s CHOPN. Autoři zkoumali vliv elevace horních končetin (HKK) na funkčnost dýchacího systému u zdravých subjektů a subjektů s CHOPN. Plicní objemy byly měřeny ve třech různých pozicích pro ramenní klouby – pod 90° flexí, při 90° flexi a nad 90° flexí. Výsledky ukázaly, že u všech účastníků došlo k signifikantnímu zvýšení funkční reziduální kapacity (FRC) a snížení inspirační kapacity (IC) s flexí nad 90° ve srovnání s pozicemi HKK s flexí pod 90°. Z uvedených výsledků vyplývá, že změny v objemech plic s pažemi nad 90° mohou ovlivnit mechaniku plic a mohou omezit schopnost pacientů s CHOPN provádět cvičení HKK ve vyšších polohách.

Vliv držení těla na aktivitu respiračních břišních svalů byl zkoumán ve studii dle Kera a Maruyama (2005, s. 261, 264). Byly hodnoceny čtyři polohy: prostý sed, sed s lokty na kolenou, leh na zádech a stoj. Výsledky objemů plic ukázaly, že hodnoty vitální kapacity plic byly větší ve stoji, vsedě a v sedě s lokty na kolenou oproti poloze vleže na zádech. Dále bylo vypozorováno, že v poloze s předkloněným trupem s opřenými lokty je aktivita m. externus obliquus abdominis (EAO) během nádechu i výdechu zvýšená. Autoři studie dospěli k závěru, že zvýšená aktivita tohoto svalu přispívá k lepší a efektivnější respiraci, což by mohlo přinést úlevu zejména ke snížení pocitu dušnosti u pacientů s CHOPN.

V roce 2010 provedli Cavalheri et al. (s. 889-890) podobný výzkum. Tentokrát zkoumali účinek pozice, kterou jsme použili i v našem výzkumu, a to pozici s oporou dlaní o kolena na sílu dýchacích svalů a plicní funkci u pacientů s CHOPN. Studie zahrnovala 20 účastníků, kteří podstoupili spirometrické vyšetření ve dvou polohách: s podepřenými dlaněmi o kolena a v prostém stoji. Výsledky spirometrického měření ukázaly, že užití opory dlaní mělo pozitivní vliv na inspirační a expirační maximální tlak a plicní objemy. Z výsledků zároveň vyplývá, že 85 % subjektů prokázalo větší nádechovou svalovou sílu a 90 % subjektů vykázalo zvýšenou

výdechovou sílu při použití opory dlaní o kolena. Zjištění této studie naznačuje, že opora HKK ovlivňuje dýchací schopnosti posílením dýchacích svalů: bránice, břicha a pomocných svalů a jejich schopnosti generovat větší sílu. Poloha s předkloněným trupem s oporou dlaní o kolena byla popsána jako poloha, která zmírňuje pocit dušnosti a zlepšuje funkci bránice. Navíc umožňuje svalům ramenního pletence efektivněji plnit roli akcesorních svalů. Kera a Maruyama (2005, s. 263, 264) uvádějí, že mm. pectorales a m. serratus anterior jsou snadněji aktivovány, když jsou paže podepřeny. Rovněž uvádějí, že u jedinců s CHOPN, kteří při pocitu dušnosti zaujímají tuto polohu, se zvýšená aktivita netýká pouze inspiračních akcesorních svalů, ale také expiračních svalů, jako je již jednou zmíněný m. EAO.

6.2 Vliv držení těla na kardiovaskulární reakce v procesu zotavení

Během cvičení se srdeční frekvence zvyšuje díky aktivaci sympatiku, zatímco aktivita parasympatického systému je potlačena. Po ukončení cvičení následuje fáze zotavení, během které se srdeční frekvence snižuje, sympatikus ustupuje a aktivita parasympatiku začíná převládat. Tento děj vede k normalizaci srdečního rytmu a návratu do klidového stavu organismu (Michael, Graham, Davis, 2017, s. 2) (viz kapitola 2.3).

Zájem o zkoumání autonomního nervového systému a jeho role v regulaci srdečního rytmu stále roste. Důležitým parametrem pro hodnocení reaktivace parasympatického systému a kardiovaskulárního zotavení je obnova srdeční frekvence (HRR) a variabilita srdeční frekvence (HRV) (Barak et al., 2010, s. 176; Grad, Zdrenghea, 2014, s. 221; Bucheit et al., 2009, s. 796).

Účinky různých poloh těla na zotavení srdeční frekvence po cvičení částečně popsal Takahashi et al. (2000, s. 235-236), jehož výsledky vykazovaly zrychlené HRR vleže na zádech ve srovnání se vzpřímeným sezením. Studie zkoumala kardiovaskulární reakce u sedmi zdravých mužských subjektů během 10minutového zotavení po 5 minutách intenzivního cvičení na ergometru. Výsledky ukázaly, že počáteční pokles zátěžové srdeční frekvence během časné fáze zotavení byl pozorován jak ve vzpřímeném sedu, tak v poloze na zádech. Nicméně průměrná srdeční frekvence v 10. minutě zotavení byla nižší v poloze na zádech než ve vzpřímeném sedu. Co se týče hodnoty srdečního výdeje, ve vzpřímené poloze hodnota postupně klesala, zatímco v poloze na zádech byla vyšší. Ve stručnosti lze říct, že poloha vleže na zádech oproti vzpřímenému sedu zvyšuje tepový objem a srdeční výdej a snižuje celkový periferní odpor, což vede ke zlepšení srdečního zotavení po fyzické aktivitě.

Novější studii provedli Buchheit et al. v roce 2009, kde analyzovali efekt čtyř poloh těla na po zátěžovou reaktivaci parasympatiku. Reaktivace byla hodnocena pomocí hodnot obnovy srdeční frekvence a variability srdeční frekvence. Do výzkumu bylo zapojeno 11 trénovaných účastníků, kteří při čtyřech příležitostech podstoupili fyzickou aktivitu ve formě běhu při sub-maximální intenzitě, po němž následovalo pasivní zotavení ve stoji, vsedě, vleže na zádech a vleže s dolními končetinami (DKK) v elevaci. Podobně jako ve studii Takahashi et al. (2000, s. 235-236) i zde dosahovala poloha vleže nejlepších výsledků. Bylo prokázáno, že dochází k rychlejšímu a výraznějšímu zvýšení aktivity parasympatiku ve srovnání s ostatními polohami. Oproti tomu poloha ve stoji byla spojena s téměř nulovou úrovní parasympatické reaktivace. Výsledky byly zdůvodněny zjištěním, že ve vzpřímené poloze (stoji) dochází k přesunu krve z centrálního žilního systému do dolních končetin, což vede k aktivaci sympatického nervového systému, který se snaží udržet arteriální krevní tlak a zabránit možné synkopě. Tato aktivace sympatiku je také podporována aktivací posturálních svalů. Původní hypotéza vědců naznačovala, že zvednutí DKK vleže by mohlo ovlivnit srdeční zotavení po fyzické aktivitě. Nicméně překvapivě zjistili, že zvednutí DKK nepřineslo žádné zlepšení v HRR ani v HRV. Očekávalo se, že redistribuce krve způsobená gravitací by mohla ovlivnit plnění srdečních komor, celkový periferní odpor a inhibovat sympatickou aktivitu prostřednictvím aktivace kardiopulmonálních receptorů. Závěrem lze tedy konstatovat, že i při zvednutých DKK byla udržována minimální vazomotorická aktivita zprostředkovaná sympatikem za účelem udržení krevního tlaku a dostatečné cirkulace do zotavujícího se svalstva (Buchheit et al., 2009, s. 799-802).

Na předchozí výzkumy navázala studie Baraka et al. (2011, s. 370-371), která srovnávala účinky různých pozic na obnovu srdeční frekvence a porovnávala je mezi skupinou sportovců a nesportovců. Studie zahrnovala 21 sportovců a 19 nesportovců se sedavým zaměstnáním. Všichni účastníci absolvovali sub-maximální testování na bicyklovém ergometru. Následně byla provedeny čtyři různé zotavovací protokoly: neaktivní zotavení ve vzpřímené poloze vsedě, aktivní zotavení ve vzpřímené poloze vsedě (jízda na ergometru), poloha vleže na zádech a poloha vleže na zádech se zvednutými DKK. Pro hodnocení HRR byla využita hodnota rozdílu mezi maximální srdeční frekvencí během zátěže a srdeční frekvencí zaznamenanou po 60 sekundách zotavení (HRR60). Dále byla analyzována časová konstanta rozpadu srdeční frekvence, která byla získána proložením HRR po 5 minutách cvičení do exponenciální křivky prvního řádu. Výsledky ukázaly, že rozdíly v rámci skupin HRR60 pro všechny zotavovací protokoly byly statisticky významné ($p < 0{,}001$), s výjimkou obou poloh vleže ($p > 0{,}05$). Hodnoty HRR60 byly vyšší u sportovců ve srovnání s nesportovci

(p <0,001) pro všechny zotavovací podmínky. Rozdíly v časové konstantě rozpadu srdeční frekvence byly statisticky významné u obou skupin pro všechny zotavovací polohy (p <0,01), kromě dvou poloh vleže (p> 0,05). Mezi skupinami byl zjištěn rozdíl v aktivním zotavení ve vzpřímené poloze vsedě a polohu vleže na zádech se zvednutými nohami (p <0,05). Závěry studie naznačují, že poloha vleže na zádech se zvednutými nohami nebo bez nich výrazně zrychlila HRR ve srovnání se dvěma polohami vsedě. Toto zjištění je v souladu s podobnými výsledky výzkumů Takahashi et al. (2000, s. 235-236) a Buchheit et al. (2009, s. 799-802). Dále bylo aktivní zotavení ve vzpřímené poloze vsedě spojeno s pomalejším HRR ve srovnání s neaktivním zotavením ve stejné poloze. Ve studii také vypozorovali, že sportovci dosahovali rychlejšího HRR než nesportovci při polohách vleže se zvednutými nohami a při aktivním zotavení ve vzpřímené poloze vsedě (Barak et al., 2011, s. 370-371).

6.3 Diskuse k výzkumným otázkám

6.3.1 Efektivita posturálních pozic

Ve výzkumné části jsme se věnovali účinkům různých pozic těla, jak korigovaných, tak nekorigovaných, z hlediska zotavení po fyzické aktivitě. Výsledky našeho měření podporují příznivý efekt korigované polohy s rukama na kolenou. Toto držení těla se ukázalo jako významný faktor, který pozitivně ovlivňuje proces obnovy srdeční frekvence. Příznivý efekt na rychlost HRR může být přisuzován pravděpodobně lepší respirační funkci, která je díky této poloze podpořena (Cavalheri et al., 2010, s. 889-890; Michaelson et al., 2017, s. 26). Respirační funkce je totiž klíčovým faktorem ovlivňujícím kardiovaskulární reakce a srdeční frekvenci během zotavování po fyzické aktivitě. Po ukončení cvičení a návratu do klidového stavu hrají dýchací svaly a respirační systém klíčovou roli při eliminaci přebytečného oxidu uhličitého a obnově rovnováhy krevních plynů. Lepší respirační funkce umožňuje efektivnější výměnu plynů v plicích, což vede k rychlejšímu snížení koncentrace oxidu uhličitého v krvi (Guenette, Shee, 2007, s. 342; Cavalheri et al., 2010, s. 889-890; Michaelson et al., 2017, s. 26).

Ve studii dle Cavalheri et al. (2010, s. 889-890) jejíž výsledky jsou popsány výše, bylo zmíněno, že opora HKK může pozitivně ovlivnit dýchací funkce a posilnit funkci dýchacích svalů. Ostatní studie rovněž potvrzují, že držení těla a postura mají vliv na funkčnost bránice. Aby byla bránice schopna optimálně plnit svou roli při dýchání, je důležité dodržovat správnou pozici těla. Pozice těla může ovlivnit tlak působící na bránici a rozsah jejího pohybu. Některé polohy mohou omezovat roztažení bránice a ovlivnit schopnost dýchání (Albarati et al., s. 3-4; Costa, Almeida, Ribeiro, 2015, s. 240). V odborných článcích je často zmiňována zóna apozice

bránice (viz kapitola 1.4.1), která je klíčová pro její plnou funkčnost. Správná poloha a dosažení této zóny jsou nezbytné pro optimální fungování bránice a efektivní dýchání (Kocjan et al., 2017, s. 227). Ukázalo se, že právě poloha s opřenými HKK o kolena umožňuje dosažení správného postavení této zóny. S největší pravděpodobností to vysvětluje, proč dochází k lepším hodnotám dechových objemů v poloze v předklonu oproti poloze ve stoji. Tuto problematiku zkoumala studie dle Cavalheri et al. (2010, s. 889-890), avšak jejich studie se zaměřila pouze na pacienty s CHOPN (viz s. 40).

První, kteří se zabývali dechovými objemy a zahrnuli do své studie zdravé účastníky a sportovce byli Skaggs et al. (2016, s. 31). V jejich studii zkoumali, jak poloha paží a těla ovlivňuje ventilaci. Do zkoumaných poloh byly zahrnuty: stoj se sepnutýma rukama za hlavou, prostý stoj s připaženými HKK a pozice v předklonu s opřenými dlaněmi na kolenou. Výsledky ukazují, že maximální usilovná ventilace (MVV) dosažená při poloze s rukama na kolenou (120,2 ± 5,9 l/min) byla signifikantně vyšší než MVV při poloze s HKK připaženými (109,3 ± 7,0 l/min; p = 0,004) a s rukama za hlavou (114,1 ± 5,9 l/min; p=0,03). Navíc MVV dosažená při poloze s rukama za hlavou a s připaženými pažemi se významně nelišila (p = 0,20). Závěrem této studie je, že předklonění těla a položení rukou na kolena vedlo k výrazně vyšší MVV ve srovnání s ostatními pozicemi. Limitem této studie však je, že vědci využili spirometrické měření bez předchozí aktivity.

Michaelson et al. (2017, s. 24, 25) byli další, kteří do své studie zahrnuli stejné pozice a dospěli k podobným výsledkům. Tentokrát zkoumali účinky dvou různých zotavovacích poloh po vysoce intenzivním intervalovém tréninku. Srovnávali kardiopulmonální parametry mezi polohou s předkloněným trupem s oporou dlaní o kolena a ve stoji s rukama za hlavou. Vědci zaznamenali statisticky významné rozdíly mezi těmito polohami. Pozice s oporou HKK vedla k výrazně rychlejšímu poklesu HR, než bylo zaznamenáno v druhé pozici, 53 ± 10,9 oproti 31 ± 11,3 bpm (počet tepů za minutu), tzn. zlepšení o 22 bpm (p <0,001). Signifikantní rozdíl byl také zaznamenán v množství vydechovaného oxidu uhličitého (VCO_2), kde byla hodnota VCO2 v poloze s oporou HKK vyšší, 1,1 ± 0,2 a 1,0 ± 0,2 $l \cdot min^{-1}$ (p <0,05). Mezi pozicemi byl statisticky významný rozdíl i v dechovém objemu (VT) (p <0,05), kdy pozice s oporou HKK signifikantně zvýšila VT ve srovnání s druhou pozicí, 1,4 ± 0,2 oproti 1,3 ± 0,2 $l \cdot min^{-1}$. Z uvedených výsledků lze konstatovat, že držení těla s oporou HKK výrazně zlepšilo srdeční frekvenci po zátěži (HRR), dechový objem (VT) a eliminaci oxidu uhličitého (VCO^2) ve srovnání s držením HKK za hlavou.

Ve studii Hwangbo et al. (2017, s. 1164) byla taktéž zkoumána pozice s oporou HKK o kolena, kde byly navíc přidány pozice v sedě a vleže na zádech. Cílem této studie bylo

identifikovat nejefektivnější polohu z naměřených kardiopulmonálních hodnot během procesu zotavování. Výsledky ukázaly, že při období zotavení po maximální zátěži vykazovala hodnota spotřeby kyslíku nejnižších hodnot v poloze v předklonu, následovala pozice v sedě a vleže. Avšak rozdíly mezi těmito polohami nebyly statisticky významné. Co se týče objemu minutové ventilace, opět vykazovala nejnižších hodnot poloha v předklonu s oporou HKK, dále následoval sed a pozice vleže. V tomto případě byl rozdíl mezi předklonem trupu a ostatními pozicemi významný. Během období zotavení po maximální zátěži nebyl zaznamenán statisticky významný rozdíl v dechové frekvenci podle polohy těla. Stejně tak nebyl pozorován žádný statisticky významný rozdíl v srdeční frekvenci v závislosti na držení těla. Nicméně byly pozorovány významné změny srdeční frekvence v průběhu času v každé z těchto pozic. Závěrem této studie je, že použití polohy s HKK v opoře může být pro pacienty s dýchacími potížemi výhodné, jelikož jim umožňuje rychleji obnovit kardiopulmonální funkce po cvičení a přispět tak ke zlepšení ventilační kapacity.

Výsledky studií Hwangbo et al. (2017, s. 1164) a Michaelson et al. (2017, s. 24, 25) korelují s jinými výzkumy (Cavalheri et al., 2010, s. 889-890; Kera a Maruyama, 2005, s. 261, 264), které naznačují, že vzpřímenější polohy těla, zejména poloha s HKK v opoře, přispívají k lepší efektivitě dýchacího systému oproti polohám vleže. Nicméně pokud jde o obnovu srdeční frekvence, výsledky těchto studií se liší, což může být způsobeno rozdílnou metodikou a použitím různých poloh pro zotavení. V našem výzkumu jsme zkoumali tři různé zotavovací polohy těla: ruce na kolenou, kvadrupedální pozici a stoj s neideálním držením těla. Statisticky významné výsledky hodnoty HRR byly dosaženy v pozici s oporou HKK. V souladu s našim zjištěním byla studie Michaelson et al. (2017, s. 24, 25), která rovněž potvrdila význam této polohy ve srovnání s rukama za hlavou. Na druhou stranu Hwangbo et al. (2017, s. 1164) ve své studii zkoumal polohu s oporou HKK v porovnání s pozicemi v sedě a vleže, a nebyly zde pozorovány žádné signifikantní rozdíly v HRR. Tato rozdílná zjištění mohou být způsobena tím, že poloha vleže je spojena s lepší parasympatickou reaktivací než vzpřímenější pozice, což může ovlivnit obnovu srdeční frekvence po zátěži (Buchheit et al., 2009, s. 802). Buchheit et al. (2009, s. 802) dále popisuje, že udržování vyšších hodnot HRR může být způsobeno posturálním svalovým napětím vyvolávající reflexně sympatický vliv na oběhový systém. Centrální příkazy z vyšších mozkových center a vstupy z mechano a chemoreceptorů v kontrahujících svalech přispívají k udržení aktivity sympatiku, což brání rychlejšímu poklesu HR (Carter et al., 1999, s. 1463). Tento jev by mohl vysvětlit, proč pozice v kvadrupedu nedosáhla významných hodnot ve srovnání s ostatními pozicemi v našem výzkumu, neboť tato poloha mohla být pro účastníky z hlediska jejího správného udržení náročná.

Albarati et al. (2018, s. 3-4) potvrdil význam správného vzpřímeného držení těla oproti vadnému, což nám umožňuje konstatovat, že v našem výzkumu dosahovala korigovaná pozice č. 1 lepších výsledků než stoj s neideálním držením. Tato pozice, která umožňuje správné držení těla a zajišťuje zónu apozice bránice, se zdá být efektivnější pro obnovu srdeční frekvence a může přinášet výhody pro kardiorespirační funkce v porovnání s pozicemi, které nejsou správně korigovány.

6.3.2 Vliv bráničního dýchání

Brániční dýchání přináší pozitivní účinky na organismus. Vědecké studie naznačují, že aplikace bráničního dýchání může vést ke zlepšení ventilace plic, snížit dechovou frekvenci a zvýšit dechové objemy, což může následně zlepšit přísun kyslíku do krve a odvod oxidu uhličitého z těla. Dále se uvádí, že bráničního dýchání může stimulovat bloudivý nerv a tím aktivovat parasympatický systém. Tato aktivace má za následek snížení srdeční frekvence a zvýšenou aktivitu parasympatiku, což přispívá k relaxaci organismu (Hamasaki, 2020, s. 12). Předpokládali jsme, že by tyto vlivy mohly vést k efektivnějšímu zotavení po fyzické zátěži. Avšak výsledky našeho výzkumu nebyly signifikantní. Je důležité zmínit, že většina výzkumných studií uvádí, že pro dosažení jasných a viditelných účinků bráničního dýchání je potřeba dlouhodobějšího pravidelného praktikování. Navíc je nezbytné provést další výzkumy, které se detailněji zabývají pozitivním vlivem bráničního dýchání na cvičení nebo zotavení z fyzické zátěže.

6.4 Limity studie

I když naše studie přinesla určité poznatky o účincích posturálních pozic na zotavení po fyzické aktivitě, existují některé limity, které je třeba vzít v úvahu. Jedním z limitů naší studie byl relativně malý počet účastníků. I přesto, že se výzkumu zúčastnilo 40 subjektů, tak pouze 20 z nich bylo zařazeno do srovnávací analýzy vlivu bráničního dýchání, protože terapeutický zásah byl aplikován pouze v první skupině. Nedostatečný trénink bráničního dýchání je také jedním z limitů našeho výzkumu. V naší studii jsme aplikovali brániční dýchání až v den testování, což nemuselo postačovat pro úplné využití potenciálních výhod.

Dalším možným limitem je množství naměřených parametrů. Naše studie se soustředila pouze na srdeční frekvenci jako hlavního ukazatele zotavení po fyzické aktivitě. Rozšíření měřených kardiorespiračních parametrů by mohlo poskytnout komplexnější pohled na proces zotavení. Zároveň jsme zkoumali zotavení po fyzické aktivitě s nízkou intenzitou. Je možné, že jiné tipy fyzických aktivit by mohly způsobit odlišný vliv na zotavení.

V neposlední řadě může být limitem naší studie nezohlednění výkonnosti a fyzické zdatnosti jedinců nebo možný vliv vnějších a vnitřních faktorů, které by mohly ovlivnit srdeční frekvenci a interpretaci výsledků.

6.5 Přínos pro praxi

Správně zvolená poloha po cvičení může ovlivnit několik klíčových faktorů, jako je srdeční frekvence a dýchání, které jsou důležité pro účinnou obnovu funkčních schopností organismu. Monitorování kardiorespiračních funkcí je cenným nástrojem pro pozorování těchto fyziologických změn. Porozumění této dynamiky může přispět k lepšímu hodnocení a optimalizaci cvičebního procesu a zotavování po fyzické aktivitě. Navíc mohou dostupné informace posloužit k tvorbě tréninkových programů a rehabilitačních postupů.

Obecně je známo, že pozice těla hraje klíčovou roli v i kardiopulmonální rehabilitaci. Během léčebných terapií pacienti zaujímají různé polohy, jako je sed, polo sed, leh na zádech nebo leh na boku. Je však důležité si uvědomit, že některé z těchto pozic mohou ovlivnit výkon dýchacího systémů. Proto je nezbytné volit vhodné pozice, které maximalizují sílu respiračních svalů a vedou ke zlepšení celkového účinku terapie (Costa et al., 2014, s. 241).

V diplomové práci jsme zkoumali vliv držení těla na rychlost zotavení po fyzické aktivitě. Srovnávali jsme výsledky s dalšími studiemi, které zkoumaly i odlišné polohy. V našem výzkumu jsme potvrdili, že držení těla s rukama na kolenou je přínosnou pozicí nejen v procesu zotavování. Některé studie zkoumaly další polohy, jako je sed, aktivní sed, leh na zádech a další, které také mohou přispívat k obnově srdeční frekvence (Barak et al., 2010, s. 180). Nicméně, poloha ve stoji s dlaněmi opřenými o kolena se zdá být praktičtější a jednodušší zejména pro sportovce, což ji činí vhodnou volbou pro rychlé zotavení mezi cvičeními.

V závěru lze říct, že rychlá fáze zotavení po proběhlé fyzické zátěži je celkově výhodou nejen ve sportu, ale i v rehabilitaci. Pro příklad lze uvést vhodnost v kardiovaskulární rehabilitaci, kdy v případě aerobní vytrvalostní jednotky můžeme správným zotavením přispět ke sníženému výskytu pozátěžové hypotenze, arytmií nebo ischemie myokardu (Grad, Zdrenghea, 2014, s. 225).

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo posoudit vliv posturální korekce na regeneraci organismu a identifikovat vztah mezi posturou a procesem zotavení po vykonané fyzické aktivitě. Literární pokrytí týkající se této problematiky ukázalo, že výzkumných studií zabývajících se touto tématikou je stále nedostatek. Nicméně existují některé studie, které se procesem zotavení a možného vlivu držení těla zabývaly. Výsledky dosavadních výzkumných studií naznačují, že držení těla může ovlivnit kardiovaskulární a respirační reakce v procesu zotavení.

Výsledky našeho výzkumu podporují pozitivní efekt posturální korekce na proces zotavení organismu. Různé posturální pozice těla mají vliv na fyziologické odezvy kardiovaskulárního a dýchacího systému během procesu zotavování. Zjištění naší studie naznačují, že správně zvolená posturální pozice může urychlit obnovu srdeční frekvence a podpořit tak regeneraci organismu po cvičení.

V souvislosti s vlivem držení těla na kardiovaskulární reakci během fáze zotavení bylo v našem výzkumu prokázáno, že korigovaná poloha umožnila rychlejší obnovu srdeční frekvence po krokovém testu. Zvláště jsme se rozhodli pro dvě posturální korigované pozice, které jsme porovnávali s kontrolní nekorigovanou posturální pozicí. Výsledky ukázaly statisticky významný rozdíl ve prospěch jedné z korigovaných pozic, konkrétně pozice č. 1, tedy polohy ve stoji s opřenými dlaněmi o kolena oproti kontrolní posturální pozici.

Z hlediska vlivu držení těla na funkce dýchacího systému bylo u ostatních výzkumných studií prokázáno, že poloha těla ovlivňuje sílu a funkci respiračních svalů. Studie naznačují, že polohy vzpřímenější a zejména poloha s oporou dlaní o kolena jsou spojeny s lepší respirační aktivitou a zvýšenou dechovou kapacitou. Tato poloha také umožňuje dosažení správného postavení bránice, což může přispívat ke snížení dušnosti a lepšímu dýchání u jedinců s plicními nemocemi, jako je např. CHOPN. Celkově lze konstatovat, že správná poloha má potenciál zlepšit regeneraci organismu a podpořit tak efektivnější respiraci po fyzické aktivitě.

Naše studie tak přispívá k rozšíření stávajícího literárního povědomí o vztahu mezi posturou a procesem zotavení po fyzické aktivitě. Důležitost správné polohy těla a posturálních korekcí pro podporu efektivního zotavení organismu je významná zejména pro sportovce nebo také osoby s kardiorespiračními problémy. Výsledky mohou mít praktické využití pro podporu optimálního zotavení po fyzické námaze a mohou sloužit jako základ pro další výzkum v této oblasti.

Referenční seznam

AGGARWAL, A., KUMAR, S., KUMAR, D. 2011. Effect of Core Stabilization Training on the Lower Back Endurance in Recreationally Active Individuals. *Journal of Musculoskeletal Research* [on-line]. 13, 167-176, [cit. 2022-1-7]. Dostupné z: doi: 10.1142/S0218957710002600.

ACHTEN, J., JEUKE NDRUP, A. E. 2003. Maximal fat oxidation during exercise in trained men. *International Journal of Sports Medicine* [on-line]. 24(8), 603–608, [cit. 2023-6-7]. Dostupné z: doi 10.1055/s-2003-43265.

ALBARRATI, A., ZAFAR, H., ALGHADIR, S. A., ANWER, S. 2018. Effect of upright and slouched sitting postures on the respiratory muscle strength in healthy young males. *BioMed Research International* [on-line]. 1-5, [cit. 2021-1-7]. Dostupné z: doi.org/10.1155/2018/3058970.

AVRAM, R., TISON, G., ASCHBACHER, K., KUHAR, P., VITTINGHOFF, E., BUTZNER, M., RUNGE, R., WU, N., PLETCHER, M., MARCUS, G., OLGIN, J. 2019. Real-world heart rate norms in the Health eHeart study. *NPJ Digital Medicine* [on-line]. 2, 1-10, [cit. 2023-6-7]. Dostupné z: doi DOI: 10.1038/s41746-019-0134-9.

BARAK, F. O., JAKOVLJEVIC, G. D., POPADIC GACESA, Z. J., OVCIN, B. Z., BRODIE, A. D., GRUJIC, G. N. 2010. Heart rate variability before and after cycle exercise in relation to different body positions. *Journal of Sports Science and Medicine* [on-line]. 9, 176-182, [cit. 2023-6-7]. PMCID: PMC3761735. PMID: 24149683.

BARAK, O. F., OVCIN, Z. B., JAKOVLJEVIC, D. G., LOZANOV-CRVENKOVIC, Z., BRODIE, D. A., GRUJIC, N. G. 2011. Heart rate recovery after submaximal exercise in four different recovery protocols in male athletes and non-athletes. *Journal of Sports Science & Medicine* [on-line]. 10(2), 369–375. PMCID: PMC3761860. PMID: 24149885

BERÁNKOVÁ, L., GRMELA, R., KOPŘIVOVÁ, J., SEBERA, M. 2012. *Zdravotní tělesná výchova*. Brno: Masarykova univerzita: Elportál. ISSN 1802-128X.

BERNACIKOVÁ, M., CACEK, J., DOVRTĚLOVÁ, L. *Regenerace a výživa ve sportu.* 3., doplněné vydání. Brno: Masarykova univerzita, 2020. ISBN 978-80-210-9725-4.

BISHOP, P. A., JONES, E., WOODS, A. K. 2008. Recovery from training: a brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research* [on-line]. 22(3), 1015–1024. [cit. 2023-4-7]. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e31816eb51.

BORRESEN, J., LAMBERT, M.I. 2007. Changes in heart rate recovery in response to acute changes in training load. *European Journal of Applied Physiology* [on-line]. 101, 503–511, [cit. 2023-4-7]. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-007-0516-6.

BORRESEN, J., LAMBERT, M.I. 2008. Autonomic Control of Heart Rate During and After Exercise. *Sports Med.* 38, 633–646. Dostupné z: doi.org/10.2165/00007256-200838080-00002.

BORSHEIM, E., BAHR, R. 2003. Effect of exercise intensity, duration and mode on post-exercise oxygen consumption. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* [on-line]. 33(14), 1037–1060. [cit. 2023-4-7]. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200333140-00002.

BOLAND, D.M., NEUFELD, E.V., RUDDLE, J., DOLEZAL, B.A., COOPER, C.B. 2016. Inter- and intra-rater agreement of static posture analysis using a mobile application. *Journal Physiotherapy Science* [on-line]. 3398-3402, [cit. 2022-1-7]. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.28.3398.

BOYLE, K. L., OLINICK, J., LEWIS, C. 2010. The value of blowing up a balloon. *North American Journal of Sports Physical Therapy*. [on-line]. 5(3), 179-188, [cit. 2023-1-7].

BUCHHEIT, M., AL HADDAD, H., LAURSEN, P. B., AHMAIDI, S. 2009. Effects of body posture on parasympathetic reactivation in men. *Experimental Physiology* [on-line]. 94, 795-804, [cit. 2022-1-7]. Dostupné z: doi.org/10.1113/expphysiol.2009.048041.

BUCHHEIT, M., GINDRE, C. 2006. Cardiac parasympathetic regulation: respective associations with cardiorespiratory fitness and training load. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, [on-line]. 291, 451-458, [cit. 2022-1-7]. Dostupné z: doi.org/10.1152/ajpheart.00008.2006

BURSOVÁ, M. 2005. *Kompenzační cvičení.* Praha: Grada. ISBN: 978-80-247-0948-2

CARINI, F., MAZZOLA, M., FICI, C., PALMERI, S., MESSINA, M., DAMIANI, P., TOMASELLO, G. 2017. Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art. *Acta bio-medica:Atenei Parmensis* [on-line]. 88(1), 11–16, [cit. 2022-1-6]. Dostupné z: doi.org/10.23750/abm.v88i1.5309.

CASTANEDA, D., ESPARZA, A., GHAMARI, M., SOLTANPUR, C., & NAZERAN, H. 2018. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. International Journal of Biosensors & Bioelectronics, 4(4), 195-202. Dostupné z: doi: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125.

COLE, C. R., BLACKSTONE, E. H., PASHKOW, F. J., SNADER, C. E., LAUER, M. S. 2000. Heart rate recovery after submaximal exercise testing as a predictor of mortality in a cardiovascularly healthy cohort. *Annals of Internal Medicine.* 132(7), 552-555. Dostupné z: doi:10.7326/0003-4819-132-7-200004040-00007.

COSTA, R., ALMEIDA, N., RIBEIRO, F. 2015. Body position influences the maximum inspiratory and expiratory mouth pressures of young healthy subjects. *Physiotherapy (United Kingdom).* 101(2), 239–241. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.physio.2014.08.002.

DANIELI, A., LUSA, L., POTOČNIK, N., MEGLIČ, B., GRAD, A., BAJROVIĆ, F. F. 2014. Resting heart rate variability and heart rate recovery after submaximal exercise. *Clinical Autonomic Research*, 24, 53-61. Dostupné z: doi:10.1007/s10286-014-0225-2.

DOBEŠOVÁ, P. 2011. *Didaktika TV 1*. Ostrava: Ostravská univerzita. ISBN 978-80-7464-101-5.

DOSTÁLOVÁ, I. 2013. *Zdravotní tělesná výchova ve studijních programech Fakulty tělesné kultury*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-3952-5

DOSTÁLOVÁ, I. a SIGMUND, M. 2017. *Pohybový systém: anatomie, diagnostika, cvičení, masáže*. Olomouc: Poznání. ISBN 978-80-87419-61-8.

DOSTÁLOVA, I., SIGMUND, M., KVINTOVÁ, J. 2013. Theoretical and practical aspects of health physical education in the Czech Republic. *e-Pedagogium* [on-line]. 13, 110-124. [cit. 2023-5-5]. Dostupné z: doi:10.5507/epd.2013.023.

DRAGHICI, A. E., TAYLOR, J. A. 2016. The physiological basis and measurement of heart rate variability in humans. *Journal of Physiological Anthropology* [on-line]. 35(1), 1-22, [cit. 2023-5-5]. Dostupné z: doi: 10.1186/s40101-016-0113-.

DYLEVSKÝ, I. 2021. *Klinická kineziologie a patokineziologie*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0230-3.

FALTER, M., BUDTS, W., GOETSCHALCKX, K., CORNELISSEN, V., & BUYS, R. 2019. Accuracy of Apple Watch Measurements for Heart Rate and Energy Expenditure in Patients

With Cardiovascular Disease: Cross-Sectional Study. *JMIR mHealth and uHealth* [on-line]. 7(3), e11889. Dostupné z: doi:10.2196/11889.

FISHER, J. P., YOUNG, C. N., FADEL, P. J. 2015. Autonomic adjustments to exercise in humans. *Comprehensive Physiology* [on-line]. 5, 475–512, [cit. 2023-5-5]. Dostupné z: doi 10.1002/cphy.c140022.

FRANK, C., KOBESOVA, A., & KOLAR, P. 2013. Dynamic Neuromuscular Stabilization & Sports Rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther* [on-line]. 8(1), 62-73, [cit. 2023-1-6].

GALLI, A., MONTREE, RJH, QUE, S., PERI, E., VULLINGS, R. 2022. An Overview of the Sensors for Heart Rate Monitoring Used in Extramural Applications. *Sensors* [on-line]. 22(11), 4035, [cit. 2023-5-6]. Dostupné z: doi 10.3390/s22114035.

GILLINOV, S., ETIWY, M., AKHRASS, Z., GILLINOV, L., ALASHI, A., WANG, R., BLACKBURN, G., GILLINOV, S. M., PHELAN, D., GILLINOV, A. M., HOUGHTALING, P. L., JAVADIKASGARI, H., DESAI, M. Y. 2019. Accuracy of wearable heart rate monitors in cardiac rehabilitation. Cardiovascular Diagnosis and Therapy, 9(3), 262–271. Dostupné z: doi: 10.21037/cdt.2019.04.08.

GRAD, C., ZDRENGHEA, D. 2014. Heart rate recovery in patients with ischemic heart disease – Risk factors. *Clujul Medical*, 87(4), 220-225. Dostupné z: doi:10.15386/cjmed-385

GUENETTE, J.A., SHEEL, A.W. 2007. Physiological consequences of a high work of breathing during heavy exercise in humans. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(6), 341-350. ISSN: 1440-2440. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jsams.2007.02.003.

GIALLAURIA, F., LUCCI, R., PIETROSANTE, M., GARGIULO, G., DE LORENZO, A., D'AGOSTINO, M., GERUNDO, G., ABETE, P., RENGO, F., VIGORITO, C. 2006. Exercise-Based Cardiac Rehabilitation Improves Heart Rate Recovery in Elderly Patients After Acute Myocardial Infarction. *The Journals of Gerontology: Series A.* 61(7), 713–717. Dostupné z: doi.org/10.1093/gerona/61.7.713.

GUO, C., XIANG, G., XIE, L., LIU, Z., ZHANG, X., WU, Q., et al. 2020. Effects of Tai Chi training on the physical and mental health status in patients with chronic obstructive pulmonary disease: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Thoracic Disease* [on-line]. 12(3), 504-521. [cit. 2023-5-6]. Dostupné z: doi:10.21037/jtd.2020.01.03.

GOUW, V. X. H., JIANG, Y., SEAH, B., HE, H., HONG, J., WANG, W. 2019. Effectiveness of internal Qigong on quality of life, depressive symptoms and self-efficacy among community-dwelling older adults with chronic disease: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Nursing Studies* [on-line]. 99, [cit. 2023-5-6]. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ijnurstu.2019.06.009.

HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L. 2005. *Vyšetřovací metody hybného systému.* Vyd. 2. nezm. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 80-7013-393-7.

HAMASAKI, H. 2020. Effects of Diaphragmatic Breathing on Health: A Narrative Review. *Medicines (Basel)* [online]. 7(10):65, [cit. 2023-2-6]. Dostupné z: doi:10.3390/medicines7100065

HANSRAJ, K. K. 2014. Assessment of stresses in the cervical spine caused by posture and position of the head. *Surgical Technology International* [online]. 25, 277–279, [cit. 2023-2-6].

HWANGBO, G., LEE, D. H., PARK, S. H., HAN, J. W. 2017. Changes in cardiopulmonary function according to posture during recovery after maximal exercise. *Journal of Physical Therapy Science*. 29(7), 1163-1166. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.29.1163.

CHOI, J. H., JUNG, M. H., YOO, K. T. 2016. An analysis of the activity and muscle fatigue of the muscles around the neck under the three most frequent postures while using a smartphone. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 28(5), 1660–1664, [cit. 2023-2-6]. Dostupné z: doi: 10.1589/jpts.28.1660.

CHAN, J. S. M., NG, S. M., YUEN, L. P., CHAN, C. L. W. 2019. Qigong exercise for chronic fatigue syndrome. *International Review of Neurobiology* [online]. 147, 121–153, [cit. 2023-5-6] Dostupné z: doi: 10.1016/bs.irn.2019.08.002.

IMAGAMA, S., HASEGAWA, Y., WAKAO, N., HIRANO, K., MURAMOTO, A., ISHIGURO, N. 2014. Impact of spinal alignment and back muscle strength on shoulder range of motion in middle-aged and elderly people in a prospective cohort study. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* [online]. 23(7), 1414–1419, [cit. 2023-1-6]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00586-014-3251-9.

IRMIŠ, F. 2007. *Temperament a autonomní nervový systém: diagnostika, psychosomatika, konstituce, psychofyziologie*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-475-1.

JEFFREYS, I. 2005. A Multidimensional Approach to Enhancing Recovery. *Strength and Conditioning Journal* [online]. 27, 78-85, [cit. 2023-5-6]. Dostupné z: doi:10.1519/1533-4295.

JENTJENS, R., JEUKENDRUP, A. 2003. Determinants of post-exercise glycogen synthesis during short-term recovery. Sports Medicine (Auckland, N.Z.) [online]. 33(2), 117–144, [cit. 2023-5-7]. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200333020-00004.

JIA, B., & NUSSBAUM, M. A. (2018). Influences of continuous sitting and psychosocial stress on low back kinematics, kinetics, discomfort, and localized muscle fatigue during unsupported sitting activities. *Ergonomics* [online]. 61(12), 1671–1684, [cit. 2023-2-7]. Dostupné z: doi: 10.1080/00140139.2018.1497815.

KANNANKERIL, P. J., LE, F. K., KADISH, A. H., GOLDBERGER, J. J. 2004. Parasympathetic effects on heart rate recovery after exercise. *Journal of Investigative Medicine* [on-line]. 52, 394–401, [cit. 2022-12-20]. Dostupné z: doi 10.1136/jim-52-06-34.

KIBLER, WB, PRESS, J., & SCIASCIA, A. 2006. The role of core stability in athletic function. *Sports medicine (Auckland, NZ)* [on-line]. 36(3), 189–198, [cit. 2022-12-20]. Dostupné z: doi: 10.2165/00007256-200636030-00001.

KITTNAR, O. 2020. *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Grada Publishing, ISBN 978-80-271-1025-4.

KOCJAN, J., ADAMEK, M., GZIK-ZROSKA, B., CZYŻEWSKI, D., RYDEL, M. 2017. Network of breathing. Multifunctional role of the diaphragm: a review. *Advances in Respiratory Medicine* [on-line]. 85(4), 224–232. Dostupné z: doi.org/10.5603/ARM.2017.0037.

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

KOLAR, P., SULC, J., KYNCL, M., SANDA, J., CAKRT, O., ANDEL, R., KUMAGAI, K., KOBESOVA, A. 2012. Postural Function of the Diaphragm in Persons with and without Chronic Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 42(4), 352-362, [cit. 2023-1-6]. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2012.3831.

LANDO, Y., BOISELLE, P. M., SHADE, D., FURUKAWA, S., KUZMA, A. M., TRAVALINE, J. M., CRINER, G. J. Effect of lung volume reduction surgery on diaphragm length in severe chronic obstructive pulmonary disease. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* [online]. 159(3), 796–805, [cit. 2023-1-6]. Dostupné z: doi: 10.1164/ajrccm.159.3.9804055.

LAMBERTS, R.P., SWART, J., NOAKES, T.D., LAMBERT, M.I. 2009. Changes in heart rate recovery after high-intensity training in well-trained cyclists. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 105, 705–713, [cit. 2023-6-6]. Dostupné z: doi 0.1007/s00421-008-0952-y.

LEE, L. J., CHANG, A. T., COPPIETERS, M. W., HODGES, P. W. 2010. Changes in sitting posture induce multiplanar changes in chest wall shape and motion with breathing. *Respiratory Physiology & Neurobiology* [on-line]. 170(3), 336-245, [cit. 2022-1-7]. ISSN 1569-9048. Dostupné z: doi.org/10.1016/j.resp.2010.01.001.

LEE, E. N., KIM, M. J. 2019. Meta-analysis of the Effect of a Pulmonary Rehabilitation Program on Respiratory Muscle Strength in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Asian Nursing Research* [on-line]. 13(1), 1-10, [cit. 2023-6-6]. Dostupné z: DOI: 10.1016/j.anr.2018.11.005.

MCKEOUGH, Z.J., ALISON, J.A., BYE, P.T.P. 2003. Arm positioning alters lung volumes in subjects with COPD and healthy subjects. *Australian Journal of Physiotherapy*. 49(2), 133-137. ISSN: 0004-9514. Dostupné z: DOI: 10.1016/S0004-9514(14)60129-X.

MEEUSEN, R., WATSON, P., HASEGAWA, H., ROELANDS, B., PIACENTINI, M. F. 2006. Central fatigue: the serotonin hypothesis and beyond. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* [on-line]. 36, 881-909, [cit. 2023-1-6]. Dostupné z: doi.org/10.2165/00007256-200636100-00006.

MICHAEL, S., GRAHAM, K. S., DAVIS, G. M., OAM. 2017. Cardiac Autonomic Responses during Exercise and Post-exercise Recovery Using Heart Rate Variability and Systolic Time Intervals-A Review. *Frontiers in Physiology* [on-line]. 8, 1-19, [cit. 2023-6-3]. Dostupné z: doi 10.3389/fphys.2017.00301.

MICHELINI, L. C., O'LEARY, D. S., RAVEN, P. B., NOBREGA, A. C. L. 2015. Neural control of circulation and exercise: a translational approach disclosing interactions between central command, arterial baroreflex, and muscle metaboreflex. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* [on-line]. 309, 381–392, [cit. 2023-6-3]. Dostupné z: doi 10.1152/ajpheart.00077.2015.

NADLER, S. F., MALANGA, G. A., FEINBERG, J. H., PRYBICIEN, M., STITIK, T. P., DEPRINCE, M. 2001. Relationship Between Hip Muscle Imbalance and Occurrence of Low Back Pain in Collegiate Athletes: A Prospective Study. *American Journal of Physical Medicine*

& Rehabilitation [on-line]. 80(8), 572-577, [cit. 2023-1-6]. Dostupné z: doi.org/10.1097/00002060-200108000-00005.

NANDI, P. S., SPODICK, D. H. 1977. Recovery from exercise at varying work loads - Time course of responses of heart-rate and systolic intervals. *British Heart Journal* [on-line]. 39, 958–966, [cit. 2023-6-6]. Dostupné z: doi 10.1136/hrt.39.9.958.

NEME, J. R. 2022. Balancing Act: Muscle Imbalance Effects on Musculoskeletal Injuries. *Missouri Medicine* [on-line]. 119(3), 225–228, [cit. 2023-3-10].

OSHIKAWA, T., ADACHI, G., AKUZAWA, H., OKUBO, Y., KANEOKA, K. 2020. Activity of the quadratus lumborum and trunk muscles relates to pelvic tilt angle during pelvic tilt exercises. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [on-line]. 99(12), 1109-1115, [cit. 2023-1-6]. Dostupné z: doi 10.1097/PHM.0000000000001496.

PAGE, P. 2011. Shoulder muscle imbalance and subacromial impingement syndrome in overhead athletes. *International journal of sports physical therapy* [on-line]. 6(1), 51–58, [cit. 2023-1-6].

PAGE, P., LARDNER, R., & FRANK, C. 2010. *Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach*. Human kinetics. ISBN 9780736074001.

PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, Ingrid. 2012. *Funkce – diagnostika – terapie hlubokého stabilizačního systému.* Rehaspring centrum s.r.o. ISBN 978-80-260-1698-4.

PASADYN, S. R., SOUDAN, M., GILLINOV, M., HOUGHTALING, P., PHELAN, D., GILLINOV, N., BITTEL, B., DESAI, M. Y. 2019. Accuracy of commercially available heart rate monitors in athletes: a prospective study. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy* [on-line]. 9(4), 379–385, [cit. 2022-12-6]. Dostupné z: doi: 10.21037/cdt.2019.06.05.

PASTORELLI, F., PASQUETTI, P. 2013. Biomechanical analysis and rehabilitation in athletes. *Clinical cases in mineral and bone metabolism: the official journal of the Italian Society of Osteoporosis, Mineral Metabolism, and Skeletal Diseases* [on-line]. 10(2), 96, [cit. 2022-12-6].

PICHON, A. P., DE BISSCHOP, C., ROULAUD, M., DENJEAN, A., PAPELIER, Y. 2004. Spectral analysis of heart rate variability during exercise in trained subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [on-line]. 36, 1702–1708, [cit. 2022-12-6]. Dostupné z: doi 10.1249/01.MSS.0000142403.93205.35.

PUMPRLA, J., HOWORKA, K., GROVES, D., CHESTER, M., NOLAN, J. 2002. Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *International Journal of Cardiology* [online]. 84(1), 1-14, [cit.15.5.2021]. ISSN 01675273. Dostupné z: doi: 10.1016/S0167-5273(02)00057-8.

RAVEN, P. B., FADEL, P. J., OGOH, S. 2006. Arterial baroreflex resetting during exercise: a current perspective. *Experimental Physiology* [on-line]. 91, 37–49, [cit. 2023-6-5]. Dostupné z doi: 10.1113/expphysiol.2005.032250.

RYCHLÍKOVÁ, E. 2008. *Manuální medicína: průvodce diagnostikou a léčbou vertebrogenních poruch*. 4., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, Jessenius. ISBN 978-80-7345-169-1.

SESHADRI, N., GILDEA, T. R., MCCARTHY, K., POTHIER, C., KAVURU, M. S., LAUER, M. S. 2004. Association of an abnormal exercise heart rate recovery with pulmonary function abnormalities. *Chest*. 125(4), 1286–1291. Dostupné z: doi.org/10.1378/chest.125.4.1286

SHETLER, K., MARCUS, R., FROELICHER, V. F., VORA, S., KALISETTI, D., PRAKASH, M., DO, D., MYERS, J. 2001. Heart rate recovery: validation and methodologic issues. Journal of the American College of Cardiology [on-line]. 38(7), 1980-1987, [cit. 2023-6-5]. Dostupné z doi: 10.1016/S0735-1097(01)01652-7.

SCHLEGEL, P. 2022. Analýza teorie tonických a fázických svalů – morfologické a funkční vlastnosti. [on-line]. 1-29, [cit. 2021-1-6].

SIU, P. M., YU, A. P., CHIN, E. C., YU, D. S., HUI, S. S., WOO, J. 2021. Effects of Tai Chi or conventional exercise on central obesity in middle-aged and older adults: A three-group randomized controlled trial. *Annals of Internal Medicine* [on-line]. 174(8), 1050-1057, [cit. 2023-6-5]. Dostupné z doi: 10.7326/M20-7014.

SUGAWARA, J., MURAKAMI, H., MAEDA, S., KUNO, S., MATSUDA, M. 2001. Change in post-exercise vagal reactivation with exercise training and detraining in young men. *European Journal of Applied Physiology*. 85, 259–263.

SZCZYGIEŁ, E., BLAUT, J., ZIELONKA-PYCKA, K., TOMASZEWSKI, K., GOLEC, J., CZECHOWSKA, D., MASŁOŃ, A., GOLEC, E. 2018. The Impact of Deep Muscle Training on the Quality of Posture and Breathing. *Journal of Motor Behavior* [on-line]. 50(2), 219–227, [cit. 2022-12-7]. Dostupné z doi: 10.1080/00222895.2017.1327413.

TAKAHASHI, T., OKADA, A., SAITOH, T., HAYANO, J., MIYAMOTO, Y. 2000. Difference in human cardiovascular response between upright and supine recovery from upright cycle exercise. *European Journal of Applied Physiology,* 81(3), 233–239. Dostupné z: doi.org/10.1007/s004210050036.

TABORSKÝ, M., KAUTZNER, J., FEDORCO, M., ČURILA, K., WUNSCHOVÁ, H., PYSZKO, J., NOVÁK, M., KOŽÁK, M., VALEK, M., POLÁSEK, R., KEPRT, P., KUBIČKOVÁ, M., PLÁŠEK, J., GLOGER, V., BULAVA, A., To SKÁLA, V., PAŘÍŽEK, P. DANĚK, J. 2022. Jak používat digitální techniku k detekci a monitorování arytmií v péči o jedince s poruchami srdečního rytmu: Praktický návod Evropské asociace srdečního rytmu (EHRA). Cor et Vasa. PRAHA: *CZECH SOC KARDIOLOGY & CZECH SOC KARDIOVASKULÁRNÍ CHIRURGIE* [on-line]. 64(3), 337-358, [cit. 2022-12-7]. Dostupné z: doi:10.33678/cor.2022.070.

TROJAN, S. 2003. *Lékařská fyziologie.* (4. vyd.). Praha: Grada Publishing, ISBN 8024705125.

TIUKINHOY, S., BEOHAR, N., & HSIE, M. 2003. Improvement in heart rate recovery after cardiac rehabilitation. *Journal of cardiopulmonary rehabilitation*. 23(2), 84–87. Dostupné z: doi.org/10.1097/00008483-200303000-00002.

VAŘEKA, I. (2002). Posturální stabilita. Část 2. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 9. 122-129.

VÉLE, F. 2006. Kineziologie – Přehled klinické kineziologie. Triton. ISBN 978-80-7254-837-8.

WANG, H., GAO, X., SHI, Y., WU, D., LI, C., WANG, W. 2022. Effects of trunk posture on cardiovascular and autonomic nervous systems: A pilot study. *Frontiers in Physiology* [on-line]. 13, 1-12, [cit. 2023-2-7]. Dostupné z: doi: 10.3389/fphys.2022.1009806.

WHITE, D. W., RAVEN, P. B. 2014. Autonomic neural control of heart rate during dynamic exercise: revisited. *Journal of Physiology* [on-line]. 592, 2491–2500, [cit. 2023-2-7]. Dostupné z: doi: 10.1113/jphysiol.2014.271858.

Seznam zkratek

ANS Autonomní nervový systém

ATP Adenosyntrifosfát

bpm počet tepů za minutu

cPNA Srdeční parasympatická nervová aktivita

cSNA Srdeční sympatická nervová aktivita

DKK Dolní končetiny

EAO Externus obliquus abdominis

EKG Elektorkardiogram

EMG Elektromyografie

HKK Horní končetiny

HRR Heart rate recovery (obnova srdeční frekvence)

HRV Variabilita srdeční frekvence

HSS Hluboký stabilizační systém

MVV maximální usilovná ventilace

RAK Ramenní kloub

RR Interval mezi dvěma po sobě následujícími údery srdce

SDT Správné držení těla

SF Srdeční frekvence

TF Tepová frekvence

VCO^2 množství vydechovaného oxidu uhličitého

VT dechový objem

Seznam obrázků

Obrázek 1 Sagitální pohled na posturu v souvislosti s optimální a suboptimální zónou apozice……..15

Obrázek 2 Sagitální pohled na bránici……16

Obrázek 3 Schéma modelu kardiovaskulární autonomní regulace během cvičení a zotavení..28

Obrázek 4A, B Schematické znázornění autonomní regulace SF během cvičení a zotavení…29

Seznam tabulek

Tabulka 1 Charakteristika zátěže a regenerace……24

Tabulka 2 Popisná statistika hodnoty obnovy srdeční frekvence pro 1. posturální pozici……40

Tabulka 3 Popisná statistika hodnoty obnovy srdeční frekvence pro 2. posturální pozic…….40

Tabulka 4 Popisná statistika hodnoty obnovy srdeční frekvence pro 3. posturální pozic…….40

Tabulka 5 Shapiro-Wilk test 1. – 3. posturální pozice……41

Tabulka 6 Dvouvýběrový nezávislý t-test mezi 1. a 2. posturální pozicí……42

Tabulka 7 Popisná statistika obnovy srdeční frekvence pro 1. posturální pozici podle přítomnosti terapie bráničního dýchání……43

Tabulka 8 Dvouvýběrový nezávislý t-test pro posturální pozici č. 1……43

Tabulka 9 Popisná statistika obnovy srdeční frekvence pro 2. posturální pozici podle přítomnosti terapie bráničního dýchání……44

Tabulka 10 Dvouvýběrový nezávislý t-test pro posturální pozici č. 2……44

Tabulka 11 Popisná statistika obnovy srdeční frekvence pro posturální pozice č. 1 a č. 3……45

Tabulka 12 Dvouvýběrový nezávislý t-test pro polohu č. 1 a polohu č. 3……46

Tabulka 13 Popisná statistika obnovy srdeční frekvence u posturální pozice č. 2 a č. 3…….46

Tabulka 14 Dvouvýběrový nezávislý t-test pro polohu č. 2 a polohu č. 3……47

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas pro účastníky výzkumu…..……72

Příloha 2: Hrudní pás Garmin HRM-dual a sporttester Garmin……74

Příloha 3: Korigovaná posturální pozice č. 1……75

Příloha 4: Korigovaná posturální pozice č. 2……76

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas pro účastníky výzkumu

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce

Období realizace: 1. 2. 2022 do 28. 2. 2023

Řešitelé projektu: Bc. Veronika Pluskalová, Mgr. Jakub Šichnárek, PhD.

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je prozkoumat účinky vybraných posturálně korigovaných pozic po provedeném fyzickém testování za pomoci naměřených kardiovaskulárních parametrů. K testování bude zvolena jednoduchá fyzická zátěž, a to v podobě krokového testu, který spočívá ve výstupu na bednu po dobu 3 minut. Po fyzickém testování budete nastaveni do vhodné posturální pozice určené k zotavení. Měření kardiovaskulárních funkcí bude prováděno za pomoci hrudního pásu pro monitoring srdeční frekvence. Uvedená spolupráce Vás může zdržet na 30 minut. Výsledky výzkumného šetření budou využity v diplomové práci s ohledem na zachování Vaší anonymity. S informacemi získanými měřením bude nakládáno důvěrně a v souladu se zákonem č. č. 110/2019 Sb., o zpracování osobních údajů. Měření, která budou prováděna, Vás neohrozí žádným způsobem na zdraví. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce):_____
_____

V_____dne:_____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:_____
_____

Příloha 2: Hrudní pás Garmin HRM-dual a sporttester Garmin

Příloha 3: Korigovaná posturální pozice č. 1

Příloha 4: Korigovaná posturální pozice č. 2