

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

**Šárka Vondrášková**

**Vliv postavení horní poloviny těla na ventilaci při  
zátěži na bicyklovém ergometru**

*Bakalářská práce*

Praha 2023

Autor práce: Šárka Vondrášková

Vedoucí práce: Mgr. Klára Kučerová

Oponent práce: Mgr. Marie Vitujová

Datum obhajoby: 2023

## Bibliografický záznam

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

## Abstrakt

Cílem této práce bylo shrnout současné poznatky k nalezení optimálního postavení horní poloviny těla na bicyklovém ergometru během zátěžového testování nebo pohybové terapie pro širokou skupinu pacientů. Omezená ventilace bývá nejčastějším limitujícím faktorem a v této práci se zabývala hledáním takových podmínek, které by tento faktor úspěšně eliminovaly. V teoretické části byly shrnuty poznatky o ventilaci, jejích parametrech a faktorech které ji ovlivňují. Pozornost byla věnována zejména vlivu postury na dechový vzor v zátěži. Dále se práce zabývala zátěžovým testováním a bicyklovou ergometrií a v neposlední řadě cyklistikou a jejími biomechanickými aspekty. Výzkum byl prováděn na 6 probandech ve 3 předem stanovených pozicích na bicyklovém ergometru. Probandi byli testováni nejdříve zátěžovým testem do maxima a poté na poloviční zátěži v každé ze tří pozicí. Pozice se mezi sebou lišily nastavením úhlu náklonu trupu a oporou o horní končetiny. První pozice byla určena náklonem trupu 30° od vertikály a oporou o HKK. V druhé pozici byl tento úhel 10° a opora o HKK zachována. Ve třetí pozici bylo určeno postavení trupu ve vertikále a HKK byly bez opory volně podél těla. Během měření byly u každého probanda každé pozici naměřeny hodnoty MV, BR, HR, VO<sub>2</sub>, RPE a hodnocení na Borgově škále dušnosti a respirační amplitudy ve třech úrovních trupu. Tyto hodnoty byly zpracovány pomocí deskriptivní statistiky. Při porovnání průměrných hodnot zkoumaných parametrů mezi jednotlivými pozicemi se domníváme, že za optimální pozici lze považovat pozici č. 2, jelikož při ní bylo dosahováno nejnižších hodnot VO<sub>2</sub>. Zdá se, že vzpřímená pozice těla s oporou o HKK má pozitivní vliv na dechový vzor ve prospěch exkurzibility hrudníku a většího dechového objemu a větší náklon trupu má vliv na zvýšení VO<sub>2</sub>. Podrobná statistická analýza nemohla být provedena z důvodu malého množství dat, nelze výsledky tohoto výzkumu považovat za statisticky významné.

## **Klíčová slova**

Ventilace, zátěžový test, bicyklová ergometrie, dechový vzor, pozice těla,  
postura

## **Abstract**

The aim of this paper was to summarize recent evidence to find the optimal upper body position on a cycle ergometer during exercise stress testing or movement therapy for a wide group of patients. Restricted ventilation tends to be the most common limiting factor and this thesis was undertaken to find conditions that would successfully eliminate this factor. The theoretical part summarized the knowledge about ventilation, its parameters and factors that influence it. In particular, attention was paid to the effect of posture on the breathing pattern in exercise. Furthermore, the thesis dealt with exercise testing and bicycle ergometry and last but not least with cycling and its biomechanical aspects. The research was conducted on 6 probands in 3 predetermined positions on a bicycle ergometer. The probands were tested first by load testing to maximum and then at half load in each of the three positions. The positions differed from each other by adjusting the trunk tilt angle and upper limb support. The first position was determined by a trunk tilt of 30° from vertical and support by the HKK. In the second position, this angle was 10° and the HKK support was maintained. The third position was determined by the trunk position in the vertical and the HKK were free along the body without support. During the measurements, MV, BR, HR, VO<sub>2</sub>, RPE and Borg breathlessness scale scores and respiratory amplitude were measured for each proband in each position at three trunk levels. These values were processed using descriptive statistics. When comparing the average values of the studied parameters between the individual positions, we believe that the optimal position can be considered to be position 2, as it achieved the lowest VO<sub>2</sub> values. The upright body position with HKK support seems to have a positive effect on the breathing pattern in the interest of chest excursion and higher tidal volume, and a greater trunk tilt has an effect on increasing VO<sub>2</sub>. Detailed statistical analysis could not be performed due to the small amount of data, the results of this research cannot be considered statistically significant.

## **Keywords**

Ventilation, exercise testing, bicycle ergometry, breathing pattern, body position, posture

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

V Praze dne 13.8.2023

Šárka Vondrášková

## Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucí práce, Mgr. Kláře Kučerové, za trpělivost, MUDr. Vojtěchu Illingerovi, za odborný dohled nad výzkumnou částí práce a MUDr. Michalu Procházkovi, za cenné rady. Dále bych chtěla poděkovat své rodině a přátelům za velkou podporu po celou dobu tvorby této práce.

# OBSAH

<b>OBSAH</b> .....	<b>8</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK</b> .....	<b>10</b>
<b>ÚVOD</b> .....	<b>12</b>
<b>1 PŘEHLED POZNATKŮ</b> .....	<b>13</b>
1.1 DÝCHÁNÍ .....	13
1.1.1 Fyziologie dýchání.....	13
1.1.2 Mechanismus ventilace .....	13
1.1.3 Biomechanika a kineziologie dýchání .....	14
1.1.4 Dýchací svaly.....	16
.....	20
1.1.5 Vliv polohy těla na dechový vzor.....	20
1.1.6 Dechový vzor v zátěži .....	21
1.2 SPIROMETRIE .....	22
1.2.1 Ventilací objemy .....	22
1.3 ZÁTĚŽOVÉ TESTOVÁNÍ.....	25
1.3.1 Indikace k zátěžovému testování.....	26
1.3.2 Kontraindikace zátěžového testování.....	26
1.3.3 Hodnocené parametry zátěže .....	28
1.3.4 Bicyklová ergometrie .....	30
1.3.5 Základní protokoly bicyklové ergometrie.....	31
1.4 CYKLISTIKA .....	32
1.4.1 Obecné poznatky .....	32
1.4.2 Nastavení polohy cyklisty.....	33
1.4.3 Biomechanika šlapání.....	34
<b>2 CÍLE A HYPOTÉZY</b> .....	<b>37</b>
<b>3 METODIKA</b> .....	<b>38</b>
3.1 VÝBĚR PROBANDŮ .....	38
3.2 POSTUP MĚŘENÍ.....	38
3.3 ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ .....	40
<b>4 VÝSLEDKY</b> .....	<b>42</b>
4.1 POPIS SOUBORU PROBANDŮ .....	42
4.2 ANALÝZA DAT .....	42
<b>5 DISKUZE</b> .....	<b>48</b>



<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>51</b>
<b>REFERENČNÍ SEZNAM .....</b>	<b>52</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>57</b>
<b>SEZNAM TABULEK .....</b>	<b>58</b>
<b>SEZNAM GRAFŮ.....</b>	<b>59</b>
<b>SEZNAM PŘÍLOH .....</b>	<b>60</b>
<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>61</b>

## SEZNAM ZKRATEK

2. LF UK – 2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy

BF – dechová frekvence

BTPS – Body Temperature Pressure Saturated

cca - circa

CO<sub>2</sub> – oxid uhličitý

DC – dýchací cesty

EKG – elektrokardiografie

ERV – expirační rezervní objem, expiratory reserve volume

FN Motol – Fakultní nemocnice Motol

FRC – funkční reziduální kapacita, functional residual capacity

Hg – rtuť

HR – tepová frekvence

IC – inspirační kapacita, inspiratory capacity

IRV – inspirační rezervní objem, inspiratory reserve volume

kg - kilogram

l – litr

L1 – první bederní obratel

L4 – čtvrtý bederní obratel

m. – musculus, sval

min – minuta

ml – mililitr

mm – milimetr

mmHg – milimetry rtuťového sloupce

mm. – muscoli, svaly

ms – milisekunda

MV – minutová ventilace

N – Newton

O<sub>2</sub> – kyslík

RER – respirační výměnný poměr

RPE – rating of perceived exertion

RV – reziduální objem, rezidua volíme

s – sekunda

Th5 – pátý hrudní obratel

TLC – celková plicní kapacita, total lung capacity

TV – dechový objem, tidal volume

tzv. – takzvaný

VC – vitální kapacita, vitality capacity

VO<sub>2</sub> – spotřeba kyslíku

W – Watt

%GME – gross mechanical efficiency

## ÚVOD

Bicyklová ergometrie je v současné době velmi rozšířenou a hojně využívanou metodou v rámci zátěžového testování i pohybové terapie, jelikož umožňuje snadné měření kardiorespiračních parametrů. Technicky je šlapání na kole poměrně jednoduché, díky tomu se bicyklová ergometrie řadí k oblíbenějším metodám i mezi pacienty.

V rámci zátěžového vyšetření bývá jedním z limitujících faktorů výkonu omezená ventilace. Předmětem této práce je tedy shrnout poznatky o tom, jak optimalizovat podmínky zátěžového vyšetření a pohybové terapie na bicyklovém ergometru tak, aby se tento limitující faktor co nejlépe eliminoval. Mezi limitující faktory výkonu je řazeno kromě omezené ventilace také subjektivní vnímání zátěže. Každý člověk na základě různé trénovanosti, anatomických parametrů aj. preferuje jinou pozici. Taková preference může velmi významně ovlivnit maximální výkon.

Cílem práce je shrnout současné poznatky ohledně nejhodnější pozice těla na ergometru, která umožňuje dosažení co nejlepší ventilace a dalších kardiorespiračních parametrů a zároveň bude pacienty dobře tolerovaná. V praktické části se práce zabývá porovnáním tří pozic na bicyklovém ergometru, ve kterých je zátěžové vyšetření prováděno.

# 1 PŘEHLED POZNATKŮ

## 1.1 Dýchání

### 1.1.1 Fyziologie dýchání

Dýchání můžeme rozdělit na zevní, či také ventilace a vnitřní neboli respirace. Ventilace zahrnuje výměnu dýchacích plynů, tedy příjem  $O_2$  a výdej  $CO_2$ , zatímco respirace zahrnuje metabolické procesy spotřebovávající  $O_2$  a produkující  $CO_2$  včetně transportu těchto plynů v organismu. Dýchací systém tvoří plíce jako orgán, ve kterém probíhá výměna plynů mezi zevním a vnitřním prostředím organismu, a dále pumpa, která plíce ventiluje. Pumpa se skládá z hrudní stěny, dýchacích svalů, které mění objem hrudní dutiny a oblastí mozku a nervů, které dýchání řídí a regulují. Klidové dýchání má frekvenci asi 12-15 dechů za minutu. Objem vzduchu, který takto člověk nadechne a vydechne je přibližně 500 ml, za minutu je to tedy 6-8 l. Při nádechu se vzduch smísí s plynem v alveolech a  $O_2$  difunduje do krve (asi 250 ml za minutu) v plicních kapilárách, zatímco  $CO_2$  opouští krev do alveolů (asi 200 ml za minutu). Aby mohly plyny volně difundovat mezi alveolem a kapilárou, je za potřebí rozdíl parciálních tlaků těchto plynů mezi oběma prostředími. Takový rozdíl vytváří tlakový gradient, který žene plyn z prostředí s vyšším parciálním tlakem do prostředí s nižším parciálním tlakem. Při průchodu nosní dutinou a hltanem je vzduch ohřátý a nasycený vodní párou, poté prochází 23 větvenými dýchacími cestami. Prvních 16 větvení tvoří konduktivní část a dalších 7 přechodovou a respirační zónu, ve které dochází k výměně dýchacích plynů mezi vzduchem a kapilárou. V klidu difunduje každou minutu z alveolů do kapilárního řečiště zhruba 250 ml  $O_2$  a z krve do plic se vrátí asi 200 ml  $CO_2$ , zatímco v zátěži se toto množství zvětší až 20krát (Ganong, 2005; McArdle, 1994).

### 1.1.2 Mechanismus ventilace

Mezi hrudní stěnou a plícemi se nachází tzv. pleurální dutina. Je to prostor, ve kterém se za normálních podmínek nachází tenká vrstvička tekutiny. Je ohraničený z jedné strany pohrudnicí (blána pevně srostlá s hrudní stěnou) a z druhé strany poplicnicí (blána na povrchu plic). Vzniká pleurální tlak, který je díky elasticitě plic i hrudní stěny nižší než tlak atmosférický, a to o 2,5 mm Hg. Hrudní stěna má tendenci se rozpínat, plíce naopak smršťovat. Rovnovážná poloha těchto sil udržuje klidové postavení hrudníku. Nádech je aktivní děj. Pro rozšíření hrudní stěny je nutná kontrakce inspiračních svalů. Zvětšení objemu hrudníku sníží pleurální tlak až na rozdíl -6 mm Hg oproti

atmosférickému tlaku a plíce jsou taženy do rozepjaté polohy. V plicích se sníží tlak a vzduch proudí do plic na základě tlakového gradientu. Na konci vdechu převáží elastické síly hrudníku, které navrátí hrudník do rovnovážné polohy. Mluvíme o tzv. výdechové fázi, ve které se tlak v dýchacích cestách zvýší a vzduch proudí z plic ven. Tato fáze je při klidovém dýchání pasivní v tom smyslu, že se neuplatňují expirační svaly. Na začátku této fáze se nicméně uplatňují inspirační svaly, které excentrickou aktivitou brzdí smršťování hrudníku a zpomalují tedy výdech. Při vyšší ventilaci se více zapojují expirační svaly a dochází tak k deflaci plic (aktivní snížení nitrohrudního objemu) (Ganong, 2005). V zátěži způsobuje větší zapojení dýchacích svalů větší také větší tlakové rozdíly, a to vede ke zvýšení proudění vzduchu v dýchacích cestách (McArdle, 1994).

Obecně lze říct, že vychýlení hrudníku z rovnovážné polohy vyžaduje aktivitu dýchacích svalů, zatímco návrat do této polohy je z hlediska svalové aktivity více pasivní. V případě zvýšených nároků na ventilaci je potřeba hrudník rozpínat a smršťovat rychleji, podílí se tedy inspirační i expirační svaly ve větší míře.

### **1.1.3 Biomechanika a kineziologie dýchání**

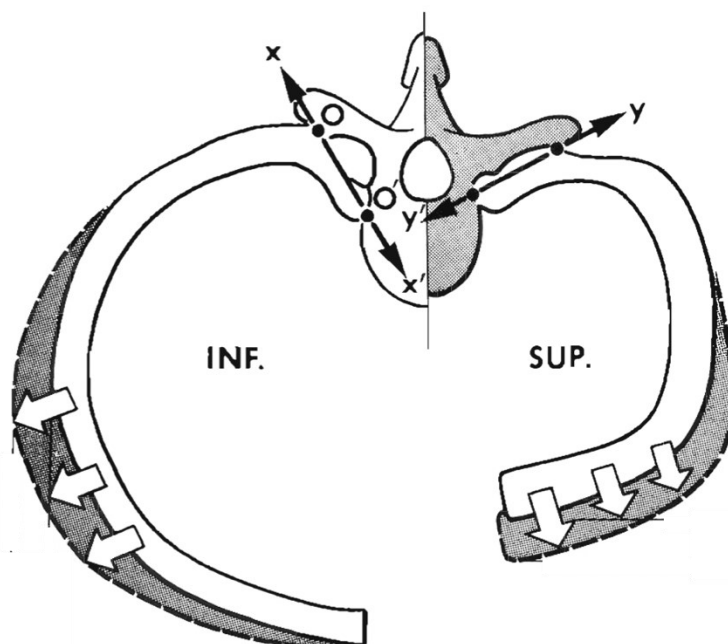
Dýchací pohyby slouží právě k zajištění ventilace, dále se však podílejí také na posturální funkci těla. Skládají se ze čtyř částí – preinspiration, inspiration (nádech), preexpiration, expiration (výdech). Tyto děje se neustále cyklicky opakují. Preinspiration a preexpiration jsou kratší než inspiration a expiration, jsou tedy tzv. přechodnými fázemi mezi nádechem a výdechem. Preinspiration je fáze před nádechem na konci výdechu, která trvá cca 250 ms. Bránice se aktivuje již v této fázi, dochází zde tedy také z přechodu z inhibiční do fáze facilitační. Preexpiration je naopak chvíle na konci nádechu těsně před započítím výdechu s trváním cca 50-100 ms. Nádech má tedy facilitační funkci, výdech naopak inhibiční, a tyto funkce se dají prodloužit právě využitím preexpira a preinspira (Véle, 2006).

Nádech je aktivní děj, na kterém se podílejí nádechové svaly. Nádech začíná aktivitou bránice. Při kontrakci bránice dochází k posunu centra tendinea kaudálně jako píst. Při tom se posunují kaudálním směrem břišní orgány a za předpokladu funkčních svalů břišní stěny a pánevního dna, vzrůstá napětí v těchto svalech a zvyšuje se nitrobřišní tlak. Ve chvíli, kdy se vytvoří dostatečný nitrobřišní tlak, centrum tendineum se stane punctum fixum a další kontrakce působí elevaci spodních žeber (Kapandji et al., 2002).

Při nádechu se také mírně vyklenuje břišní stěna, což má vliv na posun těžiště těla dopředu a ovlivnění stability stoje. S rozvíjením dolních žeberek dochází k mírné extenzi páteře, tím také ke zvětšení hrudní dutiny, čímž je usnadněn vstup vzduchu do plic. Postupně se zpomaluje pohyb bránice vlivem zvýšeného nitrobřišního tlaku, na jehož udržení se podílí jak bránice a pánevní dno, tak m. transversus abdominis a další svaly břišní stěny, které ji přitlačují k páteři, ale nezkracují vzdálenost mezi sternem a symfýzou. Nitrobřišní tlak se kromě opěrné funkce pro bránici podílí také na stabilizaci bederní páteře. V pozdější fázi nádechu se aktivita přesune do dolního hrudníku, dochází k rozvíjení dolních žeberek pomocí bránice a také interkostálních svalů. Nakonec se rozšiřuje pohyb i do horní části hrudníku. Horní žebra se zvedají a hrudník se i v horním hrudním sektoru rozšiřuje vzhůru a do stran. Sternum by se však nemělo pohybovat příliš dopředu, kvůli stabilizaci hrudníku a ramenního pletence (Véle, 2006).

Výdech je více pasivním dějem, avšak i při výdechu se zapojují bránice, břišní svaly i svaly pánevního dna. Proto i výdech je důležitým pro posturální funkce. Dále se zapojují inspirační svaly, které však vykonávají tzv. negativní práci ve formě brzdění smršťování elastických tkání plic a okolí a tím i brzdí výdech (Máček, Smolíková, 2010; Véle, 2006).

Jak bylo již výše naznačeno, dechové pohyby probíhají ve třech sektorech: dolní neboli břišní sektor (od bránice po pánevní dno), střední neboli dolní hrudní sektor (mezi bránicí a Th 5) a horní neboli horní hrudní sektor (mezi Th 5 a dolní krční páteří). Žebra dolního a horního sektoru konají při dýchání odlišný pohyb. Osa rotace dolních žeberek se nachází více vertikálně, dolní žebra se proto při nádechu rozvíjejí více do stran, zatímco osa horních žeberek je více horizontální a umožňuje tím pohyb žeberek vzhůru. Osy rotace žeberek jsou znázorněny na obrázku 1 (Kapanji et al. 2002; Véle 2006). Dylevský (2009) uvádí, že největší pohyb při inspiriu se děje v oblasti 6. a 8. žebra.



Obrázek 1. Pohyb dolních a horních žeber (Kapandji et al., 2002)

#### 1.1.4 Dýchací svaly

Činnost dýchacích svalů je dokonale zkoordinována tak, aby za každých podmínek mohla zajistit potřebnou dodávku  $O_2$  a odvádět  $CO_2$  z těla. Inspirační a expirační svaly jsou vzájemně funkčně provázané. Na dýchání se podílí také svaly kolem horních cest dýchacích (svaly jazyka, měkkého patra a hrtanu), jejichž úkolem je zajistit volný průchod vzduchu (Máček, Smolíková, 2010). Při klidovém dýchání se na rozšíření hrudníku ze 75 % podílí bránice (Ganong, 2005).

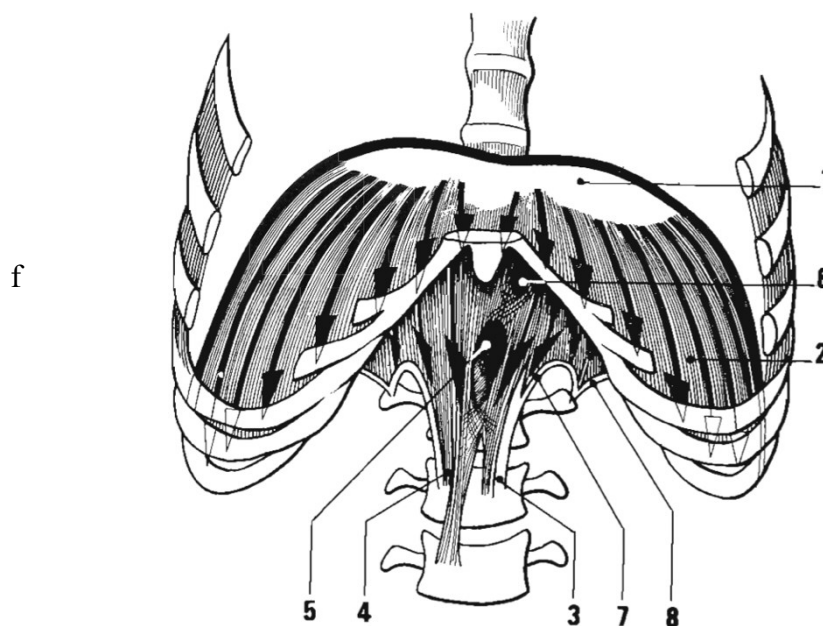
Dýchací svaly je možné dělit do různých skupin. Nejčastější dělení je dle funkce na expirační a inspirační (Dylevský, 2009).

Kapandji (2019) dělí svaly následovně do čtyř skupin: Primární inspirační svaly (mm. intercostales externi, m. sternocostalis, diaphragma), akcesorní inspirační svaly (m. sternocleidomastoideus, mm. scaleni, mm. pectorales, spodní vlákna m. serratus anterior, m. latissimus dorsi, m. serratus posterior superior, m. iliocostalis), primární expirační svaly (mm. intercostales interni), akcesorní expirační svaly (břišní svaly, m. iliocostalis, m. longissimus, m. serratus posterior inferior, m. quadratus lumborum).



Véle (2006) uvádí primární inspirační svaly jako diaphragma, mm. intercostales externi, mm. levatores costarum. Dále popisuje pomocné nádechové svaly, kam se řadí mm. scaleni, suprahyoidní a infrahyoidní svaly a dále také m. sternocleidomastoideus. Jako primární expirační svaly popisuje mm. intercostales interni a m. sternocostalis. Jako pomocné výdechové svaly popisuje břišní svaly, svaly pánevního dna, m. iliocostalis a m. serratus posterior inferior (Véle, 2006).

Čihák et al. (2001) dělí svaly hrudníku na svaly thorakohumerální a vlastní, autochtonní svaly hrudníku. Do skupiny autochtonních hrudníkových svalů řadí mm. intercostales, mm. subcostales, m. transversus thoracis a díky své poloze také bránici.



Obrázek 2. Bránice (Kapandji et al., 2002)

#### 1.1.4.1 Bránice

Bránice je sval, který má kromě respirační funkce také stabilizační funkci vůči páteři. Má podobu membrány, která rozděluje břišní dutinu od hrudní dutiny. Za začátek svalu je považováno tzv. centrum tendineum ve vrcholu brániční kopule, která se vyklenuje do hrudní dutiny. Toto šlašité políčko má tvar trojlístku (jeden lístek směřuje dopředu, dva lístky směřují dozadu) a rozbíhají se od něj paprscitě svalová vlákna, která se upínají na periférii. Bránice obsahuje několik průchodů pro aortu, oesophagus, ductus toracicus, dutou žílu, venu azygos a n. vagus (Véle, 2006).

Od centrum tendineum (1 – viz Obrázek 2) vybíhají svalová vlákna periferně (2), kde se upínají na vnitřní plochu kostálních chrupavek, XI. a XII. žebro, žeberní oblouk, na těla bederních obratlů jako crus sinistrum (3) a crus dextrum (4), mediální plochu m. psoas major (7) a m. quadratus lumborum (8). Na obrázku jsou dále vyznačené průchody pro aortu (5) a jícen (6) (Kapandji et al., 2002).

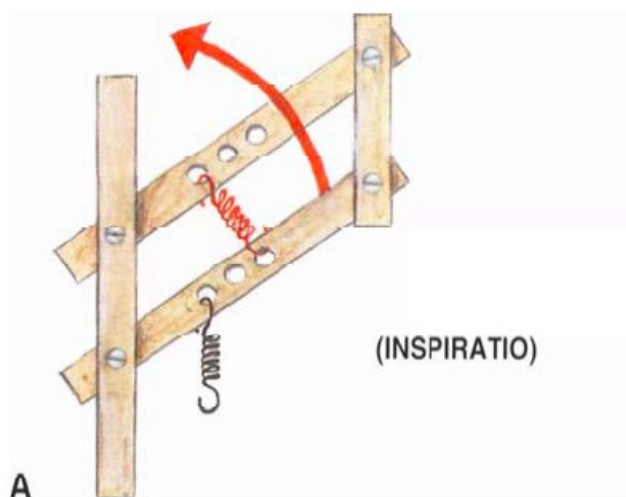
Z anatomického hlediska je bránice popisována následovně. Začátky jsou děleny na tři části: pars lumbalis, pars sternalis, pars costalis. Pars lumbalis obsahuje crus dextrum v rozsahu obratlů L1-L4 a crus sinistrum v rozsahu L1-L3, dále také tři ligamenta: ligamentum arcuatum medianum, mediale a laterale. Pars sternalis začíná na processus xiphoideus sterna a dále také ve vazivovém obalu začátku přímého břišního svalu. Pars costalis začíná na 7.-12. žebro a střídá se se začátky m. transversus abdominis. Hranice jednotlivých částí jsou tvořeny malými vazivovými políčky. Všechny tyto tři části mají společný vazivový úpon nazývaný centrum tendineum. Bránice vytváří dvě kopule vyklenující se do hrudní dutiny, pravá klenba do výše až 4. mezižebří, levá do výše 5. mezižebří (Hudák et al., 2017).

Funkce bránice je provázána s funkcí břišního svalstva. Může se zdát, že tyto dvě jednotky jsou ve vzájemně antagonistickém vztahu, avšak opak je pravdou a pracují ve vzájemné souhře. Panuje mezi nimi vztah dynamické rovnováhy, kdy obě jednotky musí pracovat v neustálé koordinaci. Tento vztah byl dokázán mimo jiné i u pacientů s parézou břišních svalů po poliomyelitidě. Funkce bránice byla netknutá, avšak i přesto měli pacienti poruchu ventilace, a to právě pro poškozenou funkci břišního svalstva. Dalším partnerem v této spolupráci jsou také svaly pánevního dna. Ve vzájemné koordinaci mají poté funkci dechovou, posturální i stabilizační (Véle, 2006).

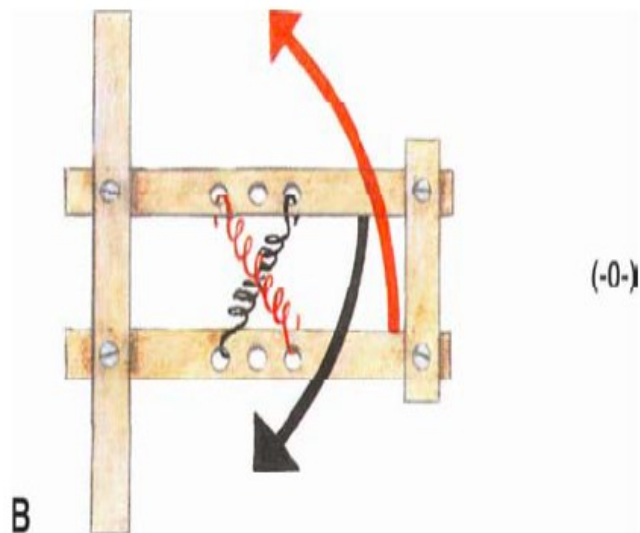
Kolář (2009) uvádí, že při klidovém dýchání 75 % změny nitrohruďního objemu je způsobeno pouze pohybem bránice, a tedy i samostatná činnost bránice v klidu vystačí pro ventilaci 2/3 vitální kapacity plic. Toto tedy vysvětluje velkou důležitost bránice pro dechové funkce. Bránice je místem průchodu dolní duté žíly, aorty, veny azygos a hemiazygos, díky tomu je také pohyb bránice spojen s tlakovými změnami v těchto cévách, a tedy i v oběhu. Bránicí prochází také jícen, je tedy důležitá pro správnou funkci dolního jícnového svěrače. V neposlední řadě je také důležitým svalem při defekaci, usilovné mikci a při porodu, kdy je nutná práce s nitrobřišním tlakem (Kolář, 2009).

### 1.1.4.2 Mezižební svaly

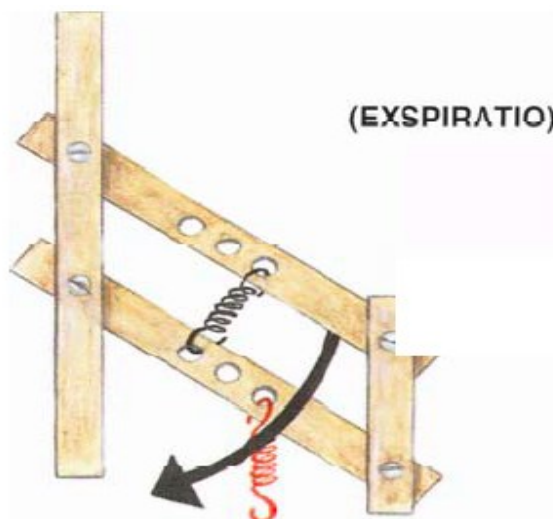
Mezižební svaly, mm. intercostales již podle názvu vyplňují mezižební prostory a tím mezižebří vyplňují svou plnou a elastickou vrstvou. Tvoří dohromady tři vrstvy, kdy každá vrstva je tvořena šikmými snopci vláken směřujícími v každé vrstvě svým charakteristickým směrem. Zevní vrstvu tvoří mm. intercostales externi, které směřují šikmo od horního žebra dopředu dolů ke spodnímu žebří. V přední části hrudního koše od hranice chrupavka-kost jsou nahrazeny vazivovou membránou pokračující ke sternu. Střední vrstvu tvoří mm. intercostales interni, které směřují zepředu z horního žebra šikmo dozadu dolů ke spodnímu žebří, tedy v opačném směru než mm. intercostales externi. Tyto svaly pokračují až ke sternu, v zadní části však od angulus costae k páteři jsou opět nahrazeny vazivovou membránou. Vnitřní vrstvu tvoří mm. intercostales intimi, které mají stejný směr snopců jako střední vrstva. Mezi úpony mm. intercostales interni a intimi probíhají interkostální nervové cévní svazky. Mm. intercostales externi jsou primárně svaly inspirační, mm. intercostales interni a intimi jsou synergisty, a tedy dohromady primárně svaly expiračními. Model funkce jednotlivých vrstev dle směru jejich vláken při inspiriu a expiriu je zobrazen na obrázcích 3, 4, 5. Červeně jsou znázorněny externí a černě interní mezižební svaly (Čihák et al., 2001).



Obrázek 3. Model funkce mezižebních svalů při nádechu (Čihák et al., 2001)



Obrázek 4. Model funkce mezižebních svalů při rovnovážném stavu (Čihák et al., 2001)



Obrázek 5. Model funkce mezižebních svalů při výdechu (Čihák et al., 2001)

### 1.1.5 Vliv polohy těla na dechový vzor

Poloha těla má velký vliv na dechový vzor z důvodu rozdílného nastavení bránice, žeber, břišního svalstva a dalších segmentů přímo či nepřímo se podílejících na dechové práci. Dalším aspektem je také směr působící gravitace a směr působení samotné hmotnosti tělesných segmentů na dechový vzor.

Vertikální poloha je základní a fyziologickou polohou pro dýchání. Jedná se o polohu stoje a vzpřímeného sedu, kdy je nutné překonat brzdící hmotnost paží a útrobu. I

přesto je však nejvyužívanější výchozí polohou pro většinu technik respirační fyzioterapie či jiných dechových cvičení. Pro větší úlevu je možné zvolit stoj s opřením zad a týlu hlavy o zed' (Máček, Smolíková, 2010).

Horizontální poloha je charakteristická převahou inspiračního postavení hrudníku, tedy i bránice je uložena výš a zvyšuje se napětí břišního svalstva. Kvůli samotnému uložení těla na hrudníku je logicky omezen předozadní pohyb žeber ve směru, na kterém leží hmotnost těla. Tím je i pohyblivost bránice zhoršena (Máček, Smolíková, 2010).

Horizontální a vertikální poloha jsou dvě základní a výchozí pozice, další pozice jsou vždy jejich modifikací. Velmi důležitá je dostatečná stabilita v dané pozici. Hovoříme o stabilitě jako práci s těžištěm těla, ale také o stabilním pohybu, jež má být lineárním a při působení síly respiračních svalů by měl měnit rychlost a směr pohybu dle stanoveného a předpověditelného průběhu aktivačního programu (Máček, Smolíková, 2010).

McArdle (1994) uvádí, že pozice v předklonu, využívající např. běžci po doběhnutí závodu, minimalizuje antagonistické působení gravitace na dýchací pohyby a zároveň podporuje žilní návrat.

Při pohybu hrudní páteře do flexe žebra klesají a mezižeberní prostory se zmenšují, zatímco při pohybu do extenze je tomu naopak (Kolář, 2009). Z tohoto poznatku se lze domnívat, že pohyby trupu do flexe facilitují výdech a pohyby do extenze naopak nádech.

Máček a Smolíková (2010) uvádějí, že zvolením polohy se již vědomě startuje aference, jež automaticky vyvolává dechovou reakci. Tedy pro reakci pohybového vzoru je spouštěcím mechanismem právě nastavení polohy. Čumpelík et al. (2006) ve své studii ukazují vliv změny polohy těla na změnu tvaru, polohy a pohybu bránice, hrudníku a břišní stěny. Dále uvádějí, že změnou postavení jednotlivých částí těla lze ovlivnit dýchací pohyby. Na základě tohoto uvádějí domněnku, že opakováním vědomých dechových pohybů v přesné poloze těla sladí dechový program s programem držení těla.

### **1.1.6 Dechový vzor v zátěži**

Během zátěže jsou respirační objemy distribuovány různě v rámci celého rozsahu plicní kapacity, pouze reziduální objem se nemění. Dechový objem i dechová frekvence

se v zátěži zvyšuje, nicméně při vyšší dechové frekvenci se dechový objem má tendenci snižovat. Výrazně se během dýchání v zátěži zvyšuje rezervní expirační objem. Jako důsledek zvýšení dechového objemu a reziduální expirační kapacity se střední poloha hrudníku během dechového cyklu posouvá více do nádechového postavení a snižuje se tak reziduální inspirační kapacita plic (Kapandji et al., 2002).

Tak jako v klidu se dechový vzor a převažující typ dýchání mění podle polohy těla na základě aferentace, v zátěži je aferentace z pohybového aparátu mnohem intenzivnější a hraje tedy mnohem větší roli.

V periodické zátěži, jako je např. běh nebo cyklistika, lze pozorovat koordinaci dechového rytmu a rytmu pohybu končetin. Stupeň koordinace bývá vyšší při vyšší zátěži ve snaze o minimalizaci spotřeby kyslíku. U trénovaných sportovců lze nicméně pozorovat vyšší stupeň nezávislosti dechového a pohybového vzoru z důvodů větší flexibility respirační odpovědi na měnící se požadavky zátěže (Bernasconi, 1993).

Ukazuje se, že při sportech, které vyžadují flektovanou pozici trupu (např. veslování) jsou svaly břišní stěny ve větší kontrakci. V tomto nastavení mají omezenou schopnost zapojit se ještě v expirační fázi dechového cyklu. Omezení nastává i v inspirační fázi, jelikož zvýšené napětí břišní stěny zvyšuje nitrobřišní tlak a tím omezuje v kontrakci bránici, jako hlavní inspirační sval. Při zátěži na veslařském trenažeru se ukazuje dosažení nižší minutové ventilace v porovnání s bicyklovou ergometrií (Cunningham, 1975).

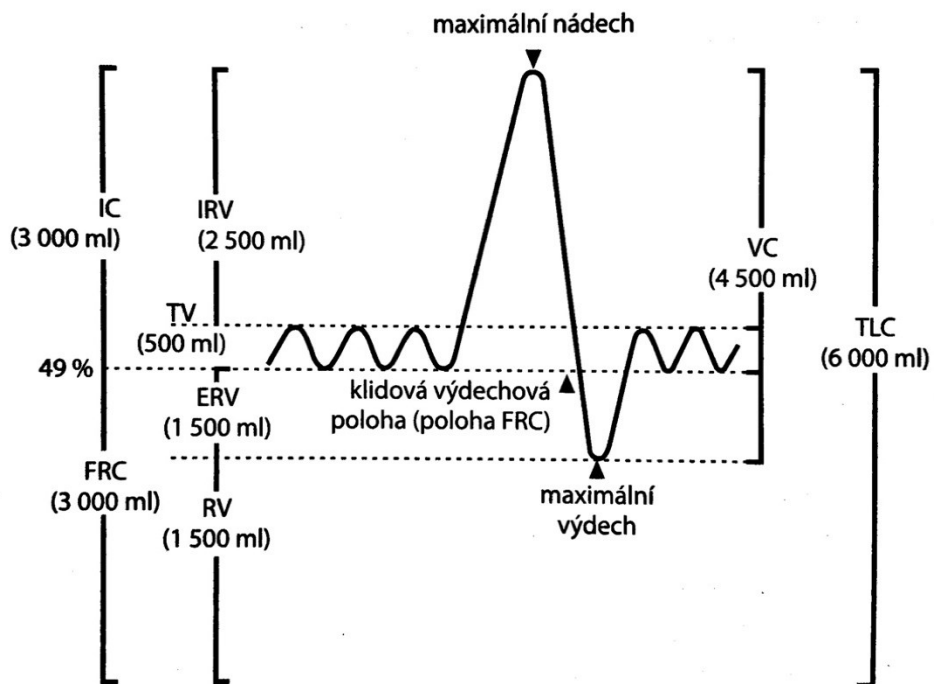
## **1.2 Spirometrie**

Spirometrie je neinvazivní metoda vyšetření plic, využívající přístroje spirometru, která na základě průtoku vzduchu měří ventilační objemy a plicní kapacity (součet několika objemů). Tímto způsobem ovšem nelze stanovit reziduální objem, a tedy ani funkční reziduální kapacitu a celkovou plicní kapacitu. Na to je potřeba dalších vyšetření jako např. pletysmografie (Paleček, 1987).

### **1.2.1 Ventilační objemy**

Spirometrickou metodou lze měřit objemové množství vzduchu distribuovaného mezi dýchacími cestami a vnějším prostředím. Ventilační objemy dělíme na statické a dynamické. Podobně jako jiné fyziologické parametry, ventilační objemy podléhají

různým individuálním rozdílům. Závisí například na věku, pohlaví, tělesném složení, velikosti a zejména na typu postavy. Zatímco měření statických objemů dává informace o kapacitě plic, dynamické objemy vypovídají více o výkonu dýchacích svalů v průběhu dechových exkurzí (McArdle, 1994). Objem vzduchu závisí jednoznačně na fyzikálních vlastnostech prostředí jako je tlak a teplota. Proto je potřeba naměřené objemy vyjadřovat při definovaných podmínkách označovaných jako BTPS (Body Temperature Pressure Saturated), což jsou podmínky vztažené k lidskému tělu – při teplotě lidského těla, okamžitém atmosferickém tlaku a nasycení vodními parami (Paleček, 1987). Množství vzduchu, které se při každém nádechu dostane do plic, či (množství vzduchu, které) při výdechu dostaneme z plic, říkáme dechový objem (tidal volume). Množství vzduchu, které zůstane v plicích po maximálním možném výdechu, říkáme reziduální objem (residual volume). Objem vzduchu, který je možné po skončení klidového nádechu ještě nadechnout, se nazývá inspirační rezervní kapacita. Naproti tomu objem vzduchu, který takto po skončení pasivního výdechu dokážeme ještě vydechnout, označujeme jako expirační rezervní kapacita. Objem vzduchu v konduktivní části DC tvoří mrtvý prostor. Je to vzduch, ve kterém neprobíhá výměna dýchacích plynů s kapilárami. Vitální kapacita plic je objem, který lze usilovně vydechnout po maximálním nádechu. Minutová ventilace je objem vzduchu, který dýchací systém ventiluje za 1 minutu (Ganong, 2005).



Obrázek 6. Dechová křivka a statické ventilační objemy (Rokyta, 2016)

Výstupem spirometrického vyšetření statických objemů je dechová křivka (viz Obrázek 6), ze které lze odečíst statické objemy a kapacity. Takové vyšetření probíhá během klidového dýchání a vyžaduje spolupráci pacienta. Pacient je instruován ke klidovému dýchání, po kterém následuje maximální usilovný nádech a ihned poté maximální usilovný výdech.

Dechový objem (Tidal volume, TV) je celkový objem vzduchu, který se přesune v průběhu nádechu či výdechu mezi plícemi a vnějším prostředím. Jeho hodnota se pohybuje mezi 0,4 – 1 l (McArdle, 1994). Větší dechové objemy člověk využívá při specifických činnostech jako je např. zpěv, hra na dechové nástroje nebo foukání skla. Teoreticky nejmenší dechový objem, který ještě umožňuje alveolární ventilaci je dán velikostí mrtvého prostoru (Paleček, 1987).

Inspirační rezervní objem (inspiratory reserve volume, IRV) je množství vzduchu, který lze usilovným nádechem ještě dostat do dýchacích cest po klidovém nádechu (Rokyta, 2016).

Exspirační rezervní objem (expiratory reserve volume, ERV) je množství vzduchu, které lze ještě vydechnout po ukončení klidového výdechu (Rokyta, 2016). Hodnota takového objemu se v klidu pohybuje mezi 1 -1,5 l u průměrného muže a o 10-20 % méně u průměrné ženy. V zátěži se tato hodnota zvyšuje, jelikož se dechová křivka posouvá více do oblasti IRV (McArdle, 1994).

Vitální kapacita (vital capacity, VC) je součtem TV, IRV a ERV. Jinými slovy je to objem vzduchu, který lze usilovně nadechnout po usilovném výdechu. Průměrná hodnota u mladých mužů je 4,6 l (Rokyta, 2016), McArdle (1994) uvádí hodnotu na 8 l u vzrostlých profesionálních sportovců.

Reziduální objem (residual volume, RV) je množství vzduchu, které již nelze z vydechnout z dýchacích cest po ukončení maximálního výdechu. Hodnota reziduálního objemu se pohybuje okolo 1,2 l a nelze ji naměřit spirometricky. Pro stanovení hodnoty reziduálního objemu se využívá metody celotělové pletysmografie, která využívá výpočtu objemu ze změny tlaku. Pracuje podle Boyleova-Marriotova zákona, který říká, že součin tlaku a objemu plynů je v uzavřeném prostoru konstantní (Rokyta, 2016).



Funkční reziduální kapacita (functional residual capacity, FRC) je součtem RV a ERV. Určuje objem vzduchu v dýchacích cestách po klidovém výdechu a činí asi 2,3 l (Rokyta, 2016).

Inspirační kapacita (inspiratory capacity, IC) je součtem TV a IRV a je rovna maximálnímu nádechu po klidovém výdechu (Rokyta, 2016).

Celková plicní kapacita (total lung capacity, TLC) je součtem všech objemů plic a u mladého muže se pohybuje okolo 5,8 l (Rokyta, 2016).

Z dynamických parametrů plic stojí za zmínku usilovná vitální kapacita (forced expiratory, FEV<sub>1</sub>), která udává objem vzduchu, který vyšetřovaný vydechne během první sekundy usilovného výdechu z maximálního nádechu. Tato hodnota je značně ovlivněná elasticitou plicní tkáně (Rokyta, 2016).

### **1.3 Zátěžové testování**

Zátěžové testování se stále více používá v klinické medicíně jako spolehlivá metoda ke zhodnocení kardiopulmonálních parametrů a odhadu funkční výkonnosti testovaných (Weisman, 2002). Podstatou tělesné zátěže je svalová činnost. Výkonnost je schopnost podávat měřitelný výkon v určité pohybové oblasti (Máček, Radvanský, 2011).

Zátěžové vyšetření lze hodnotit ze tří hledisek. Hledisko funkčně-metabolické, hledisko symptomatické a hledisko volní. Funkčně-metabolické hledisko je hodnotitelné na základě anaerobního prahu, což je určitý regulační zlom, kterým prochází pacient zhruba mezi druhou a třetí třetinou zátěžového testu do maxima. Je doprovázen vyšším vzestupem hladiny krevního laktátu, nelineárně vyšším vzestupem minutové ventilace a oproti tomu nižším vzestupem spotřeby kyslíku. Respirační výměnný koeficient je v anaerobním prahu okolo 1,0 a v maximu okolo 1,10 – 1,25. Na rozdíl od zdravých sportovců hraje u chronicky nemocných pacientů významnou roli hledisko symptomatické. Na základě patologických příznaků spojených s negativními emocemi vzniká symptomaticky limitovaná zátěž. Ta je nejčastěji provázená bolestí z poruch hybného systému, lokální ischemie pracujících svalů, dušností kardiálního i plicního původu či únavou při nízkém srdečním výdeji v zátěži nebo při řadě metabolických či endokrinních onemocněních. Poslední hledisko je nejvíce subjektivní. Výkonnost pacienta může být do různé míry limitovaná volními vlastnostmi, jako je nejistota,

negativní zkušenost se zátěží nebo obecně nízká tolerance zátěže u pacientů se slabými pohybovými návyky. Faktorů, které mohou limitovat výkonnost pacienta, je mnoho. Spiroergometrické vyšetření, jehož součástí je i monitorace výměny dýchacích plynů, pomůže rozpoznat, zda pacient ukončil test na nižším stupni zátěže (Máček, Radvanský, 2011).

### 1.3.1 Indikace k zátěžovému testování

Měření EKG v zátěži je klíčová metoda k odhalení srdečních poruch. Asi 25-40 % pacientů s diagnostikovanou ischemickou chorobou srdeční má normální klidové EKG. Zátěžové EKG může odhalit asi 80 % abnormalit. Zátěžové testování je také důležitou metodou pro stanovení pohybové terapie (McArdle, 1994).

K indikacím k zátěžovému testování patří:

- Modelace anamnesticky udávaného problému v zátěži
- Preventivní kardiologické vyšetření
- Vyloučení kardiální příčiny nevolnosti či subkolapsu v zátěži
- Vyhodnocení závažnosti arytmií
- Hodnocení hemodynamických reziduí po operacích vrozených srdečních vad
- Vyloučení snížené koronární rezervy
- Zjištění úrovně zdatnosti před pohybovou intervencí a nastavení maximální nerizikové intenzity zátěže
- Stanovení dynamiky krevního tlaku v zátěži
- Vyhodnocení přiměřenosti léčby (antiarytmika, antihypertenziva a další)
- Diferenciální diagnostika dušnosti v zátěži
- Vyšetření plicních funkcí
- Monitorace průběhu progredujících onemocnění
- Stanovení úspěšnosti rehabilitačního programu

(Máček, Radvanský, 2011).

### 1.3.2 Kontraindikace zátěžového testování

Zátěžový test nesmí být podstoupen bez lékařského dohledu, pokud je splněna některá z následujících absolutních kontraindikací:

- Akutní infekční onemocnění
- Akutní zánětlivé onemocnění (myokarditida nebo perikarditida, akutní fáze autoimunitních chorob)
- Klidové EKG nasvědčující akutnímu srdečnímu onemocnění
- Nedávný infarkt myokardu (první 4 dny)
- Nestabilní angina pectoris
- Neléčená ventrikulární arytmie
- Neléčená atriální arytmie, která ohrožuje srdeční funkci
- Atrioventrikulární blokáda třetího stupně bez pacemakeru
- Akutní městnavé srdeční selhání
- Nedávná systémová nebo plicní embolie
- Elektrická nestabilita myokardu
- Disekce aorty
- Stav po cévní mozkové příhodě do 3 měsíců

Mezi relativní kontraindikace lze řadit

- Diastolický krevní tlak v klidu nad 115 mm Hg nebo systolický tlak v klidu nad 200 mm Hg
- Závažnější chlopenní vada
- Dekompenzovaná metabolická choroba (diabetes, thyreotoxikóza)
- Chronická infekční choroba (hepatitida, mononukleóza, AIDS)
- Neuromuskulární nebo muskuloskeletální porucha
- Těhotenství (komplikované nebo v posledním trimestru)
- Výrazná anemie
- Stav po tranzitorní ischemické atace do 3 měsíců
- Onemocnění hybného systému znemožňující zatížení
- Psychická nepohoda

(McArdle, 1994; Máček, Radvanský, 2011).

### 1.3.3 Hodnocené parametry zátěže

Spotřeba kyslíku ( $VO_2$ ) představuje jeden z nejdůležitějších parametrů zátěžového vyšetření, jelikož vypovídá o stavu zdatnosti jedince (pro hodnocení zdatnosti měříme maximální hodnotu  $VO_{2max}$ ) neboli maximální schopnosti jedince využít kyslík. Standardně se udává v  $[ml.kg.m^{-1}]$  a představuje množství kyslíku spotřebované v průběhu zátěže za minutu, přepočtené na kg tělesné hmotnosti. Spotřeba kyslíku na bicyklovém ergometru vypovídá o efektivitě mechanické práce svalů. Vyšší spotřeba kyslíku na stejné zátěži ve Watech vypovídá o nižší efektivitě mechanické práce.

Minutovou ventilaci vypočteme součinem TV a dechové frekvence (BF). Uvádíme ji v  $[l.m^{-1}]$ . Její hodnota se odvíjí od poptávky kyslíku a odstraňování  $CO_2$  z těla, potažmo hodnot krevních plynů v arteriální krvi. Požadované hodnoty minutové ventilace může být dosaženo různou kombinací dechové frekvence a dechového objemu, označované jako dechový vzor. Za normálních podmínek je dechový vzor přizpůsoben nejnižší možné potřebné síle kontrakce dýchacích svalů. Při klidovém dýchání u člověka zůstává značná rezerva pro zvýšení MV jak zvětšením TV, tak BF. Pro zajištění ventilace teoreticky stačí jeden maximální dechový objem, který odpovídá vitální kapacitě plic, za minutu. Takový dechový vzor využívají např. potápěči nebo zpěváci. V maximální zátěži sportovci běžně dosahují dechových objemů na 50 – 60 % vitální kapacity. Na druhé straně, zvýšením BF na úkor TV se dostatečné ventilace dosahuje špatně. Narážíme totiž na mnoho limitů jako je minimální dechový objem, který se blíží objemu mrtvému prostoru a maximální inspirační a expirační rychlosti, včetně pauzy nutné k přechodu z jedné fáze do druhé. Při TV velikosti poloviny vitální kapacity se úměrně prodlužuje délka inspiria, a tedy i inspirační rychlost. Při dalším zvětšování TV se zvyšuje inspirační rychlost, ale délka inspiria se zkracuje. Při změně poměru trvání inspiria a expiraie oscilují i hodnoty arteriálních plynů navíc má vliv na unavitelnost inspiračních svalů, které nemusí mít dostatek času na zotavení (Paleček, 1987).

Ventilační práh je neinvazivní metoda k určení anaerobního prahu, je tedy založena na sledování fyziologických procesů charakteristicky se dějících kolem hodnoty tohoto prahu. Anaerobní práh v literatuře můžeme najít také označení laktátový nebo stresový. Je to krátký časový úsek na hranici vysoké intenzity zátěže. Do této chvíle byla většina energie hrazena převážně aerobním způsobem, kolem hodnoty prahu se přidává i anaerobní způsob a zvyšuje se jeho poměr vůči aerobnímu hrazení. Toto však je člověk

schopen tolerovat pouze krátkou chvíli v řádu desítek sekund, poté nastupuje únava, která vede k ukončení zátěže (Máček et al., 2011) Tento práh je zlomem, kdy v systému nastává acidóza na což navazuje potřeba kompenzace hyperventilace. Také minutová ventilace začíná nad tímto prahem stoupat rychleji a vzestup příjmu kyslíku již není lineární (Máček, Radvanský, 2011). V oblasti kolem anaerobního prahu se zvyšuje také hodnota RER, která označuje poměr vydaného CO<sub>2</sub> a spotřebovaného O<sub>2</sub>. V klidu se tyto hodnoty pohybují v rozmezí 0,65-0,75, ve střední zátěži jsou hodnoty kolem 1. Pomocí RER parametru lze tedy určit anaerobní práh, a to právě ve chvíli kdy je poměr větší než 1, tedy výdej CO<sub>2</sub> je vyšší než příjem O<sub>2</sub> (Novotný, 2017; Solberg et al., 2005). Dalším možným parametrem k posuzování je respirační ekvivalent pro O<sub>2</sub>, jeho hodnota odpovídá množství vzduchu, který projde plicemi během ventilace, ze kterého si organismu odčerpá 1 l O<sub>2</sub>. Tento parametr s rostoucí zátěží také vzrůstá a v oblasti prahu začne stoupat prudce. Tento vrůst je dán přechodem na anaerobní způsob hrazení energie, čímž dojde ke změně poměru využitého O<sub>2</sub> vzhledem k ventilaci (Placheta et al., 1999).

Kardiovaskulární parametry zátěže jsou spjaty s těmi ventilačními. Zvýšenou potřebu výměny dýchacích plynů musí činnost srdce pokrýt zvýšeným minutovým výdejem, kterého je dosaženo zvýšením tepového objemu a tepové frekvence. V zátěži dosahuje minutový výdej asi pětinasobku klidových hodnot (Paleček, 1987).

Nejlépe měřitelným kardiovaskulárním parametrem zátěže je tepová frekvence (heart rate, HR), jelikož je snadno měřitelná a dobře interpretovatelná. Tepová frekvence ukazuje také míru adaptace na zátěž a trénink. Vlivem snížení tonu sympatiku a zvýšení tonu parasympatiku u trénovaných jedinců jsou i v klidu její hodnoty nižší. V zátěži se poté tepová frekvence lineárně zvyšuje se spotřebou O<sub>2</sub>, tedy se zvyšující se intenzitou zátěže, kdy u trénovaných jedinců je tento vzestup pomalejší, tedy jsou schopni vydržet vyšší zátěž. Do 75-85 % maxima stoupá tepová frekvence strmě, nad touto hranicí až do maxima již méně strmě. V maximu by poté jedinec měl vydržet po dobu v řádu několika minut (Máček, Radvanský, 2011; Placheta et al., 1999).

Výkon je dle soustavy SI definován jako práce provedená za jednotku času. Jednotkou výkonu je W (watt), tedy  $1 \text{ W} = \text{J} \cdot \text{s}^{-1}$ . Posouzení a výpočet vykonané práce je těžké z hlediska složitých motorických činností, které jsou s pohybem spojené. Lze ji však posoudit v laboratorních podmínkách pomocí regulovatelného odporu, jež se

nastavuje ve W. Hodnocení je poté buď dle celkově vykonané práce, dle podaného výkonu nebo právě posouzeních biologických ukazatelů (Máček, Radvanský, 2011).

Důležité jsou při posuzování zátěže také metody subjektivního hodnocení intenzity zátěže. Toto hodnocení je udává pacient na základě svých subjektivních pocitů, které jsou zaznamenávány do protokolu. K hodnocení se užívá různých škál pro lepší objektivizaci a možnost srovnávání. Mezi nejčastěji užívané patří Borgovy škály, dle kterých pacient po každém stupni zátěže označí odhad vnímané intenzity, tzv. RPE (rating of perceived exertion). První možností je škála 6-20, která hodnotí intenzitu vnímané zátěže. Začátek od čísla 6 je dán nelineárním vztahem mezi pocitem zatížení a výkonem. Netypické škálování od 6 do 20 vzniklo analogií k tepové frekvenci, která by na stupni 6 měla odpovídat 60 tepům, tedy téměř klidovému tepu, zatímco 20 by odpovídalo maximální hodnotě TF kolem 200 tepů za minutu. Druhou možností je škála 0-10, která se využívá k subjektivnímu hodnocení dušnosti, bolesti na hrudi a dolních končetin, kdy 0 znamená žádná bolest, 10 je bolest maximální. Další možností je test mluvení, kdy při dosažení nadprahové intenzity již pacient není schopen souvislé řeči (Placheta et al., 1999; Williams, 2017).

### **1.3.4 Bicyklová ergometrie**

Ergometr obecně je speciální přístroj, na kterém lze přesně dávkovat mechanickou zátěž pro pracující svaly. Testovaná osoba vykonává výkon měřitelný ve W určitou dobu, tím tedy vykonává práci.

Bicyklový ergometr byl vynalezen před více než 100 lety a dodnes je nedílnou součástí zátěžových laboratoří. Jedná se o stacionární bicykl umožňující přesné měření vykonané práce (Powers, 2018). Tento přístroj patří vedle běhátko (více využívané např. v USA) k nejpoužívanějším způsobům laboratorního zátěžového testování v Evropě. Uplatnění nachází nejen v preventivní medicíně, ale také v interních oborech (např. kardiologie), ve sportovní medicíně a rehabilitaci. Výhodou bicyklového ergometru oproti běhátku je menší množství artefaktů přítomných na EKG. Dále také se u pacientů méně častěji objevuje nejistota či obava, jaká je přítomna u běhátko (pohybující se povrch). Na druhou stranu běhátko umožňuje zapojení většího množství svalových skupin, a tedy vyšetřované osoby na něm dosahují o přibližně 10 % vyššího výkonu než na bicyklovém ergometru (Löllgen, 2018).

Ergometrické přístroje se využívají v zátěžových laboratořích pro zajištění cvičebního stimulu, zajištění požadované zátěže a zjištění odpovědi organismu na zátěž. Existuje více druhů ergometrů dle druhů specifického zaměření vyšetření dle specifacity cvičení (Cooper, Storer, 2001). Nejčastěji používané ergometry jsou schopné pracovat v hodnotách výkonu 0-600 W, některé až 900 W. Speciální ergometry jsou schopné změřit výkon až 3000 W (Marček, 2007).

Nejčastějším typem ergometrů je právě bicyklový ergometr. Byl vynalezen před více než 100 lety a dodnes je nedílnou součástí zátěžových laboratoří. Jedná se o stacionární bicykl umožňující přesné měření vykonané práce (Powers, 2018). Máček a Radvanský (2011) zdůrazňují velkou důležitost individuálního nastavení ergometru pro každého jedince vzhledem k jeho tělesným proporcím. Proto má každý ergometr nastavitelnou výšku sedátka a řídítek pro umožnění nastavení individuální optimální polohy pro zátěž (Balady et al., 2010).

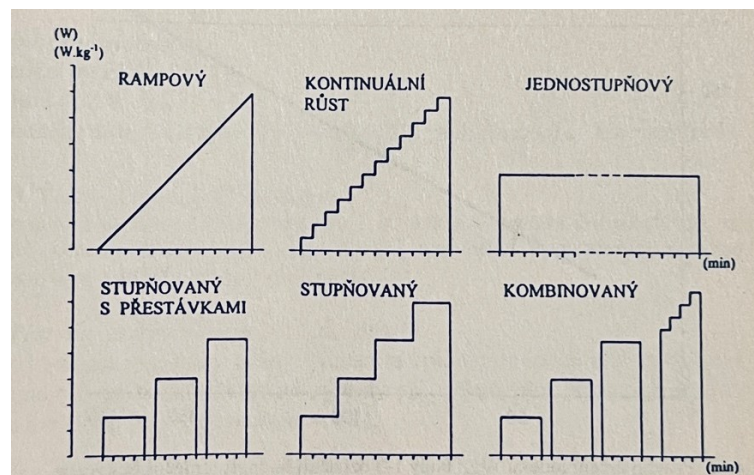
Pro vyšetření je možné volit polohy vsedě, vleže či v polosedě, nejvyužívanější jsou však polohy vsedě či polosedě. Jako výhody bicyklového ergometru lze uvést kontinuální možnost záznamu EKG křivky, měření krevního tlaku, dechové frekvence, tepové frekvence a aplikaci grafických a zobrazovacích metod přímo během vyšetření. U tohoto ergometru lze také průběžně zvyšovat zátěž (Placheta et al., 1999). Máček a Radvanský (2011) jako další výhody uvádějí kvalitní záznam měření krevního tlaku a EKG křivky díky minimálnímu pohybu trupu a horních končetin. Dále také prostorovou nenáročnost a relativně tichý provoz v porovnání s běhacím pásem.

Nevýhodou však naopak může být větší zatížení svalů dolních končetin a tím jejich vyšší a rychlejší únava. Pacienti, kteří nejsou zvyklí jezdit na kole, proto mohou dosahovat nižších hodnot VO<sub>2</sub>max, a to až o 10-15 % méně, než by dosáhli na běhacím páse. (Beltz et al., 2016).

### **1.3.5 Základní protokoly bicyklové ergometrie**

Pro dobré provedení zátěžového testu je důležité dodržení metodických postupů, jelikož provedení ovlivňuje výsledky vyšetření. Mezi základní protokoly patří jednostupňový test užívaný pro zátěž nízkou až submaximální s trváním minimálně 4-6 min. Další možností je test s kontinuálním zvyšováním zátěže neboli rampový test. Pro tento test je potřebný speciální programovatelný ergometr, který umožní toto kontinuální

zvyšování. Trvání tohoto testu je až kolem 10 min, testovaná intenzita je od nulové po maximální. Test s téměř kontinuálním zvyšováním je podobný testu rampovému jen s rozdílem, že trvání každého stupně zvýšení intenzity je 1 min. Celková doba testu je opět okolo 10 min. Stupňovaný test bez přestávek je další možností volby. Je podobný testu předchozímu, ale vytrvání na každém stupni zvýšení je kolem 2-3 min, celková doba testu je cca 15 min. Pro pacienty, u kterých by mohlo hrozit předčasné přerušování testu pro svalovou únavu je vhodná varianta stupňovaného testu s přestávkami, kde opět jednotlivé stupně intenzity trvají 2-3 min, ale mezi každým stupněm jsou 1-2 minutové přestávky, které umožní čas pro regeneraci pacienta či čas pro změření a odebrání různých měřených hodnot. Poslední variantou je test kombinovaný, který je možné poskládat z různých variant výše uvedených testů. Pro lepší představu o jednotlivých testech je přiložen Obrázek 7 (Placheta et al., 1999).



Obrázek 7. Základní protokoly bicyklové ergometrie (Placheta et al., 1999)

## 1.4 Cyklistika

### 1.4.1 Obecné poznatky

Cyklistika je relativně dostupnou pohybovou aktivitou vhodnou pro široké spektrum populace. Na rozdíl od například běhání, jízda na kole umožňuje konat pohybovou aktivitu nízké intenzity po relativně dlouhou dobu a je šetrnější k pohybovému aparátu, jelikož umožňuje lepší rozklad sil na jednotlivé klouby. Díky převodním systémům kola lze dávkovat zátěž a využít tak co nejlépe sílu velkých svalových skupin. Z těchto důvodů je cyklistika doporučovaná a hojně využívaná v rehabilitaci (Landa, 2004).



Cyklistika zahrnuje přenos sil mezi segmenty lidského těla a segmenty bicyklu, a to mezi spojením ruce – řídítka, sedlo – pánev, nohy – pedály. Síly se přenáší z těla na segmenty kola ale i naopak. Uvádí se velikost síly 40-80 N mezi rukama a řídítky a 60-360 N mezi sedlem a pánví. Pro samotný pohyb jízdního kola je nutné vytvořit sílu pomocí cyklické kontrakce a relaxace svalů dolních končetin, její přenos na pedály k roztočení klikové hřídele a dále její udržení v pohybu. Vzhledem k anatomickému uspořádání existují omezené podmínky, ve kterých svaly mohou generovat maximální sílu. Z tohoto důvodu je cílem odborníků, najít optimální polohu pro cyklisty (Cheung, 2017).

#### **1.4.2 Nastavení polohy cyklisty**

Správné nastavení cyklistického posedu je velmi důležité, jak z hlediska dosažení maximálního výkonu, tak i prevence přetížení a zranění. Především by se měl cyklista v pozici cítit pohodlně. Sedlo by mělo být ve vodorovné poloze (Landa, 2004). Salai (1999) ve své studii zabývající se prevencí low-back pain, udává doporučené nastavení sedla naklopením dopředu o 10–15 stupňů. Při takovém nastavení ovšem dochází k příliš velkému přenosu váhy na horní končetiny. U skupiny 40 závodních cyklistů byl vyzorován průměrný sklon 0,4 stupně (Cheung, 2017).

Extenzory kolene generují největší sílu v rozmezí 60-70 stupňů flexe a flexory kolene v rozmezí 20-30 stupňů. Je tedy žádoucí, aby se kolenní kloub nacházel v daném rozmezí co největší část cyklistického kroku (Cheung, 2017).

Výška sedla nastavená tak, aby se při šlapání žádný z hlavních kloubů (kyčel, koleno, hlezno) nedostával do polohy maximálního rozsahu pohybu flexe či extenze. Při optimálním nastavení by měl dosahovat kolenní kloub v maximální extenzi hodnot mezi 25 a 30 stupni. Dalším parametrem je úhel, který svírá sedlová tyč s horizontální rovinou. Definuje rozmezí, ve kterém se pohybuje rozsah kyčelního kloubu. U většiny jízdních kol je tento úhel kolem 75 stupňů (Cheung, 2017).

Pozice řídítek vůči sedlu je další parametr, který má vliv na pozici jezdce. Ovlivňuje náklon trupu, předozadní pozici pánve a umístění těžiště. Zvýšená pozice řídítek minimalizuje riziko low-back pain (bolest zad v úseku bederní páteře) a zvýšeného tlaku na perineum (Carver, 2017). Sportovní data nicméně podporují nižší pozici řídítek ve snaze minimalizovat aerodynamický odpor jezdce (Lukes et al., 2005).

Chodidlo by mělo být na šlapce tak, aby podélná osa chodidla směřovala dopředu a nejširší část chodidla (v oblasti hlaviček metatarsů) byla na úrovni osy šlapky (Landa, 2004). Ruby a Hull (1993) však udávají, že vychýlení podélné osy chodidla v horizontálním směru nemá vliv na zatížení kolenního kloubu.

Stehna by měla být v rovnoběžném postavení s rovinou kola a kolena by se při šlapání měla nacházet celou dobu v též rovině, nad chodidly. Trup by měl vytvářet tzv. uvolněný oblouk. Pozice trupu by se během jízdy neměla měnit. Celá váha horní poloviny těla by měla spočívat v sedle. Ruce by měly držet řídítka volně, lokty směřovat šikmo vně dozadu a ramena by měla být uvolněná (Landa, 2005). Nastavení horních končetin by mělo umožňovat centrované nastavení ramenního kloubu, tedy mírnou zevní rotaci a abdukcí. Náklon trupu má kromě aerodynamiky jezdce vliv také na těžiště, které je při menším náklonu uloženo výše a váha se rozkládá nerovnoměrně mezi přední a zadní kolo (Burke, 2003).

Ukazuje se, že kolmá pozice trupu umožňuje dosažení většího dechového objemu (tedy i nižší dechové frekvence) než tzv. aero pozice, pro kterou je typická vysoká míra flexe trupu za cenu lepší aerodynamiky (Ashe et al., 2003).

### **1.4.3 Biomechanika šlapání**

Cyklistický krok je základem lokomočního principu bicyklu. Otáčení klikové hřídele přenosem síly generované v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu přes chodila na pedály roztáčí zadní kolo bicyklu a pohání celý bicykl.

Techniku správného šlapání popisuje Vojtěchovský jako šlapání do kruhu. Pokud si rozdělíme cyklistický krok na 4 fáze, začínáme nejjednodušší fází, a to pohybem dolů. Ve druhé fázi překonává noha mrtvý bod dolní úvratě a výsledný pohyb nohy je směrem dozadu. Třetí fáze zahrnuje pohyb směrem vzhůru a spolu s druhou fází tvoří nejnáročnější část otáčky. Ve čtvrté fázi je otáčka dokončena pohybem nohy vpřed. Výsledkem by měl být plynulý pohyb nohy po kruhu, kdy v každé fázi síla na pedál působí ve směru tečny (Vojtěchovský, 2009).

V každém okamžiku šlapání lze vypočítat výkon klikové hřídele skalárním součinem vektoru síly působící na pedál a rychlosti šlapání. Ekvivalentem je součin kroutivého momentu působící přes pedál a úhlové rychlosti hřídele. Efektivní síly jsou tedy pouze ty, které nepůsobí ve směru osy hřídele. Mechanickou účinností se rozumí

podíl mezi silami působícími ve směru otáčení hřídele a všemi silami působící na pedál. V průběhu cyklistického kroku se mechanická účinnost pohybuje mezi 0,15 – 0,8, ale lze ji ovlivnit praxí. Například aktivní zvedání jedné dolní končetiny, zatímco druhá je ve fázi pohybu dolů, kompenzuje váhu končetiny, na druhou stranu také zvyšuje energetické nároky. Pro lepší interpretaci účinnosti se zavádí pojem gross mechanical efficiency (%GME), který zahrnuje poměr mezi mechanickou prací a metabolickým výdejem (Trupin, 2020).

Další důležitou charakteristikou cyklistického kroku je kadence neboli počet cyklů za minutu. Každý cyklista preferuje jinou kadenci. Odvíjí se od mnoha faktorů, jako jsou intenzita zátěže, trvání zátěže, individuální rozdíly mezi cyklisty, v neposlední řadě zdatnost jedince a jeho zkušenost. Optimální kadence je předmětem mnoha studií. Ukazuje se, že z hlediska spotřeby kyslíku je efektivnější šlapání v nižší kadenci – mezi 50 a 60 cykly za minutu (Burke, 2003).

Kromě pedálů, jako klíčového místa přenosu sil k uvedení bicyklu do pohybu, je dalším místem přenosu sil kontakt se sedlem. Ačkoli sedlo není místo, kde by se přímo generovaly síly pohybem, dochází zde k přenosu reakčních sil z pohybu kyčelních kloubů a spočívá zde váha horní poloviny těla. Reakční síly z dolních končetin nadzvedávají cyklistu ze sedla a jejich střídání působí laterální destabilizaci trupu. Proti nim působí cyklista kompenzačně tažením řídky směrem nahoru stejnostrannou horní končetinou a dolů na straně protilehlé horní končetiny. Ukazuje se, že nemožnost této kompenzace horní poloviny těla může snížit výkon šlapání o 10–20 %. (Trupin, 2020). Z tohoto důvodu hraje správná opora o horní končetiny v cyklistice důležitou roli. Vychýlování bicyklu v laterálním směru je běžně užíváno v praxi i nevědomě rekreačními cyklisty a vede ke snížení vzdálenosti dolní úvrati od kyčelního kloubu, a tedy lepšímu přenosu sil na menší vzdálenost.

Přestože postavení horní poloviny těla nemusí mít prokazatelně přímý vliv na výkon šlapání, jednoznačně ovlivňuje míru i oblast aktivace svalů dolních končetin. Ukazuje se, že vzpřímená pozice trupu umožňuje generovat nejvyšší kroutivý moment na pedál hřídele (Trupin, 2020).

Upravování cyklistického posedu má z hlediska biomechaniky vliv na nastavení délky svalů, ve kterých generují nejvíce síly (Trupin, 2020). Správné nastavení

cyklistického posedu by tedy mělo umožňovat generovat co nejvíce síly, efektivně ji přenášet na otáčivý pohyb hřídele, ale zároveň eliminovat vysoké metabolické nároky.

## **2 CÍLE A HYPOTÉZY**

Cílem této práce je porovnat 3 korigované pozice na bicyklovém ergometru z hlediska kardiorespiračních nároků a subjektivního hodnocení zátěže a dušnosti samotnými probandy. Na základě odborné rešerše jsme si stanovili následující hypotézy.

Hypotéza 1: Zkoumané parametry u jednotlivých pozic se budou lišit.

Hypotéza 2: Pozice s vyššími nároky na ventilaci bude probandy subjektivně hodnocena jako náročnější.

## **3 METODIKA**

### **3.1 Výběr probandů**

Pro výběr probandů jsme si nastavili následující kritéria. Hledali jsme jedince ve věku 50-60 let, bez neurologických obtíží a kloubních náhrad. Oslovili jsme dobrovolníky na sociálních sítích a z řad rodinných příslušníků studentů fakulty. Vylučovací kritéria byla v souladu s kontraindikacemi zátěžového vyšetření.

### **3.2 Postup měření**

Měření probíhalo v zátěžové laboratoři na oddělení tělovýchovného lékařství, kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol pod odborným dohledem tělovýchovného lékaře. Testování probíhalo na bicyklovém ergometru Ergoselect 200 P, Ergoline. Ventilační parametry byly měřeny pomocí analyzátoru vydechovaných plynů Oxycon Pro, Jaeger. Srdeční aktivita byla zaznamenávána po celou dobu měření pomocí 12svodového EKG.

Všichni probandi se dostavili na měření zdraví a byli dopředu seznámeni s průběhem celého měření a možnými riziky. Odebrání anamnézy bylo zestručněno na odhalení závažných kontraindikací k zátěžovému testování. Před započítáním samotného testování na ergometru byla každému probandovi změřena tělesná hmotnost a výška a zaznamenáno klidové EKG. Po posazení na ergometr byla nastavena výška sedla a poloha řídicích pák tak, aby se proband cítil komfortně během testování. Před samotným testováním byl každý účastník výzkumu seznámen s Borgovou škálou intenzity zátěže a škálou dušnosti, byl mu nasazen náustek s analyzátozem vydechovaných plynů a byla změřena respirační amplituda pomocí centimetru v úrovni axily, v úrovni processus xiphoideus a v úrovni poloviční vzdálenosti xiphoidu a umbilicu, vše bylo měřeno v sedě na ergometru přes nalepené EKG svody.

Každý proband byl na začátku testování podroben zátěžovému testu do maxima podle protokolu typu rampa s přírůstkem zátěže 5 W / 10 s. Na začátku testování byl proband zainstruován, aby po celou dobu testování udržel optimální kadenci šlapání mezi 60-70 otáčkami/min. Po ukončení zátěžového testu bylo probandovi umožněno volné vyšlapání a 5 min přestávka na zotavení. Na základě zátěžového testu byla stanovena intenzita zátěže pro testování v korigovaných pozicích na polovinu dosažené zátěže ve watttech. Před každým dalším testováním byl proband nastaven do jedné ze

3 korigovaných pozic horní poloviny těla. Randomizovaného pořadí jednotlivých pozic bylo dosaženo losováním. K nastavení do předem určených pozic bylo využito olovnice a goniometru. V každé z následujících pozic byl proband podroben stanovené zátěži po dobu 5 minut. Během této doby byly naměřeny respirační amplitudy ve třech předem definovaných a označených úrovních a každý proband byl dotázán na subjektivní vnímání intenzity zátěže a dušnost.

Pozice č.1 (viz Obrázek 4) byla určena náklonem trupu vůči vertikále o  $30^\circ$  a přibližně  $80^\circ$  flexe v ramenním kloubu. V pozici č. 2 (viz Obrázek 5) byl trup nakloněn od vertikály o  $10^\circ$  a flexe v ramenním kloubu byla zachována jako v pozici č. 1. Pozice č. 3 byla dána pozicí trupu ve vertikále a byla eliminována opora o horní končetiny, které byly volně podél trupu (viz Obrázek 6).



*Obrázek 8. Pozice č. 1 (archiv autora)*

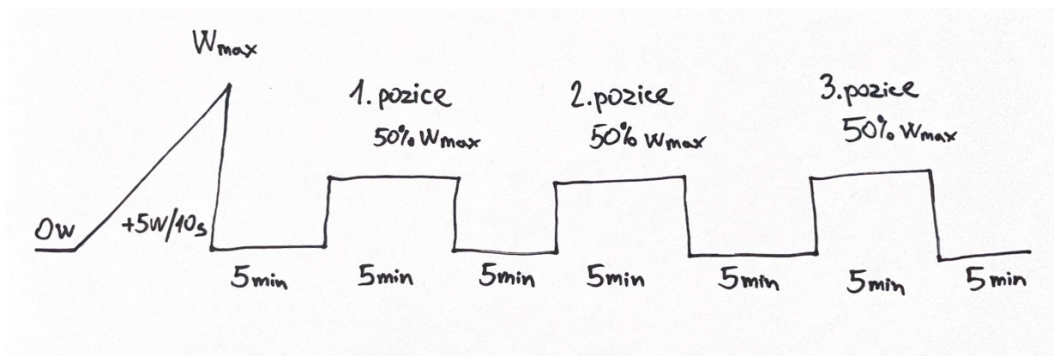


*Obrázek 9. Pozice č. 2 (archiv autora)*



Obrázek 10. Pozice č. 3 (archiv autora)

Samotné testování probíhalo podle následujícího schématu (viz Obrázek 10). Zátěžový test do maxima – 5 minut pauza – 5 minut v první korigované pozici – 5 minut pauza – 5 minut v druhé korigované pozici – 5 minut pauza – 5 minut ve třetí korigované pozici.



Obrázek 11. Schéma zátěžového protokolu

U všech probandů byla naměřena tepová frekvence pomocí EKG, minutová ventilace, dechová frekvence, spotřeba kyslíku a byl proveden videozáznam z předního a bočního pohledu v každé ze 3 korigovaných pozic.

### 3.3 Zpracování výsledků

Získaná data pro jednotlivé pozice byla statisticky zpracována následujícím způsobem. U každého probanda v každé z korigovaných pozic byly odečítány hodnoty minutové ventilace, tepové frekvence, dechové frekvence a spotřeba kyslíku každých 15



sekund po dobu 5 minut. Pro analýzu dat byl použit aritmetický průměr z hodnot naměřených během poslední minuty zátěže pro každý ze zmíněných parametrů. Subjektivní hodnocení intenzity zátěže (RPE) a Borgova škála dušnosti byly zjištěny dotazem jedenkrát v poslední minutě zátěže a respirační amplitudy byly naměřeny pomocí páskového metru vždy také v poslední minutě testování dané pozice. Pro potřeby zpracování výsledků a možnosti objektivního porovnávání jsou respirační amplitudy uváděny v % jako relativní zvětšení trupu během dechových exkurzí. Dechový objem byl zjištěn výpočtem z průměrné dechové frekvence a minutového objemu. Všichni probandi absolvovali celé měření, nikdo neukončil zátěžové měření předčasně.

## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Popis souboru probandů

Výzkumu se účastnilo celkem 6 probandů, 2 ženy a 4 muži, ve věku 49-59 let, kteří byli zařazeni na základě vyhodnocení dotazníku. Souhrnné informace o probandech, kteří se zúčastnili výzkumu, jsou uvedeny v tabulce 1. Průměrný věk souboru probandů byl 54. Ze zúčastněných probandů jich celkem pět příležitostně sportuje, nebo zařazuje pravidelnější pohybovou aktivitu do svého režimu. Nikdo ze zúčastněných neměl v anamnéze žádné neurologické onemocnění, onemocnění endokrinních žláz, výměnu kloubu, akutní zánětlivé onemocnění prodělané v nedávné době nebo mozkovou mrtvici. Jeden proband měl v anamnéze alergické asthma, které ho ale v zátěži nelimituje. Dále jeden z probandů v anamnéze uvedl katetrizační intervenční výkon na srdci pro vrozenou vývojovou vadu a jeden proband uvedl akutní infarkt myokardu v době před 8 lety. Všichni probandi byli dopředu seznámeni s průběhem testování. Každý z probandů podepsal informovaný souhlas (viz Příloha).

	PRŮMĚR	SD
VĚK (ROKY)	54	4
HMOTNOST (KG)	76,25	13,40
VÝŠKA (CM)	171,67	8,33
BMI	25,7	2,83

Tabulka 1. Charakteristika souboru

### 4.2 Analýza dat

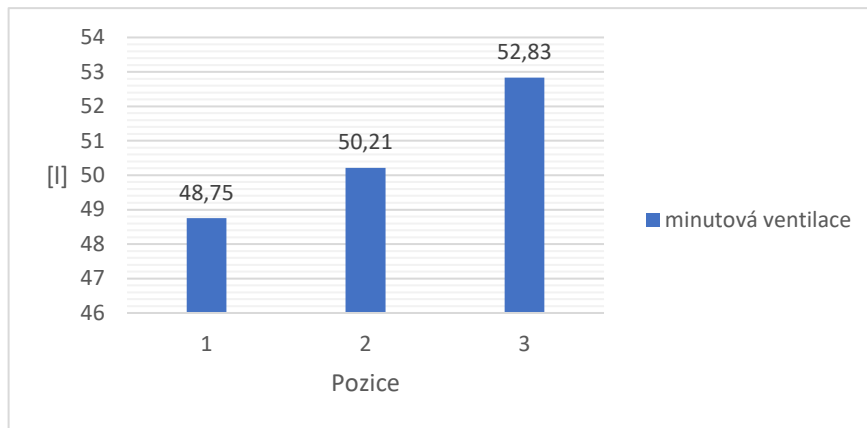
Výsledné průměrné hodnoty sledovaných parametrů všech probandů v jednotlivých pozicích a jejich směrodatná odchylka jsou uvedeny v Tabulce 2. Data v tabulce uvádí průměrnou hodnotu pro všechny probandy. Všichni probandi absolvovali celé měření, nikdo neukončil testování předčasně. Vzhledem k nízkému počtu probandů nebyly rozdíly mezi proměnnými statisticky významné. Z tohoto důvodu jsme omezili prezentaci výsledků na formu deskriptivní statistiky. Graf 1-7 umožňuje grafické porovnání všech 3 pozic mezi sebou v jednotlivých parametrech.

V pozici č. 3, tedy v pozici vzpřímené bez opory horních končetin, byly v průměru naměřeny nejvyšší hodnoty MV (minutové ventilace), BF (dechové frekvence) i HR (tepové frekvence). Dechový objem v této pozici vychází v průměru nejmenší a subjektivně byla tato pozice celkově hodnocena jako nejnáročnější. Z údajů o dechových exkurzích je patrný převládající typ dýchání v horní části hrudníku. V pozici č. 1, tedy v pozici s náklonem trupu 30° a oporou o horní končetiny, byly naměřeny nejnižší hodnoty MV, BR a HR a dechový objem dosahoval nejvyšších hodnot. Naproti tomu celková spotřeba kyslíku byla o něco vyšší než v ostatních pozicích a subjektivně byla zátěž hodnocena velmi podobně jako v pozici č. 2. Dechové exkurze v této pozici převažovali v té nejnižší úrovni, lze tedy v tomto případě hovořit o převládajícím bráničním typu dýchání. V pozici č. 2, tedy v pozici s oporou o horní končetiny a náklonem trupu 10°, dosahovaly hodnoty MV, BF a HR o něco výše než v pozici č. 1, dechový objem byl v průměru téměř srovnatelný se třetí pozicí, nicméně z hlediska spotřeby kyslíku se tato pozice zdá být nejekonomičtější. Dechové exkurze byly velmi podobné ve všech 3 úrovních trupu a subjektivně byla tato pozice hodnocena nejlépe.

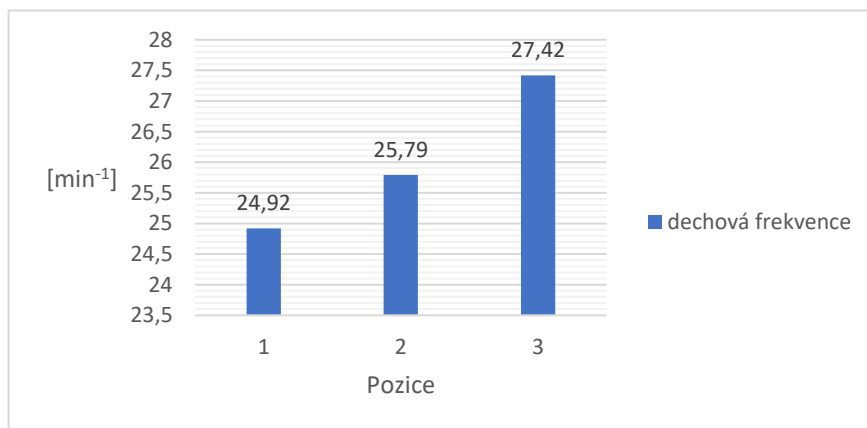
Výsledky výzkumu hovoří ve prospěch stanovených hypotéz. Na základě deskriptivní statistiky nelze hovořit o statisticky významném rozdílu naměřených dat v jednotlivých pozicích. Nicméně ukazuje se, že zátěž ve třetí pozice, ve které byla v průměru naměřena nejvyšší minutová ventilace, byla probandy hodnocena subjektivně jako náročnější.

Parametry zátěžového vyšetření	Pozice 1		Pozice 2		Pozice 3	
	průměr	SD	průměr	SD	průměr	SD
minutová ventilace [l.min <sup>-1</sup> ]	48,75	8,46	50,21	10,60	52,83	11,09
dechová frekvence [min <sup>-1</sup> ]	24,92	3,05	25,79	4,06	27,42	4,05
tepová frekvence [min <sup>-1</sup> ]	144,92	20,81	146,71	20,98	151	21,50
dechový objem [l]	1,97	0,35	1,94	0,26	1,93	0,32
VO <sup>2</sup> [ml.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> ]	22,68	4,42	21,87	4,08	22,45	3,71
RPE	11,67	2,16	11,67	1,97	12,67	1,97
Borgova škála dušnosti	3,17	1,17	2,83	1,17	3,50	1,38
Relativní RA1	0,0167	0,0043	0,0231	0,008	0,0285	0,0095
Relativní RA2	0,0207	0,0093	0,0255	0,004	0,0217	0,0099
Relativní RA3	0,0258	0,0121	0,0245	0,0075	0,0241	0,0108

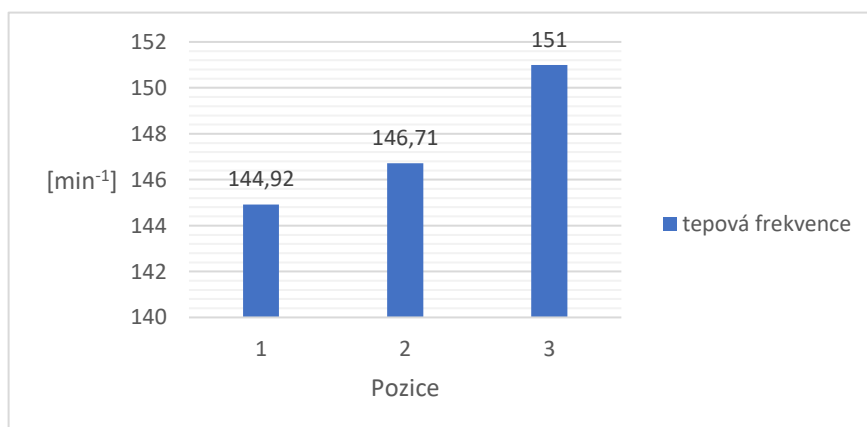
Tabulka 2. Průměrné hodnoty zkoumaných parametrů probandů a jejich směrodatné odchylky



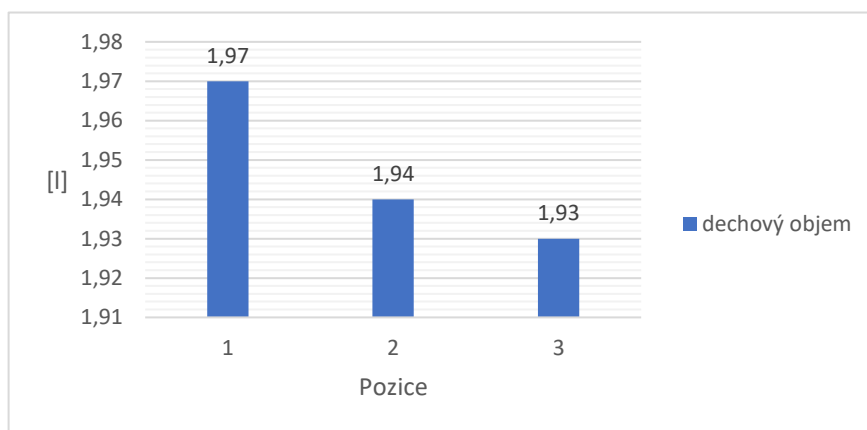
Graf 1. Průměr naměřených hodnot minutové ventilace všech probandů v jednotlivých pozicích



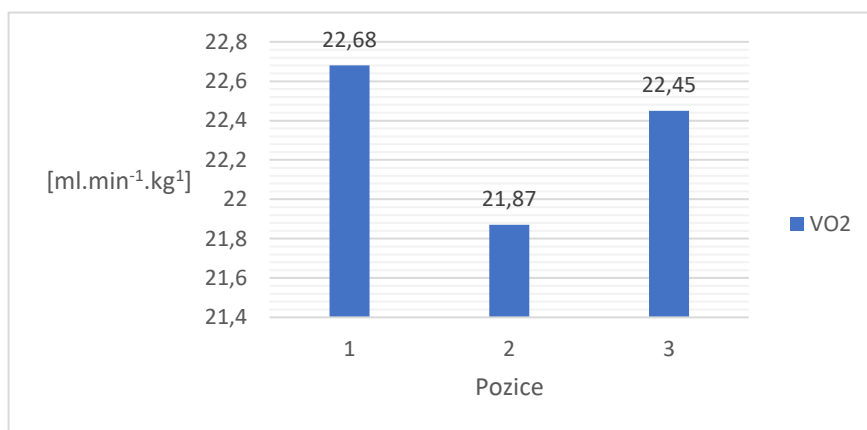
Graf 2. Průměr naměřených hodnot dechové frekvence všech probandů v jednotlivých pozicích



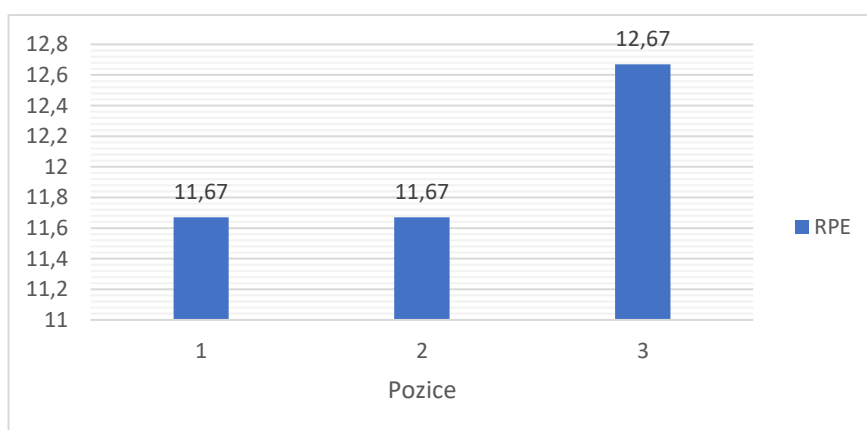
Graf 3. Průměr naměřených hodnot tepové frekvence všech probandů v jednotlivých pozicích



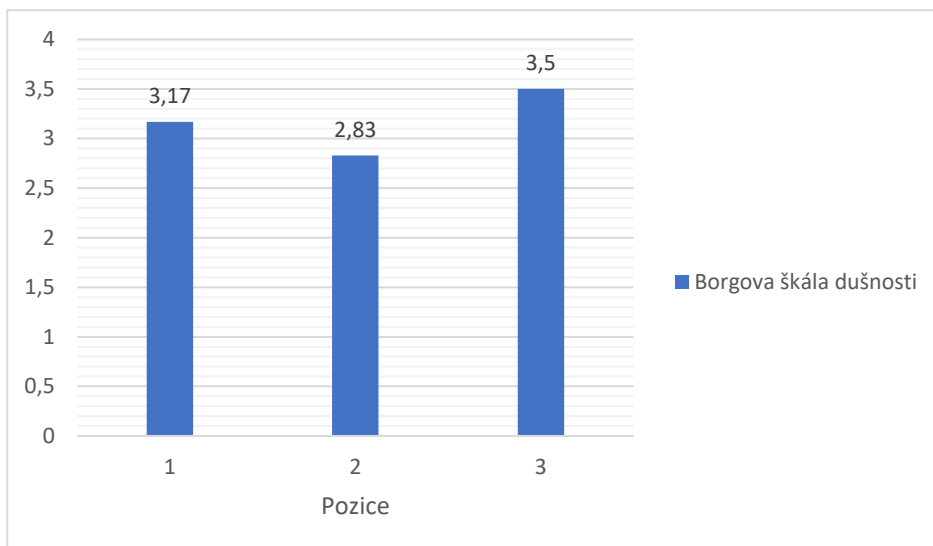
Graf 4. Průměr vypočtených hodnot dechového objemu všech probandů v jednotlivých pozicích



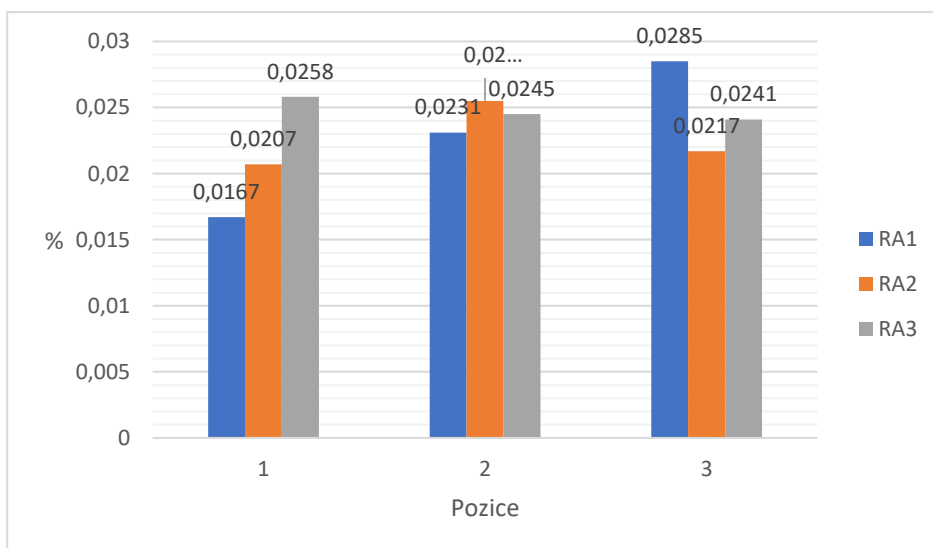
Graf 5. Průměr naměřených hodnot spotřeby kyslíku všech probandů v jednotlivých pozicích



Graf 6. Průměrné hodnocení zátěže na Borgově stupnici všech probandů v jednotlivých pozicích



Graf 7. Průměrné hodnocení dušnosti na Borgově škále dušnosti všech probandů v jednotlivých pozicích



Graf 8. Průměr naměřených hodnot dechových exkurzí ve třech úrovních trupu pro všechny probandy v jednotlivých pozicích

## 5 DISKUZE

Námětem pro tuto práci byla snaha nalézt optimální pozici horní poloviny těla na bicyklovém ergometru pro běžného pacienta pro zátěžové vyšetřování, potažmo pohybovou terapii. Jelikož neexistuje žádné standardizované doporučení, pacienti často preferují různé nastavení. Některé pozice ovšem mohou být limitující pro výsledný efekt terapie. Cílem této práce bylo tedy shrnout poznatky o dýchání, postuře, cyklistice a zátěži k nalezení optimálního nastavení horní poloviny těla na bicyklovém ergometru pro dosažení ideálních kardiorespiračních parametrů a výkonu. Rešeršní část shrnuje poznatky o vlivu zátěže a postury na ventilaci a dechový vzor. Dále také popisuje zátěžové vyšetření a zkoumané parametry odpovědi na zátěž a biomechaniku cyklistického kroku.

Ventilace zajišťuje výměnu dýchacích plynů. Množství vzduchu, které ventilací dostaneme do plic se odvíjí od dechového vzoru. Na dechový vzor má vliv mnoho faktorů, mezi které patří nastavení polohy těla, resp. pozice bránice, jejíž aktivita je pozicí těla ovlivněna. Poloha těla má také vliv na gravitační síly působící např. na tíhu orgánů. Nastavení jednotlivých segmentů těla může facilitovat nebo inhibovat ventilaci.

V zátěži se zvyšuje dechová frekvence, ale i dechový objem a dýchání se posouvá do více do inspiria. Podle Bernasconihho (1993) se v periodické zátěži, jako je běh nebo cyklistika, dechový rytmus koordinuje s pohyby končetin. Podle Turpina (2020) hrají horní končetiny významnou roli pro energetické nároky v zátěži. Jsou totiž důležité pro vylučování destabilizačních sil, kterými působí periodické šlapání na horní polovinu těla. Heil (1997) a Grappe (1998) se shodují, že změna náklonu trupu nemá prokazatelný vliv na změnu  $VO_2$  v submaximální zátěži. Grappe však také uvádí vyšší dosažené hodnoty minutové ventilace a subjektivní hodnocení zátěže v pozici s vyšším náklonem trupu, stejný závěr uvádí i Grehm (1997) a Richardson s Johnsonem (1994). Ashe et al. (2003) však uvádí nižší hodnoty  $VO_2$  ve vzpřímené pozici oproti tzv. aero pozici. Současně uvádí ve vzpřímené pozici vyšší dechový objem a nižší dechovou frekvenci. Také uvádí ve vzpřímené pozici vyšší %GME, ve shodě s Fintelmanem (2015).

V praktické části byly stanovené 3 pozice horní poloviny těla. Zvolili jsme takové pozice, které se budou od sebe lišit náklonem trupu a přítomností opory o horní končetiny a zároveň se budou blížit nastavení, které jsou mezi pacienty běžně preferovaná. V první



pozici jsme zvolili náklon trupu 30°, který umožňuje dobrou stabilitu trupu, oporu o horní končetiny a zároveň pohodlný posed na ergometru. Ve druhé pozici jsme zvolili náklon trupu 10°, který se přibližuje pozici ve vertikále, ale stále umožňuje dobrou oporu o horní končetiny. Ve třetí pozici jsme zvolili pozici trupu ve vertikále a horní končetiny volně podél těla. Výběr probandů proběhl na základě výběrových kritérií tak, aby se podobal běžnému pacientovi oddělení tělovýchovného lékařství. Všichni probandi absolvovali zátěžový test do maxima podle rampového protokolu s přírůstkem zátěže 5 W / 10 s. Následně byl každý z probandů testován v každé ze 3 stanovených pozicí po dobu 5 minut na poloviční intenzitě zátěže (ve W) dosažené v zátěžovém testu. Tato hodnota intenzity byla stanovena po konzultaci s tělovýchovným lékařem tak, aby umožnila objektivní porovnání a eliminovala předčasné ukončení testu pro přílišnou intenzitu.

Na základě odborné rešerše jsme si stanovili hypotézy, které se po vyhodnocení výsledků zdánlivě nedají vyvrátit. Vzhledem k malému množství dat, byla ke zpracování výsledků použita pouze deskriptivní statistika. Pro podrobnější analýzu by bylo potřeba provedení rozsáhlejšího výzkumu. Předpokládali jsme, že efektivnější pozice bude doprovázena nižší  $VO_2$  a bude se vyznačovat vyššími hodnotami dechového objemu. Jsme si však vědomi, že výsledný efekt každé pozice na každého probanda se mohl významně lišit individuálními faktory, jako je trénovanost, rozdílná anatomie atd.). Snaha zajistit stejné podmínky respektovala nastavení podmínek pro zátěžové vyšetření.

Z naměřených výsledků lze vypořadovat rozdílné hodnoty zkoumaných parametrů. Při porovnání směrodatných odchylek lze vypořadovat největší variabilitu dat parametrů v pozici 3. Lze uvažovat o souvislosti s absencí opory o HKK, která zvyšuje celkovou technickou náročnost této pozice, a tudíž podporuje i vyšší variabilitu individuálních kompenzačních mechanismů. Dosažení v průměru nejnižších hodnot dechového objemu v této pozici by mohlo souviset s absencí opory HKK. Přestože napřímená pozice trupu umožňuje větší dechové exkurze, svaly trupu vyvíjí větší aktivitu ve smyslu posturální funkce v neprospěch ventilace. To může mít za následek vzrůst kardiorespiračních nároků a subjektivní hodnocení vyšší intenzity zátěže. Z toho lze usuzovat o platnosti druhé hypotézy, a sice, že vzrůst kardiorespiračních nároků souvisí se subjektivním hodnocením zátěže. Zajímavým poznatkem ve třetí pozici je v průměru nejnižší hodnota dechového objemu, zatímco dechové exkurze byly v porovnání s ostatními pozicemi nejvyšší. Jako optimální lze považovat pozici 2, ve které sice nebyly

naměřeny nejnižší hodnoty ventilace a tepové frekvence, ale z hlediska spotřeby kyslíku je tato pozice neekonomičtější. Za zmínku stojí dechové exkurze, které se zdají být rovnoměrné distribuované v různých úrovních trupu právě v druhé pozici. Pozice s největším náklonem trupu (Pozice 1) vykazovala nejnižší naměřené hodnoty MV, BF a HR a nejvyšší hodnoty dechového objemu. Předpokládali jsme, že větší náklon trupu umožní více eliminovat gravitační síly působící proti nádechovým pohybům hrudníku a zvýší žilní návrat, jak uvádí McArdle (1994). Zároveň se ale výsledky neshodují s již zmíněnými studii uvádějícími vyšší hodnoty MV a RPE při vyšším náklonu trupu. To by mohlo znamenat, že existuje určité rozmezí náklonu trupu, ve kterém je trend vzrůstajících hodnot MV, HR a BF opačný. To ovšem nevysvětluje fakt, že byly v této pozici naměřeny stále nejvyšší hodnoty  $VO_2$ . Tento fakt je ovšem v souladu s výsledky, jaké uvádí Ashe (2003). Dechové exkurze byly v této pozici nejnižší v axilární úrovni trupu a tyto hodnoty byly nejnižší i v porovnání s ostatními pozicemi. Možným vysvětlením je největší opora HKK v této pozici, která fixuje horní žebra a inhibuje tak dýchací pohyby. V kontrastu k tomuto poznatku je opět zajímavý fakt naměření nejvyšších hodnot dechového objemu.

Lze předpokládat, že na různém stupni zátěže lze očekávat různý vzestup zátěžových parametrů. Zajímavé by bylo pozorovat trend vývoje respiračních amplitud se zvyšující se zátěží, a tedy nároky na MV. Lze také předpokládat, že správná opora o HKK bude hrát významnou roli ve snížení celkové spotřeby kyslíku. Tyto poznatky by mohly být námětem pro další zkoumání. Pro objektivnější zhodnocení zkoumaných dat by bylo potřeba rozsáhlejší studie.

## ZÁVĚR

Neexistuje žádné standardizované doporučení pro optimální pozici horní poloviny těla na bicyklovém ergometru. Výsledný efekt kterékoli optimalizované pozice bude vždy podléhat vlivu individuálních faktorů. Tato práce se zaměřila převážně na zhodnocení faktorů, které mají vliv na ventilační parametry.

V praktické části testovalo 6 probandů 3 stanovené pozice. První pozice byla určená náklonem trupu  $30^\circ$  od vertikály a oporou o HKK. V druhé pozici byl tento úhel  $10^\circ$  a opora o HKK zachována. Ve třetí pozici bylo určené postavení trupu ve vertikále a HKK byly bez opory volně podél těla. Během měření byly u každého probanda každé pozici naměřeny hodnoty MV, BR, HR, VO<sub>2</sub>, RPE a hodnocení na Borgově škále dušnosti a respirační amplitudy ve třech úrovních trupu. Tyto hodnoty byly zpracovány pomocí deskriptivní statistiky. Při porovnání průměrných hodnot zkoumaných parametrů mezi jednotlivými pozicemi se domníváme, že za optimální pozici lze považovat pozici č. 2, jelikož při ní bylo dosaženo nejnižších hodnot VO<sub>2</sub>. Ukázalo se, že v pozici 3 dosahovala spotřeba kyslíku nejvyšších hodnot a zároveň byla probandy subjektivně hodnocena jako nejnáročnější. Stanovené hypotézy ovšem nelze jednoznačně potvrdit na základě malého množství naměřených dat. Předpokládáme, že v určitém rozmezí náklonu trupu může k dosažení optimální ventilace a nejnižší spotřeby kyslíku hrát významnou roli opora o horní končetiny. Tyto domněnky mohou být námětem pro další studie.

## REFERENČNÍ SEZNAM

ASHE, M. C., et al. *Body position affects performance in untrained cyclists*. British journal of sports medicine [online]. England: BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine, 2003, **37**(5), 441-444 [cit. 2022-08-11]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.37.5.441

BALADY, Gary J., et al. *Clinician's guide to cardiopulmonary exercise testing in adults: a scientific statement from the American Heart Association*. Circulation, 2010, **122**.2: 191-225.

BELTZ, Nicholas M., et al. *Graded exercise testing protocols for the determination of VO<sub>2</sub> max: historical perspectives, progress, and future considerations*. Journal of sports medicine, 2016, 2016.

BERNASCONI, P a J KOHL. *Analysis of co-ordination between breathing and exercise rhythms in man*. The Journal of physiology [online]. Oxford: The Physiological Society, 1993, **471**(1), 693-706 [cit. 2022-08-09]. ISSN 0022-3751. Dostupné z: doi:10.1113/jphysiol.1993.sp019923

BURKE, Ed. *High-tech Cycling*. 2. vydání. Champaign: Human Kinetics, 2003. ISBN 978-0-7360-4507-0

CARVER, Todd. *Bike Fit and Body Positioning*. Cycling Science [online]. Champaign, IL: Human Kinetics, 2017, 81-91 [cit. 2022-08-10]. ISBN 1492595373. Dostupné z: doi:10.5040/9781492595373.ch-008

COOPER, Christopher B.; STORER, Thomas W. *Exercise testing and interpretation: a practical approach*. Cambridge University Press, 2001.

CUNNINGHAM, D. A., P. B. GOODE a J. B. CRITZ. *Cardiorespiratory response to exercise on a rowing and bicycle ergometer*. Medicine and science in sports and exercise [online]. 1975, **7**(1), 37-43 [cit. 2022-08-10]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/00005768-197500710-00008

ČIHÁK, Radomír; GRIM, M.; FEJFAR, O. *Anatomie I*. Druhé, upravené a doplněné vydání.-1497. Grada, Praha, 2001.

ČUMPELÍK, Jiří, et al. *Vztah mezi dechovými pohyby a držením těla*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2006, 2.13: 62-70.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009, 532 s . ISBN 978-80-247-3240-4.

FINTELMAN, D. M., et al. *Effect of different aerodynamic time trial cycling positions on muscle activation and crank torque*. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2016, 26.5: 528-534.

GANONG, William F., Pavel BRAVENÝ, Jan HERGET a Karel RAKUŠAN. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd., 1. v Galénu. Praha: Galén, 2005, xx, 890 s. : il., tab. ; 29 cm. ISBN 80-7262-311-7

GRAPPE, F., et al. *Effect of cycling position on ventilatory and metabolic variables*. International journal of sports medicine, 1998, 19.05: 336-341.

GNEHM, Peter, et al. *Influence of different racing positions on metabolic cost in elite cyclists*. Medicine and science in sports and exercise, 1997, 29.6: 818-823.

HEIL, D. P, T. R DERRICK a S WHITTLESEY. *The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry*. European journal of applied physiology [online]. Berlin: Springer, 1997, 75(2), 160-165 [cit. 2023-08-13]. ISSN 0301-5548. Dostupné z: doi:10.1007/s004210050141

HUDÁK, Radovan, David KACHLÍK, Jan BALKO a Šárka ZAVÁZALOVÁ. *Memorix anatomie*. 4. vydání. Praha: Triton, 2017, xxi, 607. ISBN 978-80-7553-420-0.

CHEUNG, Stephen S a Mikel ZABALA. *Cycling Science*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2017. ISBN 1450497322

KAPANDJI, Adalbert Ibrahim, L. H. HONORÉ a Robert MERLE D'AUBIGNÉ. *The Physiology of the joints. Vol. 3, The trunk and the vertebral column*. Second edition. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2002, 251 stran : ilustrace ; 28 cm. ISBN 0-443-01209-1

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s . ISBN 978-80-7262-657-1.

LANDA, Pavel a Jitka LIŠKOVÁ. *Rekreační cyklistika: výběr kola, technika jízdy, děti a kolo*. Praha: Grada, 2004, 91 s., [8] s. fot. příl. : obr.,fot. ISBN 80-247-0726-8

LANDA, Pavel. *Cyklistika: trénink a jeho plánování*. Praha: Grada, 2005, 119 s. : il. ISBN 80-247-0725-X

LÖLLGEN, Herbert a Dieter LEYK. *Exercise Testing in Sports Medicine. Deutsches Ärzteblatt international [online]*. Germany: Deutscher Arzte Verlag, 2018, **115**(24), 409-416 [cit. 2023-08-13]. ISSN 1866-0452. Dostupné z: doi:10.3238/arztebl.2018.0409

LUKES, R A, S B CHIN a S J HAAKE. *The understanding and development of cycling aerodynamics*. Sports engineering [online]. 2005, **8**(2), 59-74 [cit. 2022-08-10]. ISSN 1369-7072. Dostupné z: doi:10.1007/BF02844004

MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011, 245 s. : il. ISBN 978-80-7262-695-3

MCARDLE, William D., Frank I. KATCH a Victor L. KATCH. *Essentials of exercise physiology*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1994, xi, 563 s., il. 28 cm. ISBN 0-8121-1724-7

NOVOTNÝ, Jan. *Zátěžové testy ve sportovní medicíně*. Brno: Masarykova univerzita, 2017, 1 online zdroj. ISBN 978-80-88246-06-0

PALEČEK, František. *Patofyziologie dýchání*. Praha: Avicenum, 1987, 312 s .

PLACHETA, Zdeněk, et al. *Zátěžová diagnostika v ambulanci a klinické praxi*. 1999.

POWERS, Scott K. (Scott Kline) a Edward T. HOWLEY. *Exercise physiology: theory and application to fitness and performance*. Tenth edition, international student edition. New York: McGraw-Hill, 2018, 594 stran, [40] příloh : ilustrace ; 28 cm. ISBN 978-1-259-92205-3

RICHARDSON, Russ S.; JOHNSON, Stephen C. *The effect of aerodynamic handlebars on oxygen consumption while cycling at a constant speed*. Ergonomics, 1994, 37.5: 859-863.

ROKYTA, Richard. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, 2016, 434 s. ISBN 978-80-7492-238-1

RUBY, Patricia a M.L HULL. *Response of intersegmental knee loads to foot/pedal platform degrees of freedom in cycling*. Journal of biomechanics [online]. Oxford: Elsevier, 1993, 26(11), 1327-1340 [cit. 2022-08-10]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(93)90356-J

SALAI, Moshe, et al. *Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists*. British journal of sports medicine [online]. England: BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine, 1999, 33(6), 398-400 [cit. 2022-08-10]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.33.6.398

SMOLÍKOVÁ, Libuše a Miloš MÁČEK. *Respirační fyzioterapie a plicní rehabilitace*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010, 194 s. : il. (převážně barev.) ; 21 cm. ISBN 978-80-7013-527-3

SOLBERG, Geir, et al. *Respiratory gas exchange indices for estimating the anaerobic threshold*. Journal of sports science & medicine, 2005, 4.1: 29.

TURPIN, Nicolas A. a Bruno WATIER. *Cycling Biomechanics and Its Relationship to Performance*. Applied sciences [online]. Basel: MDPI, 2020, 10(12), 4112 [cit. 2023-08-12]. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app10124112

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9

VOJTĚCHOVSKÝ, Ondřej. JIŘÍ SEKERA. *Cyklistika Průvodce tréninkem*. Grada, 2009, 1 online zdroj (184 stran). ISBN 978-80-247-6952-3

WEISMAN, Idelle M. a R. Jorge ZEBALLOS. *Clinical exercise testing*. Basel: Karger, 2002, x, 329 s. : il., portréty. ISBN 3-8055-7298-0

WILLIAMS, Nerys. *The Borg Rating of Perceived Exertion (RPE) scale*. Occupational medicine (Oxford) [online]. OXFORD: Oxford Univ Press, 2017, **67**(5), 404-405 [cit. 2023-08-14]. ISSN 0962-7480. Dostupné z: doi:10.1093/occmed/kqx063



## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Pohyb dolních a horních žeber (Kapandji et al., 2002).....	16
Obrázek 2. Bránice (Kapandji et al., 2002).....	17
Obrázek 3. Model funkce mezižeberních svalů při nádechu (Čihák et al., 2001) .....	19
Obrázek 4. Model funkce mezižeberních svalů při rovnovážném stavu (Čihák et al., 2001).....	20
Obrázek 5. Model funkce mezižeberních svalů při výdechu (Čihák et al., 2001) .....	20
Obrázek 6. Dechová křivka a statické ventilační objemy (Rokyta, 2016) .....	23
Obrázek 7. Základní protokoly bicyklové ergometrie (Placheta et al., 1999).....	32
Obrázek 8. Pozice č. 1 (archiv autora) .....	39
Obrázek 9. Pozice č. 2 (archiv autora) .....	39
Obrázek 10. Pozice č. 3 (archiv autora) .....	40
Obrázek 11. Schéma zátěžového protokolu .....	40

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Charakteristika souboru.....	42
Tabulka 2. Průměrné hodnoty zkoumaných parametrů probandů a jejich směrodatné odchylky .....	44

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1. Průměr naměřených hodnot minutové ventilace všech probandů v jednotlivých pozicích .....	45
Graf 2. Průměr naměřených hodnot dechové frekvence všech probandů v jednotlivých pozicích .....	45
Graf 3. Průměr naměřených hodnot tepové frekvence všech probandů v jednotlivých pozicích .....	45
Graf 4. Průměr vypočtených hodnot dechového objemu všech probandů v jednotlivých pozicích .....	46
Graf 5. Průměr naměřených hodnot spotřeby kyslíku všech probandů v jednotlivých pozicích .....	46
Graf 6. Průměrné hodnocení zátěže na Borgově stupnici všech probandů v jednotlivých pozicích .....	46
Graf 7. Průměrné hodnocení dušnosti na Borgově škále dušnosti všech probandů v jednotlivých pozicích .....	47
Graf 8. Průměr naměřených hodnot dechových exkurzí ve třech úrovních trupu pro všechny probandy v jednotlivých pozicích .....	47

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1. Informovaný souhlas.....	61
Příloha 2. Dotazník.....	63

# PŘÍLOHY

*Příloha 1. Informovaný souhlas*

## **Informovaný souhlas účastníka výzkumu**

Vážený pane, vážená paní, v souladu s etickými zásadami realizace výzkumu Vás žádám o souhlas s účastí ve výzkumném projektu v rámci mé bakalářské práce.

**Název práce:** Vliv postavení horní poloviny těla na ventilaci při zátěži na bicyklovém ergometru

**Autor práce:** Šárka Vondrášková

**Název pracoviště:** Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství ve FN Motol

**Vedoucí práce:** Mgr. Klára Kučerová

**Popis výzkumu:** Cílem tohoto výzkumu porovnat různé pozice na bicyklovém ergometru při zátěžovém vyšetření z hlediska měřených parametrů. Jedná se o spiroergometrické vyšetření, které bude nejprve provedeno do maxima a poté na poloviční zátěži v různých pozicích těla. Pokud jste si vědom/a jakékoli z následujících kontraindikací, zátěžové vyšetření, není měření podstoupit.

**Souhlasím s pořízením videozáznamu pro účely kinematické analýzy, která bude součástí výzkumu. ANO x NE**

**Kontraindikace:** Akutní infekční onemocnění, akutní zánětlivé onemocnění, dekompenzovaný diabetes mellitus, léčená hypertenze nad 200/120mmHg v klidu, choroby srdce, infarkt (první 4 dny), nestabilní angina pectoris, poruchy acidobazické rovnováhy, disekce aorty, plicní embolie, srdeční selhání s klidovými symptomy, CMP nebo tranzitorní ischemická ataka do 3 měsíců, respirační insuficience, těžší formy thyreopatie nebo jiné endokrinopatie, anemie, neurologické obtíže, totální endoprotéza

**Epidemiologické opatření:** Z důvodu současné epidemiologické situace je nutné pro účast na výzkumu prodělání nemoci COVID-19 (ukončení izolace před více než 4 týdny) nebo dokončené očkování (v případě mRNA vakcíny před více než 10 dny).

## **Prohlášení**

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu, že splňuji veškeré podmínky pro účast na výzkumu, a že jsem měl/a možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal/a jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány a využity pouze pro účely této bakalářské práce. Byl/a jsem poučen/a o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat.

**Jméno a příjmení:**

**V Praze, dne.....**

**Podpis:**

*Příloha 2. Dotazník*

Prosím Vás o vyplnění krátkého dotazníku v souvislosti se zátěžovým vyšetřením

1. Užíváte pravidelně nějaké léky? Pokud ano, jaké?
  - a. NE
  - b. ANO, užívám .....
2. Léčíte nebo léčil/a jste se v minulosti se srdcem?
  - a. NE
  - b. ANO
3. Trpíte na asthma?
  - a. NE
  - b. ANO
4. Prodělal/a jste v posledním měsíci nějaké akutní zánětlivé onemocnění?
  - a. NE
  - b. ANO
5. Prodělal/a jste v posledních 3 měsících mozkovou mrtvici?
  - a. NE
  - b. ANO
6. Trpíte nějakými neurologickými potížemi?
  - a. NE
  - b. ANO
7. Byla vám voperována kloubní náhrada?
  - a. NE
  - b. ANO