



# Stanovení energetické náročnosti jízdy na elektrokole v kontextu primární prevence zdraví

## Diplomová práce

*Studijní program:*

N7401 Tělesná výchova a sport

*Studijní obory:*

Učitelství tělesné výchovy pro 2. stupeň základní školy

Učitelství zeměpisu pro 2. stupeň základní školy

*Autor práce:*

**Bc. Jaromír Patočka**

*Vedoucí práce:*

PhDr. Iva Šeflová, Ph.D.

Katedra tělesné výchovy a sportu





## Zadání diplomové práce

# Stanovení energetické náročnosti jízdy na elektrokole v kontextu primární prevence zdraví

*Jméno a příjmení:* **Bc. Jaromír Patočka**  
*Osobní číslo:* P19000926  
*Studijní program:* N7401 Tělesná výchova a sport  
*Studijní obory:* Učitelství tělesné výchovy pro 2. stupeň základní školy  
Učitelství zeměpisu pro 2. stupeň základní školy  
*Zadávací katedra:* Katedra tělesné výchovy a sportu  
*Akademický rok:* **2020/2021**

### Zásady pro vypracování:

1. Vytvoření přehledu dosavadních poznatků o vlivu jízdy na elektrokole v kontextu primární prevence podpory zdraví.
2. Laboratorní a terénní měření funkčních kardiovaskulárních a respiračních parametrů a určení jejich vztahu k danému stupni dopomoci elektrokola.
3. Vyhodnocení výsledků měření a jejich implikace do oblasti primární prevence zdraví.

Rozsah grafických prací:  
Rozsah pracovní zprávy:  
Forma zpracování práce:  
Jazyk práce:

tištěná/elektronická  
Čeština



### Seznam odborné literatury:

PORCARI, John P., Cedric BRYANT a Fabio COMANA. *Exercise physiology: Foundations of Exercise Science*. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2005. ISBN 978-08-036-2555-6.

SIGMUND, Erik a Dagmar SIGMUNDOVÁ. *Pohybová aktivita pro podporu zdraví dětí a mládeže*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2811-6.

VÁRNAY, František, Pavel HOMOLKA, Leona MÍFKOVÁ a Petr DOBŠÁK. *Spiroergometrie v kardiologii a sportovní medicíně*. Praha: Grada Publishing, 2020. ISBN 978-80-271-2552-4.

ZOLADZ, Jerzy A. *Muscle and exercise physiology*. San Diego: Elsevier Science Publishing Co Inc., 2019. ISBN 978-0-12-814594-4.

Vedoucí práce:

PhDr. Iva Šeflová, Ph.D.  
Katedra tělesné výchovy a sportu

Datum zadání práce:

9. listopadu 2020

Předpokládaný termín odevzdání: 30. listopadu 2021

prof. RNDr. Jan Pícek, CSc.  
děkan

L.S.

doc. PaedDr. Aleš Suchomel, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Liberci dne 9. listopadu 2020

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci jsem vypracoval samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Jsem si vědom toho, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má diplomová práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědom následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

15. prosince 2021

Bc. Jaromír Patočka

## **Poděkování**

Na tomto místě bych velice rád poděkoval PhDr. Ivě Šeflové, Ph.D. za pomoc, trpělivost, strávený čas, a především odborný dohled nad touto diplomovou prací. Mé poděkování i omluva patří také mým rodičům a přítelkyni za čestnou pomoc a podporu, i nutnou velkou dávku trpělivosti, a to nejen při psaní této diplomové práce, ale i po celou dobu studia.

## **Anotace**

Diplomová práce se zabývá zhodnocením vlivu jízdy na elektrokole v kontextu primární prevence zdraví. Zahrnuje shrnutí biomechaniky i fyziologie jízdy na kole a syntézu dosavadních poznatků o zdravotním vlivu jízdy na elektrokole. V rámci laboratorního šetření podrobíme 10 dobrovolníků somatickému měření, funkčnímu testu na ergometru a následně jízdě na elektrokole se simulovaným odporem pomocí elektromagnetické brzdy, přičemž sledujeme kardiovaskulární a spirometrické koeficienty. Ze získaných parametrů hodnotíme dopad jízdy na elektrokole v rámci primární prevence zdraví.

## **Klíčová slova**

Elektrokolo, primární prevence zdraví, energetický výdej, srdeční frekvence, příjem kyslíku

## **Anotation**

This thesis focuses on the evaluation of the impact of e-bike riding in the context of primary health prevention. It includes a summary of the biomechanics and physiology of cycling and a synthesis of existing knowledge on the health effects of e-bike riding. In a laboratory experiment, we subject 10 volunteers to somatic measurements, a functional test on an ergometer, and then ride an e-bike with simulated resistance using an electromagnetic brake, while monitoring cardiovascular and spirometric coefficients. From the parameters obtained, we assess the impact of e-bike riding in primary health prevention.

## **KEYWORDS**

E-bike, primary prevention of health, energy expenditure, heart rate, oxygen uptake

# Obsah

Úvod	13
1 Syntéza dosavadních poznatků	14
1.1 Biomechanické aspekty jízdy na kole	14
1.1.1 Mechanická práce a energetický výdej	14
1.1.2 Frekvence šlapání	17
1.1.3 Efektivita jízdy na kole	18
1.1.4 Technika šlapání	18
1.1.5 Valivý odpor	21
1.1.6 Aerodynamický odpor	21
1.1.7 Tvar a velikost	22
1.1.8 Jízda do kopce	24
1.1.9 Metabolická práce a tělesná hmotnost	25
1.1.10 Pozice sedla	26
2 Fyziologické aspekty jízdy na kole	28
3 Zátěžová diagnostika	32
3.1 Bezpečnost během zátěžového testu	33
3.1.1 Kontraindikace	33
3.1.2 Důvody přerušení testu	34
3.2 Ergometrie	34
3.3 Spiroergometrie	34
3.4 Testování anaerobní kapacity a silových schopností organismu	35
3.5 Testování aerobní kapacity a funkční zdatnosti oběhového systému	36
3.5.1 Laboratorní diagnostika aerobních schopností	37
3.5.2 Index W170	37
3.5.3 Test $VO_{2max}$	38
3.5.3.1 Zátěžový protokol $VO_{2max}$	41

4	Primární prevence zdraví	43
4.1	Rizika spojená s hypokinetickým způsobem života	43
4.1.1	Doporučené hodnoty pohybových aktivit v rámci PPZ	45
5	Dosavadní poznatky o vlivu jízdy na elektrokole v rámci primární prevence zdraví	47
6	Cíle	51
7	Metodika práce	52
7.1	Charakteristika zkoumaného souboru	52
7.1.1	Etická hlediska	53
7.2	Bezpečnostní hlediska	54
7.3	Materiálové a přístrojové zabezpečení	54
7.4	Charakteristika použitých metod a organizace výzkumu	56
8	Výsledky a diskuse	60
9	Závěry	69
10	Seznam použitých zdrojů	72



## Seznam obrázků

Obrázek 1 Celkový odpor pohybu, nebo mechanická práce za jednotku vzdálenosti, jako funkce rychlosti na druhu v cyklistice (Zoladz 2019) .....	16
Obrázek 2 Energetická náročnost jízdy na kole, jako funkce rychlosti na druhu (Capelli et al. 1993).....	17
Obrázek 3 Ideální působení sil na pedály jízdního kola (Henke 1998).....	19
Obrázek 4 Zapojení svalů v jednotlivých fázích šlapání (Friedman 2020).....	20
Obrázek 5 Stereotyp cyklistického kroku (Kračmar a Bačáková 2010) .....	21
Obrázek 6 Metabolická práce jako funkce rychlosti u cyklistů se signifikantním rozdílem v somatotypu (Zoladz 2019).....	24
Obrázek 7 Metabolická práce na jednotku hmotnosti subjektu jako funkce rychlosti. Přičemž modré křivky značí cyklistu 1 (50 kg, 1,50 m), červené cyklistu 2 (100 kg, 2.0 m) a zelené linie značí metabolickou práci proti neaerodynamickým silám, nezávislých na celkové hmotnosti (Zoladz 2019). .....	26
Obrázek 8 - Rozložení energetického krytí v průběhu výkonu (Bernaciková 2012).....	29
Obrázek 9 Testování anaerobní kapacity (Struhár et al. 2019) .....	35
Obrázek 10 Testování aerobní kapacity organismu (Struhár et al. 2019) .....	36
Obrázek 11 Testování VO <sub>2</sub> max (autor) .....	57
Obrázek 12 Testování jízdy na elektrokole (autor) .....	59
Obrázek 13 - Spotřeba energie E při různých stupních dopomoci elektrokola a sklonu 0,5 % .....	67
Obrázek 14 - Spotřeba energie E při různých stupních dopomoci elektrokola a sklonu 2,5 % .....	67

## Seznam tabulek

Tabulka 1 Valivý odpor u cyklisty, při různých podmínkách (Zoladz 2019) .....	15
Tabulka 2 Odpor vzduchu při jízdě na kole za různých podmínek a jejich vliv na sportovní výkon (Zoladz 2019) .....	23
Tabulka 3 Rizika hypokinetického způsobu života (Novotný 2009) .....	44
Tabulka 4 Charakteristika testovaného souboru.....	53
Tabulka 5 Antropometrická charakteristika testovaných osob.....	60
Tabulka 6 Zátěžový test $VO_{2max}$ na bicyklovém ergometru.....	61
Tabulka 7 hodnoty srdeční frekvence, spotřeby kyslíku a energetického ekvivalentu pro kyslík (EE O <sub>2</sub> ) při jízdě na elektrokole při rychlosti 35 km/h a 0,5 % sklonu .....	63
Tabulka 8 hodnoty srdeční frekvence, spotřeby kyslíku a energetického ekvivalentu pro kyslík při jízdě na elektrokole při rychlosti 35 km/h a 2,5 % sklonu .....	65

## Seznam zkratk

AEG	automatický defibrilátor
AEP	aerobní práh
ANP	anaerobní práh
ATP	adenosintrifosfát
BCA	větvené aminokyseliny
CP	kreatinfosfát
DF	dechová frekvence
EE O <sub>2</sub>	energetický ekvivalent pro kyslík
EK	elektrokolo
EKG	elektrokardiogram
EPOC	maximální kyslíkový dluh
HRR	obnova srdeční frekvence
JK	jízdní kolo
MAOD	maximální kyslíkový deficit
MET	metabolický ekvivalent pro kyslík
RCP	bod respirační kompenzace
RER	poměr respirační výměny
SF	srdeční frekvence
SF <sub>max</sub>	maximální srdeční frekvence
TPR	triptofan

$T_{vent}$	ventilační práh
$VE/CO_2$	ventilační ekvivalent pro oxid uhličitý
$VE/O_2$	ventilační ekvivalent pro kyslík
$VE_qO_2$	ventilační ekvivalent pro kyslík
$V_{max}$	maximální ventilace
$VO_2$	spotřeba kyslíku
$VO_2/SF$	tepový kyslík
$VO_2/SF_{max}$	maximální tepový kyslík
$VO_{2max}$	maximální příjem kyslíku
$VO_{2peak}$	vrchol křivky příjmu kyslíku
$V_t$	dechový objem)
VT1	první ventilační práh
VT2	druhý ventilační práh

## Úvod

V posledních letech dochází k masivnímu rozvoji využití elektrokol v běžné populaci. Trend naznačuje, že tento vývoj bude pokračovat i nadále. Tato kola jsou využívána jako alternativní dopravní prostředek, ale i v rámci rekreační a sportovní činnosti jednotlivce. v rámci primární prevence zdraví je samotná jízda na kole, její benefity, důkladně popsány v literatuře. Její pozitivní dopad na zdraví jedince je bez pochybností. Doposud ovšem chybí zhodnocení vlivu jízdy na elektrokole v rámci primární prevence zdraví. Díky mechanické dopomoci elektrokola, není jezdec nucen vynaložit takové úsilí, jako u kola klasického. Předpokládáme, že stupeň dopomoci elektrokola nepřímo ovlivňuje úroveň kardiovaskulární zátěže. Tato pomoc má tedy v konečném důsledku negativní vliv v rámci primární prevence zdraví. Tedy na rozdíl od kola klasického, jízda na elektrokole nemusí mít celkový pozitivní vliv na primární prevenci zdraví. Toto tvrzení se pokusíme potvrdit v rámci funkčního a somatického měření 10 respondentů. Ti budou podrobeni somatickému měření a funkčnímu zátěžovému testu na šlapacím ergometru, a to z důvodu stanovení hodnot aerobních, anaerobních prahů a stanovení úrovně kardiovaskulární zdatnosti. Následně budou podrobeni funkčnímu měření kardiovaskulárních a respiračních koeficientů a jejich závislosti na daném stupni dopomoci elektrokola. Tyto výsledky měření budou následně vyhodnoceny.

# 1 Syntéza dosavadních poznatků

## 1.1 Biomechanické aspekty jízdy na kole

V této sekci se budeme zabývat hlavními energetickými a biomechanickými aspekty cyklistiky, jež korespondují s naším měřením. Budou zahrnuty aspekty mechanické práce, energetických výdajů i jejich efektivity, techniky šlapání, odporových sil a antropometrických ukazatelů samotného cyklisty. Tyto teoretické poznatky následně využijeme k účelu nastavení správných odporových sil na cyklistickém trenažéru.

### 1.1.1 Mechanická práce a energetický výdej

Celková odporová síla se při konstantní rychlosti na rovném povrchu rovná součtu: (1) valivého odporu, třecího odporu mechanických částí kola a (2) aerodynamického odporu (di Prampero 2000 in Zoladz 2019). Tedy:

$$R_{tot} = w_c = a + b \cdot v^2 \quad (1.10)$$

Kde  $R_{tot}$  značí celkovou odporovou sílu pohybu,  $w_c$  ( $J \cdot m^{-1}$ ) je celková práce na jednotku délky,  $v$  rychlost vzduchu a  $a, b$  konstanty pro dané externí podmínky. Následný energetický výdej závisí na samotné efektivitě práce ( $\eta$ ):

$$C_c = w_c \cdot \eta^{-1} = (a + b \cdot v^2) \cdot \eta^{-1} \quad (1.11)$$

Při implikaci  $\alpha = a \cdot \eta^{-1}$  a  $\beta = b \cdot \eta^{-1}$  je:

$$C_c = \alpha + \beta \cdot v^2 \quad (1.12)$$

Kde  $C_c$  značí energetické výdaje při cyklistice na jednotku vzdálenosti, pokud jsou dané podmínky  $a, b$  konstantní.

Tyto dvě konstanty  $\alpha, a$  značí vynaloženou práci, popřípadě vydanou metabolickou energii za jednotku vzdálenosti v závislosti na valivém odporu. Stejně tak závisí na tření mechanických částí kola, a především na typu povrchu, typu pneumatik a jejich tlaku nahuštění. Druhý činitel ( $b \cdot v^2; \beta \cdot v^2$ ) značí potřebnou mechanickou práci, popřípadě vydanou metabolickou energii v závislosti na jednotce vzdálenosti, potřebnou pro překonání

odporové aerodynamické síly. Jak již bylo zmíněno pro dané externí podmínky jsou  $(a, \alpha)$  a  $(b, \beta)$  konstanty.

Tabulka 1 Valivý odpor u cyklisty, při různých podmínkách (Zoladz 2019)

Typ pneumatiky	Vlastnosti pneumatiky		Průměr kola [cm]	Valivý koeficient	Valivý odpor pro $M=85 \text{ kg}$ : $a [J \cdot m^{-1}]$
	Šířka [cm]	Tlak [Mpa]			
MTB (a)	5,7	0,32	50,8	0,017	14,2
MTB (b)	5,7	0,32	68,6	0,013	10,8
Trek (c)	4,5	0,46	68,6	0,007	5,8
Silniční (d)	3,2	0,85	50,8	0,0045	3,8
Silniční (e)	1,8	0,85	68,6	0,0034	2,8
Závodní (f)	1,8	0,85	68,6	0,0021	1,8

Valivý koeficient ( $a' = a \cdot M^{-1} \cdot g^{-1}$ ) a valivý odpor pro celkovou sumu hmotnosti ( $M = \text{cyklista} + \text{kolo}$ ) 85 kg, pro rozdílné typy pneumatik na konkrétním asfaltovém povrchu ( $g = 9,81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ ). Průměr kola, společně s šířkou pneumatiky (dotyková plocha) a tlak nahuštění jsou v tabulce rovněž zahrnuty. Energie spotřebované na jednotku vzdálenosti můžeme získat, pokud valivý koeficient vydělíme celkovou efektivitou ( $\approx 0,25$ ) a vynásobíme sumou hmotnosti. Na linoleu nebo dřevěné dráze se valivý koeficient redukuje na  $\approx 60\%$  udávaných hodnot.

Mechanická ( $w_c$ ) nebo metabolická ( $E_c$ ) práce na udržení konstantní rychlosti ( $s$ ) je dána jako součinitel  $w_c$ , nebo  $E_c$  a rychlosti samotné.

$$w_c = w_c \cdot s = a \cdot s + b \cdot v^2 \cdot s \quad (1.13)$$

$$E_c = C_c \cdot s = \alpha \cdot s + \beta \cdot v^2 \cdot s \quad (1.14)$$

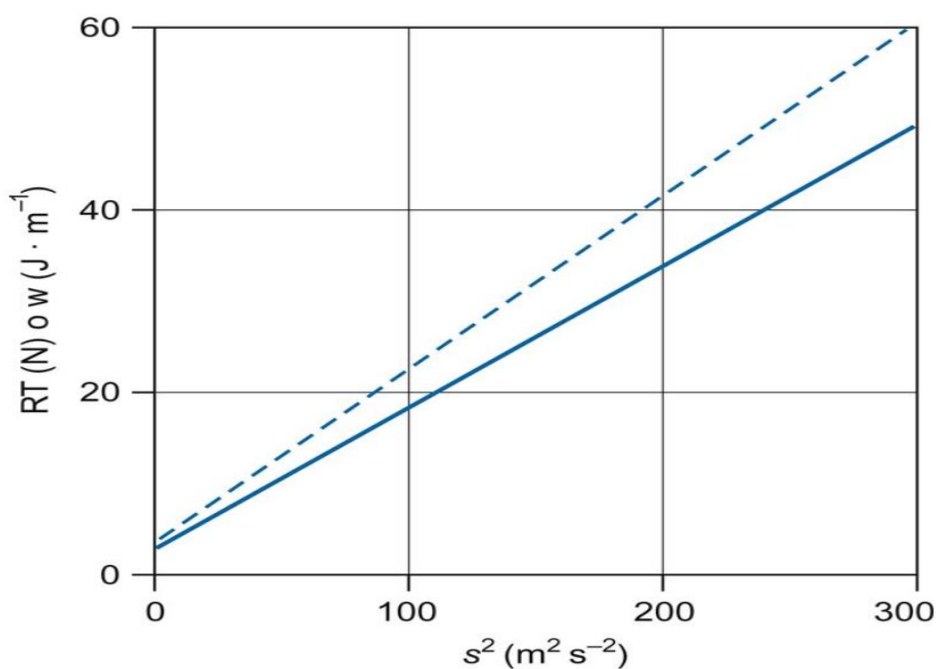
Pokud nebudeme zahrnovat rychlost větru, tedy  $v = s$

$$w_c = w_c \cdot s = a \cdot s + b \cdot s^3 \quad (1.15)$$

$$E_c = C_c \cdot s = \alpha \cdot s + \beta \cdot s^3 \quad (1.16)$$

Pokud vyjádříme  $w_c$  a  $C_c$  v  $(J \cdot m^{-1})$  a  $s$  v  $(m \cdot s^{-1})$  bude výstupní jednotkou ( $W$ ). Nicméně  $C_c$  je často vyjadřováno v jiných jednotkách, například v  $(ml O_2 \cdot m^{-1})$ . V tomto případě, pro  $s$  v  $(m \cdot min^{-1})$ , bude výslednou jednotkou  $(ml O_2 \cdot min^{-1})$ , což je jednotka pro metabolickou práci v tradičním vyjádření.

Klasický přístup k determinování konstant  $a$  a  $b$  pro rov. (1.10) je pomocí měření celkové odporové síly pohybu ( $R_{tot}$ ) jako funkci rychlosti ( $v$ ) (di Prampero 2000; Capelli et al. 1993 in Zoladz 2019). Tedy vyhodnotíme ( $R_{tot}$ ) jako funkci rychlosti na druhou rov. (1.10), tím získáme lineární regresi jejíž průsečík na ose  $y$  a její sklon, je určen konstantami  $a, b$  viz. graf 1. Nicméně pokud chceme docílit lineárního průběhu grafu, je zapotřebí dodržení podmínek. Měření musí být provedeno při konstantní rychlosti za absence větru a za standardizovaných podmínek jízdy (typ kola, pneumatiky a pozice cyklisty).

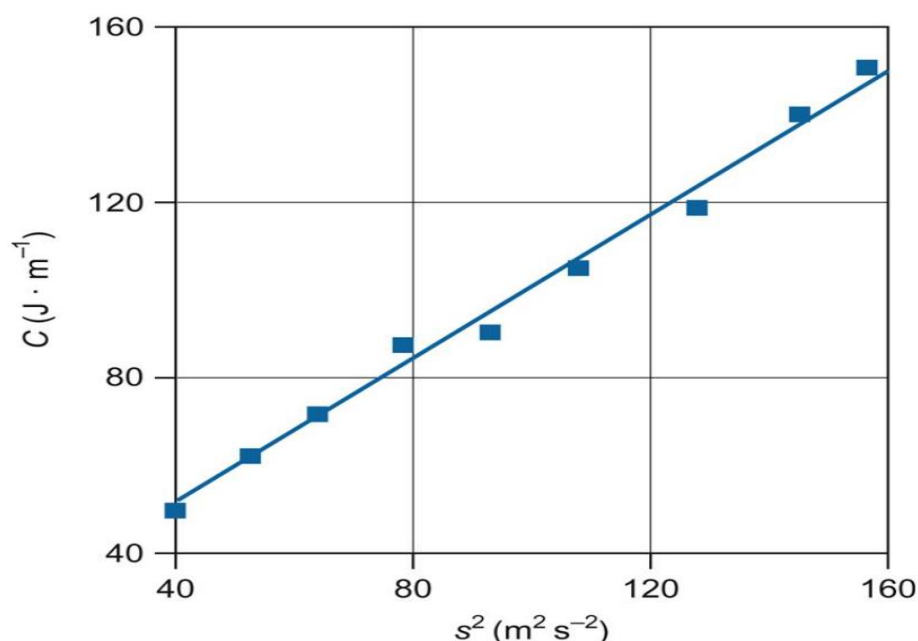


Obrázek 1 Celkový odpor pohybu, nebo mechanická práce za jednotku vzdálenosti, jako funkce rychlosti na druhou v cyklistice (Zoladz 2019)

Podobný přístup lze aplikovat k získání konstant  $\alpha$  a  $\beta$  rov. (1.10). V tomto případě je závislá proměnná energie na jednotku vzdálenosti ( $C_c$ , Obrázek 2) (Capelli et al. 1993; 1998). Jelikož  $C_c$  se obvykle počítá z poměru stálé spotřeby kyslíku ku rychlosti. Rozsah rychlosti, jenž lze takto stanovit, je limitován maximální možnou spotřebou kyslíku jedince, na rozdíl od  $R_{tot}$  jež není limitováno. Vybavení, které je využíváno na měření reálné



spotřeby  $O_2$ , nesmí cyklistu omezovat v pohybu, ani nijak zasahovat do aerodynamického profilu jezdce (Zoladz 2019).



Obrázek 2 Energetická náročnost jízdy na kole, jako funkce rychlosti na druhou (Capelli et al. 1993).

Pokud je kolo vybaveno přístroji schopnými měřit aplikované síly a mechanickou práci působící na pedály, je možné stanovit všechny 4 konstanty ( $a, b, \alpha, \beta$ ) z jednoho měření (Sargeant a Davies 1977). Tato metoda zahrnuje i odpor hnacího ústrojí kola (zahrnuto v konstantě  $a$ ), tedy naopak od metody  $R_{tot}$ , v níž není zmíněný odpor zahrnut. Další možností je podle Puhga (1974) získat tyto konstanty důmyslnou kombinací měření spotřeby kyslíku v průběhu jízdy (v terénu) a na mechanickém ergometru. V tomto případě porovnáváme data o spotřebě kyslíku jako křivočarou funkci rychlosti (v terénu) a data o spotřebě kyslíku jako lineární funkci práce ( $w$ ) na ergometru.

### 1.1.2 Frekvence šlapání

Hagbergr (1981) ve své detailní studii porovnával data závislosti respiračních koeficientů (spotřeby kyslíku), hodnot laktátu a srdeční frekvence, při dané frekvenci šlapání ( $f_p$ ), s libovolným převodovým poměrem. Data byla získávána z jízdy na kole, na běžeckém pásu, při změně náklonu (2,7 % až 4,4 %) a při samostatném šlapání bez odporu (při odpojení řetězu). Publikovaná data ukazují na optimální frekvenci  $f_p = 1,67 \text{ Hz}$ , přičemž ale skupina

testovaných profesionálních cyklistů preferovala v průměru frekvenci  $f_p = 1,52 \text{ Hz}$ . Di Prampero (2000) shrnuje, že data z různých zdrojů uvádějí ideální frekvenci šlapání mezi 0,7 a 1.0 Hz, tyto zdroje se opírají o testování běžné populace, namísto skupiny trénovaných cyklistů jako ve studii první. Můžeme tedy říci, že optimální frekvence šlapání se pohybuje v pásmu 0,7 až 1,67 Hz, přičemž nižší hodnoty odpovídají běžné populaci, zatímco hodnoty nad 1 Hz jsou příznačné pro trénované cyklisty.

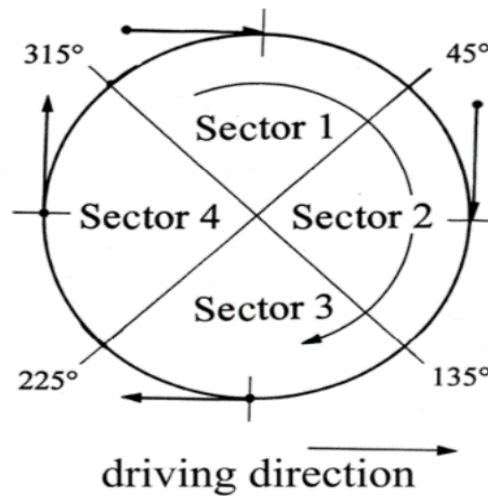
### 1.1.3 Efektivita jízdy na kole

Mechanická efektivita cykloergometrických cvičení tedy jízdy na kole ( $\eta$ ) se pohybuje kolem hodnoty 0,25 v závislosti na frekvenci šlapání ( $f_p$ ), která dosahuje v maximum  $f_p = 1,7 \text{ Hz}$ . Data z různých zdrojů uvádějí ideální frekvenci šlapání mezi 0,7 a 1.0 Hz, mechanická práce kolísá mezi 50 – 300 W a hodnota  $\eta$  se při optimální frekvenci blíží 0,25 (di Prampero 2000). Data rovněž ukazují, že pro velkou variabilitu  $f_p$  nad i pod jeho optimální hodnotou,  $\eta$  klesá pouze minimálně pod hodnotu 0,25. Snížení okamžitých sil na pedály, jež vychází z vyšší frekvence, než je  $f_p$  optimální, pravděpodobně vede k procentuálnímu snížení anaerobního krytí v průběhu dané pohybové aktivity, ovšem poněkud sníží jejich efektivitu (Zoladz 2019). Toto vysvětlení není jediné, nicméně ostatní faktory jsou vázány na nervosvalovou koordinaci (Marsh a Martin 1998) a na aktivní složení svalové hmoty, tj. poměr SO, FG, FOG svalových vláken (Kohler a Boutellier 2005) tyto aspekty mohou hrát roli při stanovení optimální frekvence šlapání u jedince ( $f_p$ ) (Zoladz 2019).

### 1.1.4 Technika šlapání

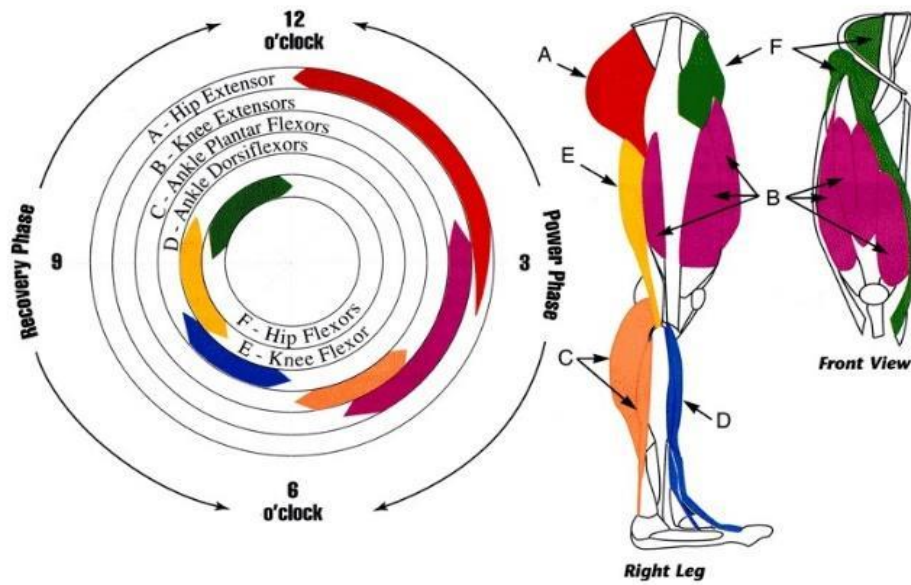
Zvýšení efektivity přeměny energetického výdeje jízdy na kole, lze docílit zlepšením techniky šlapání. Síly působící na samotný pedál lze rozdělit na dvě: radiální sílu jež působí ve směru kliky pedálu a tangenciální sílu, která působí vždy tangenciálně ke kruhu opsaném dráhou pedálu. Právě díky tangenciální síle, jež působí na rameno kliky pedálu, vzniká moment síly, jež v konečném důsledku zapříčiňuje pohyb jezdce vpřed. Z hlediska samotné mechaniky je tedy žádoucí, aby jezdec působil pouze tangenciálními silami, jak je naznačeno na schématu níže (obr. 3). Jež je rozdělen na 4 sektory, přičemž sektor 1 značí pásmo horního

mrtvého bodu, sektor 2 pásmo tlaku dolů, sektor 3 pásmo dolního mrtvého bodu a sektor 4 pásmo tahu nahoru (Henke 1998).



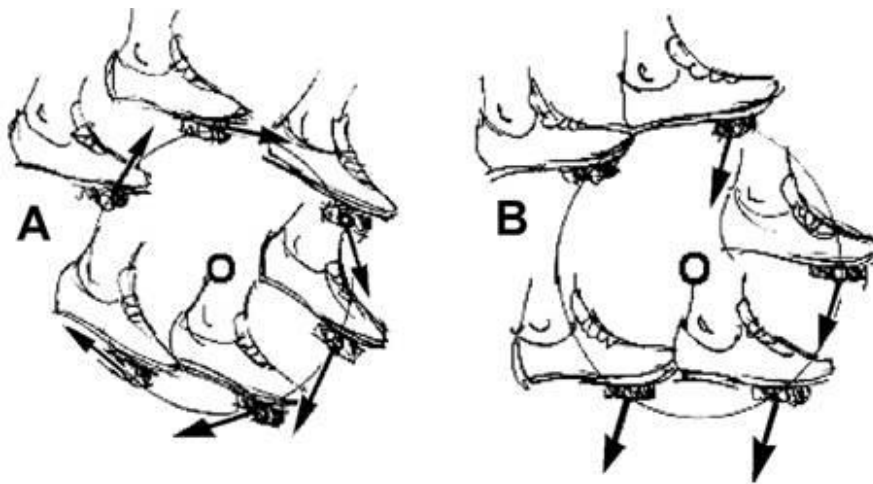
Obrázek 3 Ideální působení sil na pedály jízdního kola (Henke 1998)

Nicméně z fyziologického hlediska je toto více než diskutovatelné, zdali je takovéto působení sil možné, či vyhovující. Z hlediska fyziologie dolní končetiny je zřejmé, že svaly přední strany stehenní jsou silnější, než svaly zadní strany stehenní. V důsledku jsou tedy síly působící v sektoru 2 (dolů), vždy větší než síly působící v sektoru 4 (Henke 1998). Gregor et. al (1991) uvádí na daném příkladu jezdce, že síly působící v sektoru 2 dosahují ve vrcholu více než 400 N, zatímco síly, jež působí v sektoru 4 nepřesáhnou hodnotu 100 N.



Obrázek 4 Zapojení svalů v jednotlivých fázích šlapání (Friedman 2020)

Pokud se zaměříme na samotné zapojení jednotlivých svalů při šlapání, vztažené k individuální maximální kontrakci svalu, dostáváme více než 50 % zapojení svalů přední strany stehen (*m. Vastus Lateralis*, *m. Vastus medialis*), zatímco u svalů zadní strany stehen se pohybujeme v hodnotách kolem 10 % (Ericson a Nisell 1988 in Vaughan 2020 st.15). Toto platí pouze za použití klipů na pedálech kola, přičemž díky jejich použití dochází k většímu zapojení svalů, především v sektoru 3 (Davis a Hull 1981). Dle Kračmara a Bačákové (2010) se v praxi využívá popis dvou typů kroku šlapání: tangenciální a axiální. Jinak řečeno šlapání „do kruhu“ nebo „do čtverce“ viz. obr. 5. Správně technicky provedený cyklistický krok je tangenciální, kdy vektor hnací síly působí na tečnu kruhové dráhy pohybu pedálu. Toto způsobí, že síla vytvářející moment síly působí na nejdelším rameni (celá délka kliky) a tím je moment síly největší. Tangenciální technika je ovšem spojena se specifickým pohybem.



Obrázek 5 Stereotyp cyklistického kroku (Kračmar a Bačáková 2010)

### 1.1.5 Valivý odpor

Ztráty vznikající díky třecí síle v samotných částech pohonného ústrojí kola, jsou díky pokročilému vývoji dnešních kol velmi nízké až zanedbatelné. Samotný valivý odpor kola je dán velikostí, typem a tlakem nahuštění samotných pneumatik kola a charakterem terénu. Valivý odpor je nezávislý na rychlosti jízdy a je úměrný celkové hmotnosti jezdce a kola. Je udáván jako valivý koeficient, tedy poměr mezi valivým odporem a celkovou hmotností soupravy. Hodnoty pro jednotlivé typy pneumatik jsou uvedeny na obrázku 1, přičemž konstantu  $a$  lze získat ze známé celkové hmotnosti jezdce a kola. Ze známé konstanty  $a$  lze následně vypočítat konstantu  $\alpha$  ( $= a \cdot \eta$ ), pokud  $\eta$  je 0,25. V tabulce 1 jsou vidět signifikantní rozdíly mezi jednotlivými typy pneumatik, jejich nahuštěním a šířkou. Je patrné, že minimální hodnoty valivého odporu vykazují pneumatiky s nejužší šířkou pneumatiky, nejhladším povrchem a největší mírou nahuštění. Tyto hodnoty se vztahují ke konkrétnímu asfaltovému povrchu, je jasné, že pokud se bude jednat o terén složitější (tráva, bahnitý terén) je určení valivého odporu složitější (Zoladz 2019).

### 1.1.6 Aerodynamický odpor

Jak již bylo zmíněno výše, druhá konstanta z rovnice (1.10) a (1.11) ( $b \cdot v^2$  nebo  $\beta \cdot v^2$ ) značí potřebnou mechanickou nebo metabolickou energii vázanou na jednotku vzdálenosti, k překonání aerodynamického odporu. Konstanty  $b$ ,  $\beta$  jsou vztaženy k dané rychlosti vzduchu na druhou, závisí na hustotě vzduchu ( $\rho$ ), frontální ploše objektu ( $A_t$ ), činitelu odporu ( $C_x$ ) a (pouze pro  $\beta$ ) efektivitě šlapání ( $\eta$ ):

$$b = 0,5 \cdot C_x \cdot A_f \cdot \rho \quad (1.17)$$

$$\beta = 0,5 \cdot C_x \cdot A_f \cdot \rho \quad (1.18)$$

Pokud zanedbáme nevýznamný efekt vlhkosti vzduchu,  $\rho$  je v tomto případě funkcí tlaku ( $PB$ ) a absolutní teploty ( $T$ ) vzduchu, dle vzorce:

$$\rho = \rho_0 \cdot 0,359 \cdot PB \cdot T^{-1} \quad (1.19)$$

Kde  $\rho_0$  ( $= 1,2760 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ) značí hustotu vzduchu při standardním tlaku ( $100 \text{ kPa}$ ) a teplotě ( $273 \text{ K}$ ) a  $0,359 = 273/760$ . Atmosférický tlak se snižuje s nadmořskou výškou, podle vzorce:

$$PB(\text{kPa}) = \rho_0 \cdot e^{-0,124 \cdot h_n \cdot 10^{-3}} \quad (1.20)$$

Kde  $h_n$  značí nadmořskou výšku v metrech.

Z rovnic (1.17 – 1.20) je zřejmé, že všechny změny v hodnotách  $A_f$ ,  $C_x$ ,  $PB$  vedou k signifikantním změnám v konstantách  $b$  a  $\beta$ , tedy i ke změnám v mechanické práci i energetickým výdajům na jednotku vzdálenosti. Tyto změny budou probrány dále.

### 1.1.7 Tvar a velikost

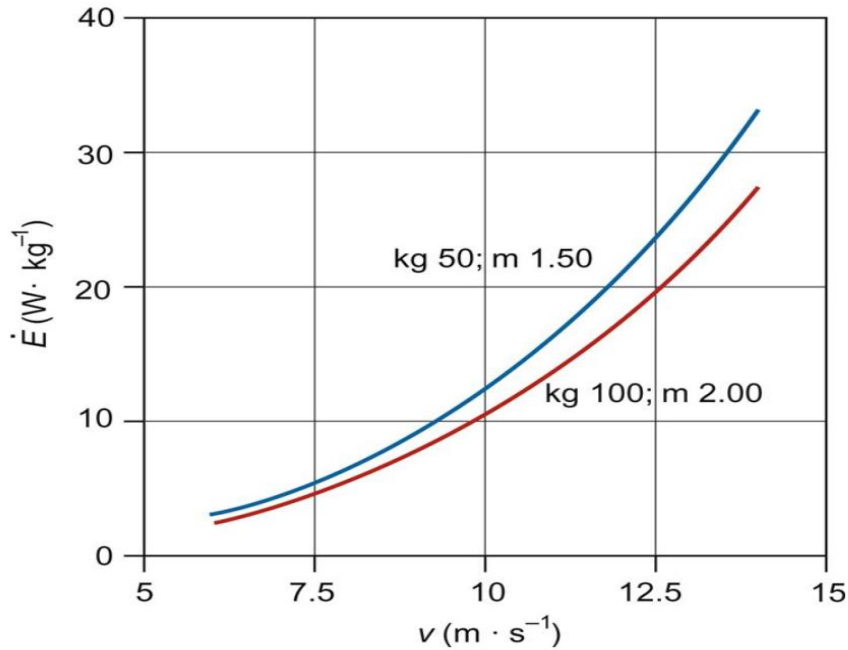
Základní strategií pro snížení aerodynamického odporu je zmenšení nárazové plochy, tedy předklonění do předu (nad říditka). U většiny závodních kol je tato strategie dotahována do extrému, kdy je jezdec nucen zaujmout pozici s co nejmenší frontální nárazovou plochou ( $A_f$ ), což vede i k menší redukci hodnoty činitele odporu ( $C_x$ ) (Capelli et al. 1993). Nicméně tato pozice vede k určitému snížení  $VO_{2max}$  (Welbergen a Clijsen 1990).

Nejvíce vhodnou strategií pro snížení činitele odporu ( $C_x$ ) je zaujmout aerodynamickou pozici včetně potřebného vybavení (helma, kolo, oblečení). Gross et al. (1983) zjistil, že v tomto případě je možné snížit ( $C_x$ ) až na hodnoty  $0,09 - 0,11$ . V tabulce 3, jsou znázorněny konstanty  $A_f$ ,  $C_x$  a  $b$  pro několik vnějších podmínek.  $s'(\text{km} \cdot \text{h}^{-1})$  pro  $P_c = 0,735 \text{ kW}$

Tabulka 2 Odpor vzduchu při jízdě na kole za různých podmínek a jejich vliv na sportovní výkon (Zoladz 2019)

Kolo, poloha	$C_x$	$A_f$	$b'$ $[\frac{b}{A_{tot}}]$	$b$ $[N \cdot s^2 \cdot m^{-2}]$	% $P_c$	$s'$ [ $km \cdot h^{-1}$ ] <i>pro</i> $P_c = 0,735 kW$
Tradiční, v sedě	1,10	0,51	0,182	0,337	175	45,4
Rekreační, náklon v před	1,00	0,45	0,146	0,271	140	51,2
Cestovní, skrčený	0,87	0,44	0,124	0,230	119	52,1
Závodní (standart) plně skrčený	0,80	0,40	0,104	0,193	100	55,3
Závodní (speciál) plně skrčený	0,65	0,40	0,085	0,155	80	60,6

Pro přibližnou hodnotu mohou být lidé zjednodušeni jako těleso jednoduchého tvaru a konstantní hustoty. Tedy celková hodnota povrchu těla se zvyšuje exponenciálně s danými rozměry a objemem těla a stejně tak hmotnost, jako u krychle z materiálu o stejné hustotě. Podle toho lze soudit, že hodnota  $A_f$  je konstantní zlomek celkového povrchu těla. Toto není tak úplně správné tvrzení, je zřejmé, že subjekty s větší plochou těla mají  $A_f$  menší, v závislosti na hmotnosti než subjekty s plochou těla menší. Vtom případě metabolická práce na jednotku tělní hmotnosti (za dané rychlosti) bude menší a dosažená rychlost větší (pro danou metabolickou práci na jednotku hmotnosti, u cyklistů s větším objemem těla (Swain et al. 1987; Capelli et al. 1998). Pro cyklisty s velmi rozdílným tělesným somatotypem (50 kg, 1,50 m oproti 100 kg, 2.00 m) je rozdíl v metabolické práci při jakékoliv rychlosti řádově na 18 % (obrázek 6). Toto ovšem nezahrnuje efekt valivého odporu a překonání gravitačních sil při jízdě do svahu, které jsou obě závislé na tělesné hmotnosti cyklisty. Navíc, jelikož hodnota maximálního příjmu kyslíku na jednotku tělesné hmotnosti s přibývajícím vahou klesá, je příznačné, že ideální tělesné proporce pro maximální aerobní výkon více korespondují s vahou cyklisty (Åstrand a Åstrand 2003).



Obrázek 6 Metabolická práce jako funkce rychlosti u cyklistů se signifikantním rozdílem v somatotypu (Zoladz 2019)

### 1.1.8 Jízda do kopce

Doposud jsme veškeré hodnoty vztahovali k podmínkám rovinného terénu. Nicméně pro získání validních dat je třeba s profilem terénu počítat. Při jízdě do kopce je třeba působit proti gravitační síle. Při jízdě do kopce stálou rychlostí, je práce vykonaná proti působení gravitace výsledkem součinu celkové hmotnosti jezdce a kola ( $M$ ), gravitační konstanty ( $g = 9,81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ ) a součinu nastoupaných výškových metrů ( $d$ ) a  $\sin$  úhlu stoupání ( $\gamma$ ).

$$W_{cg} = M \cdot g \cdot h \cdot d^{-1} = M \cdot g \cdot d \cdot \sin \gamma \cdot d^{-1} = M \cdot d \cdot \sin \gamma \quad (1.21)$$

$W_{cg}$  značí sílu nutnou pro překonání gravitačních sil působících proti směru pohybu. Suma  $W_{cg}$  (rovnice 1.21) a  $W_c$  (rovnice 1.10) značí celkovou mechanickou práci za jednotku vzdálenosti v průběhu jízdy na kole, a to konstantní rychlostí za absence větru, tedy:

$$W_{cc} = a \cdot \cos \gamma + b \cdot s^2 + M \cdot g \cdot \sin \gamma \quad (1.22)$$



Úhel stoupání ( $\gamma$ ) má vliv i na konstantu  $a$ , tedy práce potřebné proti valivému odporu. Nicméně vzhledem k výsledkům pro realistické stoupání se  $\cos \gamma$  blíží hodnotě 1, je tedy možné ho zanedbat.

Pokud bychom chtěli vypočítat metabolickou práci potřebnou pro překonání protisměrných sil, za jednotku vzdálenosti, tak postupujeme podle vzorce:

$$C_{cc} = a \cdot \cos \cos \gamma + b \cdot s^2 + M \cdot g \cdot \sin \sin \gamma \cdot \eta^{-1} \quad (1.23)$$

Kdy  $\eta$  značí efektivitu jízdy na kole ( $\eta = 0,25$ ).

Tedy celková metabolická práce jízdy na kole lze vypočítat pomocí rovnice:

$$E_c = a \cdot \cos \cos \gamma \cdot s + b \cdot s^3 + M \cdot g \cdot \sin \sin \gamma \cdot s \cdot \eta^{-1} \quad (1.24)$$

(Zoladz 2019).

### 1.1.9 Metabolická práce a tělesná hmotnost

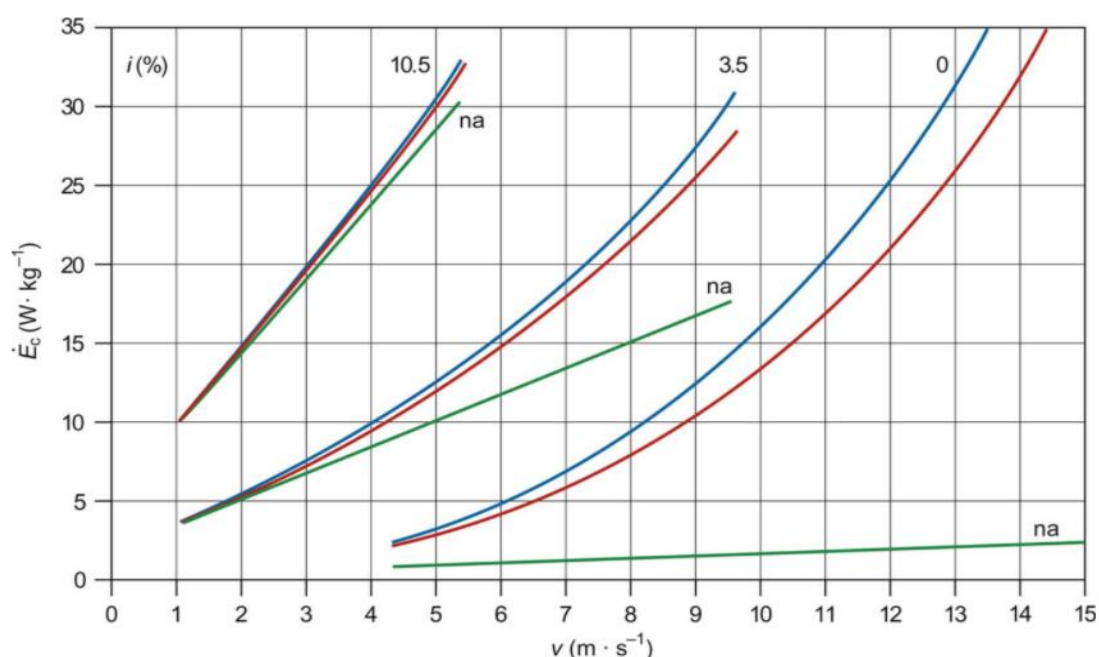
Pokud zohledníme parametry somatotypu testované osoby, můžeme celkovou metabolickou práci získat z rovnice:

$$E_{cm} = (a' \cdot \cos \cos \gamma \cdot s + b' \cdot A_{tot} \cdot s^3 + M \cdot g \cdot \sin \sin \gamma \cdot s) \cdot \gamma^{-1}$$

Jednotlivé koeficienty jsou popsány výše.

Pokud je  $\eta = 0,23$ ,  $a' = 0,0034$  (silniční pneumatiky E – viz. tabulka 1) a  $b' = 0,104$  (tradiční závodní kolo, plně skrčená poloha – viz. obr. 7), z rovnice (1.24) je možné získat hodnoty metabolické práce v závislosti na dané rychlosti a úhlu stoupání, pro jakékoliv hodnoty  $M$  a  $\gamma$ , za předpokladu, že známe somatické hodnoty subjektu. Toto znázorněno na grafu níže (obr. 7). Hodnoty jsou stanoveny pro dva subjekty s rozdílnou tělesnou stavbou ( $50 \text{ kg}$ ,  $1,50 \text{ m}$ ,  $A_{tot} = 1,45 \text{ m}^2$ ;  $100 \text{ kg}$ ,  $2,0 \text{ m}$ ,  $A_{tot} = 2,37 \text{ m}^2$ ), pro tři různé hodnoty úhlu stoupání (0, 2, a 6 deg), tedy procentuálním stoupáním 0 %, 3,5 % a 10,5 %. Do výpočtů

bylo započteno kolo o hmotnosti 7 kg, nicméně metabolický výdej byl vztahován k hmotnosti těla jezdce. Uvedené hodnoty platí pro nadmořskou výšku na hladině moře.



Obrázek 7 Metabolická práce na jednotku hmotnosti subjektu jako funkce rychlosti. Přičemž modré křivky značí cyklistu 1 (50 kg, 1,50 m), červené cyklistu 2 (100 kg, 2,0 m) a zelené linie značí metabolickou práci proti neaerodynamickým silám, nezávislých na celkové hmotnosti (Zoladz 2019).

Závěrem lze říci, že pro danou hodnotu metabolické práce na jednotku tělesné hmotnosti, roste rychlost společně s celkovou hmotností jezdce. Tento růst je patrnější na rovném terénu. S přibývajícím úhlem stoupání, se rozdíl snižuje (Zoladz 2019).

### 1.1.10 Pozice sedla

Gregor et. al (1991) udává, že ideální výška sedla koresponduje se 106 % – 109 % výškové proporcionality jezdce dolní končetiny měřené od země (na bosu) po strukturu stydké kosti Symphysis pubica. Takto nastavená výška sedla odpovídá nejnižší hodnotě energetického výdeje, měřeného pomocí spotřeby kyslíku v zátěži. Holmes et. al. (1993) udává, že optimální nastavení výšky sedla koresponduje s úhlem v kolenním kloubu. Ten by ve statické pozici jezdce měl odpovídat úhlu 25° – 35°, při poloze pedálu v nejnižší poloze. Zatímco pokud je pedál v poloze nejvyšší, úhel v kolenním kloubu by neměl být větší než 115°. Následná studie (Ferrer-Roca et al. 2012), jenž porovnává mimo jiné i tyto dvě předchozí studie, s 2D analýzou a antropometrickým měřením došla k závěru, že pro

výpočet optimální pozice sedla je možné využít vzorec:  $SH = 22,1 + (0,896E) - (0,15KA)$  [cm], přičemž  $SH$  značí výšku sedla v cm,  $E$  je výška jezdcovy nohy dle Gregor et. al (1991) a  $KA$  je doporučený úhel v kolenním kloubu (30 – 40%), ten je určen svalovou flexibilitou svalů zadní strany stehen, podle testu od autorů Bandy a Irion (1997). Pro optimální hodnoty výsledků v praktické části jsme využili právě výše zmíněné nastavení parametrů sedla.

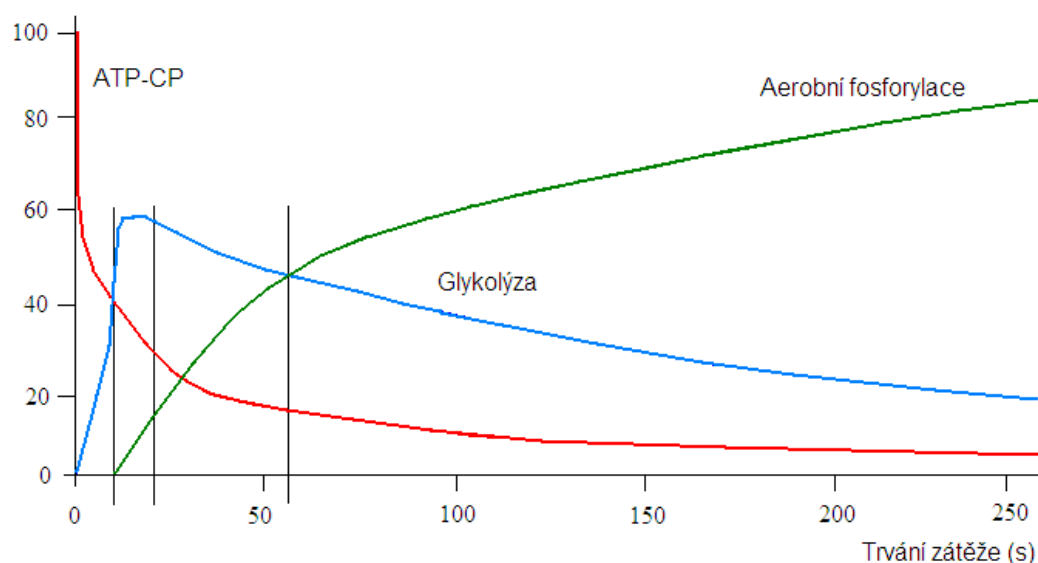
## 2 Fyziologické aspekty jízdy na kole

Pokud se zaměříme na samotné fyziologické aspekty jízdy na elektrokole, jež korespondují s aspekty samotné cyklistiky, je vhodné začít procesem metabolické charakteristiky sportovního výkonu. Při jízdě na kole se, jako u všech déletrvajících sportovních disciplín, setkáváme s dvěma způsoby hrazení energie, tedy aerobním a anaerobním metabolickým krytím energie. Ty jsou zásadní k porozumění problematice metabolismu při vytrvalostním sportu. Přičemž aerobní energetické krytí se ve svém procesu opírá o biochemické reakce za přítomnosti kyslíku a anaerobní energetické krytí vyvstává z biochemických reakcí bez přítomnosti kyslíku. Pro jízdu na kole jsou význačné oba systémy energetického krytí, ovšem vzhledem k vytrvalostní povaze pohybu převažuje krytí aerobním způsobem, jelikož je pro všechny orgánové systémy výhodnější. Aerobní krytí pohybového výkonu umožňuje za určitých podmínek čerpat jako primární zdroj energie, nejen struktury sacharidové, ale i energeticky bohaté lipidy (Sekera a Vojtěchovský 2008).

Základním, jediným a konečným zdrojem energie v rámci energetického krytí tkání je ATP (adenosintrifosfát), přičemž procesy jeho syntézy či re-syntézy jsou na metabolické úrovni různé. Pro práci kosterního svalstva je v organismu zásoba ATP pouze na několik málo vteřin svalové práce, nicméně jeho nejrychlejší cesta re-syntézy je pomocí kreatinfosfátu (CP). Ten vzniká vazbou jedné energeticky bohaté fosfátové vazby z ATP na molekulu kreatinu, a to během klidového režimu svalu. Svalový metabolismus je schopen ATP regenerovat z CP maximálně po dobu 15 s za vzniku odpadní látky kreatininu. Dalším vstupním energetickým substrátem pro re-syntézu ATP je glukóza. Ta je v organismu odbourávána pomocí anaerobní glykolýzy, tedy za podmínek nedostatečného přísunu  $O_2$ . Takto z každé molekuly glukózy poskytuje dvě molekuly ATP pro svalovou práci. Je uplatňována v podmínkách nedostatečného přísunu kyslíku do činných tkání svalu a jejím odpadním produktem je kyselina mléčná (vstupní metabolit Coriho cyklu pro obnovu glykogenu). Za předpokladu dostatečné nabídky kyslíku v činném svalu je glukóza výhodněji spalována za pomoci aerobní glykolýzy v mitochondriích buněk vstupem do Krebsova cyklu. V tomto případě molekula glukózy poskytuje až 36 molekul ATP. Nejvýznamnějším zdrojem energie pro obnovu ATP jsou mastné kyseliny. Poskytují velmi vysoké množství ATP (až 128), ovšem bez výjimky aerobní fosforylací. Tuky jsou v organismu zutilizovány mnohem náročnějším procesem, ovšem jejich zásoba je oproti sacharidům prakticky neomezená (Orel 2019). O tom, které zdroje jsou v organismu výhradně využívány, nás informuje poměr respirační výměny (RER), což je poměr mezi

vydýchaným oxidem uhličitým a spotřebovaným kyslíkem v organismu. Oxidace sacharidů se projevuje rovným množstvím vydýchaného CO<sub>2</sub> a přijatým O<sub>2</sub>, hodnota RER je tedy rovna 1 (RER=1), pro tuky platí RER=0,7, oxidace bílkovin se značí hodnotou RER=0,8 (Heller a Vodička 2018).

Převládající mechanismus úhrady energetického výdeje závisí na několika faktorech, jedním z nich je stupeň trénovanosti jedince, jeho genetické dispozice či zdravotní stav. Další je bezesporu druh a intenzita zatížení. Přičemž za předpokladu vyšší intenzity se začíná k získávání potřebné energie utilizovat více glukózy oproti mastným kyselinám. Jakmile oběhový systém těla není schopen dodávat dostatek kyslíku do činných svalů, jsou činné buňky nuceny přecházet na anaerobní způsob úhrady energie, tedy za vzniku kyseliny mléčné. Ta je velmi nestabilní a velmi rychle se v těle mění na její sůl neboli laktát. Aerobní a anaerobní mechanismy ovšem nepracují odděleně, vždy jde o jejich určitou kombinaci (Bernaciková 2012). Podíl krytí energie v průběhu zatížení v závislosti na intenzitě je vidět na obrázku 8, níže.



Obrázek 8 - Rozložení energetického krytí v průběhu výkonu (Bernaciková 2012)

Vlivem cíleného tréninku vzrůstá ekonomika celého procesu získávání energie, organismus je tedy schopen pracovat při vyšším zatížení (vyšší srdeční frekvence (SF)), aniž by důsledkem převládajícího anaerobního krytí docházelo ke zvýšené tvorbě laktátu. Rovněž vzrůstá orgánová zásoba glykogenu a schopnost těla utilizovat mastné kyseliny při vyšší intenzitě zatížení. Přičemž vyčerpání zásob glykogenu a hypoglykemie je hlavní příčinou

vzniku únavy při déle trvajícím výkonu aerobního charakteru, rovněž pak vzestupem poměru Tpr/BCAA (Tryptofan/větvené aminokyseliny) v krvi. Koncentrace BCAA v krevním řečišti klesá v důsledku jejich zvýšené utilizace ve svalech a hodnota odpadní látky Tpr naopak roste. Ten díky společnému transportnímu systému pro přenos přes hemoencefalitickou membránu vstupuje ve vyšší míře do mozku. V mozkových buňkách je pak přeměněn na 5-hydroxytryptamin (serotonin), ten se podílí na mnoha mozkových funkcích, kromě jiného i na zvýšeném pocitu únavy (Vančura a Radvanský 2007).

Z hlediska trénovanosti jedince je cyklistika specifická svým poměrně nerovnoměrným zatížením svalového systému těla. Samotný cyklistický trénink ovlivňuje mnoho funkčních změn komplexních systémů těla (kardiovaskulární, dýchací, endokrinní atd.) a také energetický metabolismus. U jedinců zatížených cyklistickým tréninkem se jako u vytrvalostních sportovců obecně setkáváme s vyššími spiroergometrickými hodnotami a stejně tak i kardiovaskulární ukazatele bývají rozdílné oproti nespportující populaci. U vytrvalostně trénované populace, jak je známo, roste kapacita maximálního příjmu kyslíku ( $VO_{2max}$ ) o 20–40 %, hodnota ukazatele tepového kyslíku (i 30–35 ml), tedy téměř na dvojnásobek běžné populace. Vitální kapacita plic bývá rovněž u trénovaných cyklistů o 15–20 % vyšší. Podstatné změny se u trénovaných cyklistů odehrávají i v oblasti kardiovaskulární. V důsledku tréninku dochází k adaptaci k bradykardii a klidová SF se často dostává pod hodnotu 50 tepů za minutu. Excentrická hypertrofie má za následek zvýšení klidového i zátěžového srdečního objemu. Vytrvalostní trénink má vliv i na metabolickou stránku. U netrénovaného jedince bude v případě aerobního výkonu hrazena energie převážně ze sacharidů a oxidativní fosforylace nastoupí až později, u jedince trénovaného je oxidativní lipolýza zapojena jako primární zdroj energie mnohem rychleji. Roste schopnost odbourávat laktát a zvyšuje se jeho tolerance v organismu. Rovněž jsou zvyšovány zásoby glykogenu. Krom výše zmíněných aspektů má vytrvalostní trénink vliv i na celkové zdraví jedince a je jeden z hlavních pozitivních faktorů v rámci primární prevence zdraví (Zahradník a Korvas 2017).

Svalová hmota cyklistů se soustřeďuje především do oblasti dolních končetin. Při samotném tlaku na pedály dochází ke kontrakci čtyřhlavého svalu stehenního (m. quadriceps femoris), provedením extenze v kolenním kloubu, dále pak extenze kloubu kyčelního je spojena s velkým svalem hýžd'ovým a dvouhlavým svalem stehenním (m. gluteus maximus, m. biceps femoris). Trojhlavý sval lýtkový (m. triceps surae) zajišťuje plantární flexi hlezenního kloubu. Za předpokladu tzv. náslapných pedálů zajišťují jejich zdvih

flexory kloubu kyčelního (m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus). Samotnou pozici cyklisty na kole zajišťují posturální svaly trupu, tj. břišní a zádové svalstvo (m. erector spinae, m. quadratus lumborum aj.). Zapojeny jsou v menší míře i svaly horních končetin. Určité riziko u cyklistů vzniká v oblasti břišního svalstva, kde díky jeho minimálnímu zapojení při jízdě, může docházet, k jeho ochabnutí. Naopak riziko zkrácení svalu hrozí především u svalů v bederní oblasti či svalů mezilopatkových. Je tedy více než vhodné doplnit samotnou jízdu na kole kompenzačním cvičením na vyrovnaní svalových dysbalancí, tak aby nedocházelo k přetěžování muskuloskeletálního systému (Friedman 2020; Sekera a Vojtěchovský 2008).

### 3 Zátěžová diagnostika

Zátěžová diagnostika se zabývá vyšetřením fyziologické i patologické reakce a adaptace organismu jako celku i jeho jednotlivých orgánových a hybných systémů na různé druhy zatížení (Placheta 1999). Přičemž reakcí organismu na zátěž rozumíme bezprostřední odpověď řady orgánových systémů na svalovou práci. Její hodnoty kvality i kvantity závisí na druhu, intenzitě a délce času setrvání v zátěži a může být postupně ovlivněna adaptací. Tou rozumíme schopnost různých orgánových systémů přizpůsobit se funkčně i morfologicky opakovaným, dlouhodobým vlivům zátěže. Dezadaptaci můžeme naopak definovat jako pokles nebo vymizení adaptačních projevů na zátěž a je podmíněna oslabením nebo vymizením pravidelných podnětů, které vedly k adaptaci (Placheta 1999 st. 22)

V lékařské praxi pak využíváme zátěžovou diagnostiku především k posouzení zdravotního stavu jedince, přičemž se stává nenahraditelnou součástí vyšetření a diagnostiky rozličných chorob i patologických jevů v organismu (Placheta 1999 st. 16). V tělovýchovné praxi lze zátěžovou diagnostiku využít především v oblasti posouzení tělesné zdatnosti jedince. V souvislosti s tělesnou zdatností pak můžeme stanovit dvě zaměření, a to výkonově orientovanou zdatnost a zdravotně orientovanou zdatnost. Přičemž výkonově orientovaná zdatnost nám ovlivňuje sportovní výkon v dané sportovní specializaci a zahrnuje komponenty jako je reakční čas, rychlost, rovnováha, koordinace a síla. Zatímco zdravotně orientovaná zdatnost ovlivňuje již samotný zdravotní stav jedince a působí hlavně preventivně, kupříkladu proti hypokinetickému způsobu života. Mezi hlavní součásti zdravotně orientované zdatnosti patří tělesná kompozice a svalová i aerobní zdatnost. Zátěžová diagnostika nám slouží nejen jako zdroj dat, který nám umožní modifikovat tréninkový proces, ale svou reálnou využitelností při poznání tělesné zdatnosti člověka může sloužit jako prevence chronických neinfekčních onemocnění, tedy civilizačních chorob (Struhár et al. 2019). Struhár et al. (2019) definuje cíle a podstaty zátěžových testů takto:

- „Zjistit funkční schopnost člověka a posoudit připravenost k pohybovému výkonu
- Získat vodítka pro řízení intenzity tréninkové zátěže nebo pohybové léčby
- Odhalit skryté oslabení organismu (nemoci, poruchy)
- Posoudit druh a míru poškození a dysfunkce orgánů a systémů“



### 3.1 Bezpečnost během zátěžového testu

Před každým testováním osob je nutné zvážit několik bezpečnostních parametrů: Nebezpečí zranění (prostor laboratoře, umístění ergometru, stav přístrojového vybavení), hrozbu selhání oslabených vnitřních orgánů a systému jedince, důkladné zaškolení personálu jak v oblasti samotného testování, tak v oblasti první pomoci. Nutné je důkladné seznámení pacienta s průběhem testu, smluvení daných signálů pro případ potíží, způsoby ukončení testu, přičemž velmi nutná je vizuální i komunikační odezva mezi pacientem a personálem laboratoře. Je nutné brát v potaz zvláštnosti práce s dětmi, seniory, popřípadě třeba s osobami zdravotně oslabenými (bez kontraindikací zátěžového testu). Zejména je nutné poznat situace, jež by měly vést k přerušení testu (Struhár et al. 2019).

#### 3.1.1 Kontraindikace

Kontraindikace zátěžových testů můžeme rozdělit na absolutní a relativní.

Mezi **absolutní kontraindikace** patří podle Plachetky (1999) bezesporu:

- Akutní onemocnění (akutní fáze IM, myokarditida, perikarditida, tromboflebitida, horečnatý stav atd.)
- Nestabilní angina pectoris
- Globální respirační insuficience, metabolické rozvraty
- Akutní plicní embolizace a cévní příhody
- Těsná aortální stenóza, těsná mitrální stenóza
- Aneuryzma srdeční a cévní
- Hypertrofická KMP s obstrukcí
- Maligní hypertenze
- Těžká plicní hypertenze
- Aktivní chronická onemocnění jater, ledvin, štítné žlázy aj.
- Těžké poškození ortopedické, neurologické aj. (Placheta 1999).

**Relativní kontraindikace:**

- Srdeční selhání NYHA I-III s různě závažnou dysfunkcí LK
- Méně závažné poruchy rytmu a vedení
- Některé vrozené nebo získané chlopenní vady
- Stavy po komplikovaném infarktu myokardu
- Některé nezvládnuté metabolické choroby
- Závažné systémové poruchy
- Některé psychické poruchy

- Neochota či neschopnost pacienta (Placheta 1999).

### 3.1.2 Důvody přerušení testu

Mezi důvody přerušení testu patří ze subjektivního hlediska jedince tyto příznaky: bolesti na hrudníku, hlavy, břicha, kloubů, svalů či křečové stavy. Dále náhlá dušnost, závratě, křeče, poruchy vědomí, nespokupráce a samozřejmě vyčerpání. Na druhé straně objektivní hledisko nám zohledňuje poruchy motoriky, držení těla, či poruchy vědomí. Dále pak akutní selhání srdce a krevního oběhu, nebo kolapsový stav (Struhár et al. 2019).

## 3.2 Ergometrie

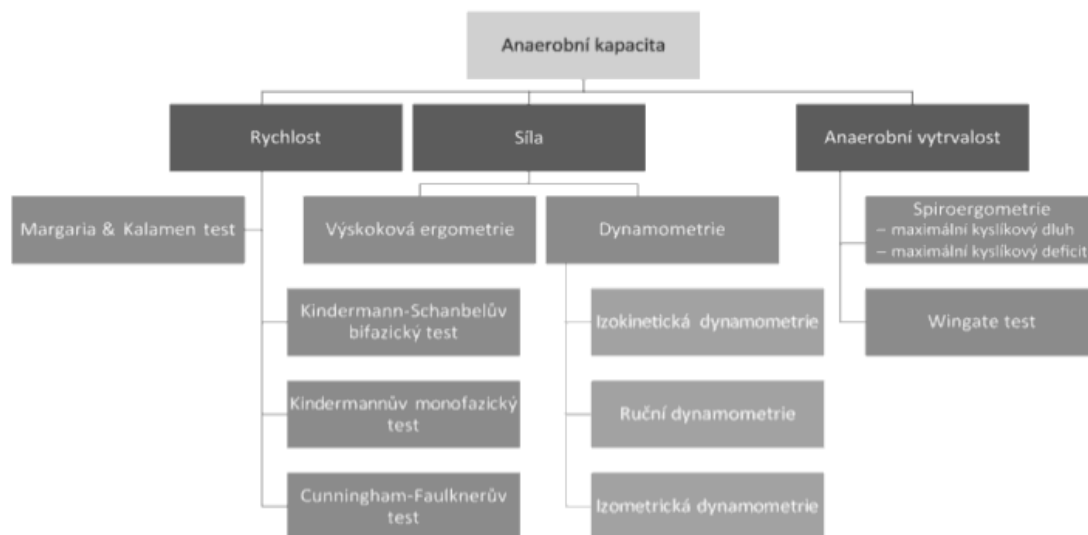
Ergometrie jakožto neinvazivní vyšetřovací metoda aktuálního stavu kardiovaskulárního systému v procesu zátěže, je vhodná nejen k možnosti diagnostiky srdeční práce při zatížení pomocí elektrokardiografie (EKG), ale je velmi dobře využitelná pro sledování aktuálního výkonu sportovce a určení parametrů k tomu potřebných. Monitoring EKG a krevního tlaku v průběhu času nám umožňuje diagnostikovat a zároveň vyloučit srdeční arytmie, ischemické změny nebo patologickou reakci na zátěž. Ergometrii standardně provádíme v laboratoři, a to buď pomocí rotopedu (šlapacím ergometru), na běhátku nebo veslařském trenažeru. V našem případě se zaměříme především na metodu vyšetření pomocí šlapacího ergometru. Kde postupným zvyšováním zátěže po dvou minutách o 0,5 – 1 W/kg, zjišťujeme pomocí EKG stav kardiovaskulárního systému (Struhár et al. 2019).

## 3.3 Spiroergometrie

Spiroergometrie, stejně jako ergometrie, využívá k měření šlapacího ergometru, běhátka či veslařského trenažeru. Během zátěže ovšem měříme dechové plyny ( $O_2$  a  $CO_2$ ). Díky těmto měřením jsme schopni určit aerobní i anaerobní prahy a maximální spotřebu kyslíku během zátěže. Společně s měřením dechových plynů monitorujeme srdeční aktivitu a to buď pomocí měřiče srdeční frekvence (dále jen SF) či EKG s tlakovým měřením, jež využíváme dle aktuální potřeby výsledků měření (Placheta 1999). V našem případě postačí využití měření SF. Maximální spotřeba kyslíku nám umožňuje diagnostikovat schopnosti jedince, zdali má předpoklady vykonávat spíše vytrvalostní sporty anebo aktivity s krátkodobou zátěží. V tělovýchovné praxi se využívá mnoho standardizovaných testů jejichž součástí je spiroergometrie. Základní rozdělení těchto testů koresponduje

s rozdělením zátěžových testů obecně. Tedy dle způsobu energetické úhrady sportovního výkonu na testování anaerobní kapacity a silových schopností organismu i testy aerobní kapacity a funkční zdatnosti oběhového systému. Nutno podotknout, že často se tyto dvě linie prolínají (Struhár et al. 2019).

### 3.4 Testování anaerobní kapacity a silových schopností organismu



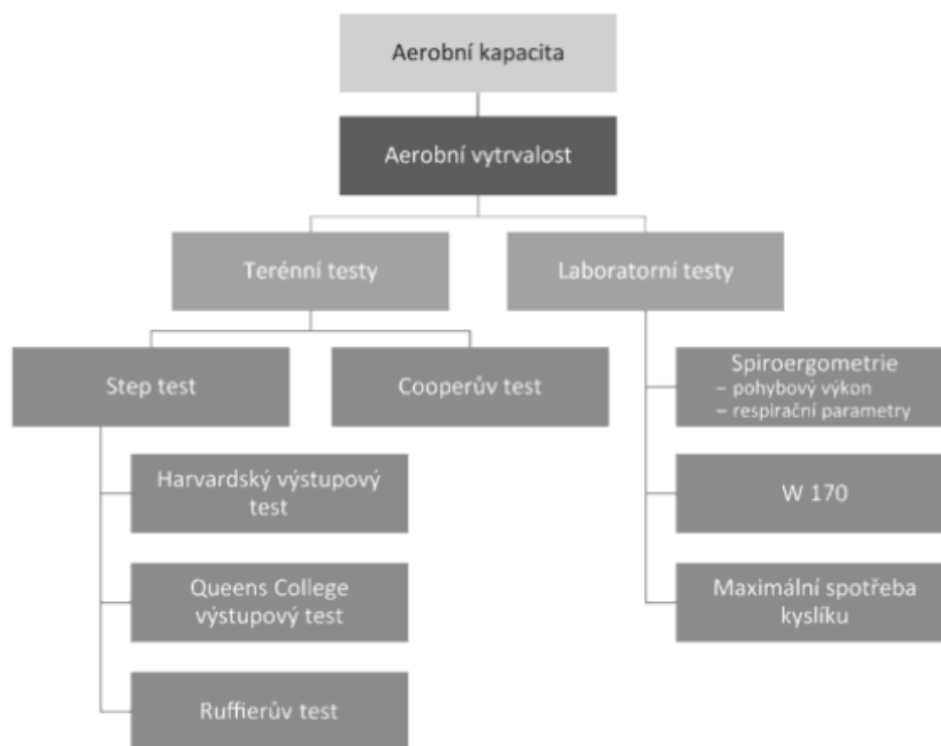
Obrázek 9 Testování anaerobní kapacity (Struhár et al. 2019)

Mezi základní testy anaerobní kapacity patří bezesporu spiroergometrie jako test anaerobních schopností. Tímto testem zjišťujeme schopnosti organismu získávat energii pro svalovou práci pomocí anaerobního způsobu z nejrychleji dostupných energetických sloučenin. Tedy z adenosindifosfátu (ADP), kreatinfosfátu (CP) a z glukózy, pomocí anaerobní glykolýzy. Tyto schopnosti jsou využitelné v krátkodobých intenzivních pohybových výkonech, které jsou prováděny velkou silou nebo vysokou rychlostí. Příkladem může být silová gymnastika či sprinterské výkony. Hlavními sledovanými parametry u tohoto testu jsou maximální kyslíkový dluh (EPOC) a maximální kyslíkový deficit (MAOD) (Struhár et al. 2019).

Mezi další význačné testy anaerobních schopností organismu je bezesporu Wingate test, jenž byl navržen v Izraelském tělovýchovném institutu v roce 1974. Při svém trvání v délce 30 s patří mezi hlavní sledované parametry nejvyšší dosažený výkon ( $P_{max}$ ), průměrný výkon a index únavy, tedy pokles výkonosti během testu (Heller a Vodička 2018).

Poměrně velká škála testů se zaměřuje na měření a diagnostiku silových a rychlostních schopností jedince, jejich rozřazení je vidět na obrázku 9., jako takové však nespádají do rozsahu této práce.

### 3.5 Testování aerobní kapacity a funkční zdatnosti oběhového systému



Obrázek 10 Testování aerobní kapacity organismu (Struhár et al. 2019)

Pokud se zaměříme na diagnostiku aerobní kapacity organismu, tak je třeba ji rozdělit do dvou hlavních kategorií, a to testování v terénu a v laboratoři. Terénní testy provádíme v prostředí mimo standardizované podmínky laboratoře, do výsledků testů nám tedy díky tomu vstupují vnější faktory, jež nelze vždy ovlivnit a mohou mít vliv na celkovou přesnost daného měření. Jejich však nespornou výhodou je měření sportovce přímo v typickém prostředí daného sportu. V rámci aerobního zatížení sportovce v daných sportech lze využít spirometrie přímo během tréninkové či závodní jednotky. Výsledky těchto měření mají bezesporu vypovídající hodnotu o aktuální zdatnosti jedince a jsou využitelné ve vyhodnocení dopadu tréninku i tréninkových cyklů. Jako takové mají ve vrcholovém i nevrcholovém sportu své místo. Jejich nevýhodou je právě ono vnější prostředí, které nám znemožňuje zajistit vyšší reliabilitu samotného testu a tyto testy tak nelze standardizovat. Existuje ovšem celá řada terénních testů, jež podléhají podmínkám standardizace. Mezi ně

patří kupříkladu *Cooperův test*. Ten je standardizován jako funkční zkouška oběhového systému, při které jedinec překonává vzdálenost 2,4 km v co nejkratším čase, přičemž na základě finálního času lze predikovat hodnoty  $VO_{2max}$  (maximální příjem kyslíku), nutno ovšem podotknout, že s malou přesností. Mezi další standardizované testy patří takzvané step testy (*Ruffierův, Queens College, Harvardský výstupový test*). Tyto testy vycházejí z měření SF před během a následně po standardizovaném fyzickém výkonu. Vychází z předpokladu vztahu mezi tělesnou zdatností jedince a rychlostí návratu hodnot SF k výchozím hodnotám, které byly naměřeny před samotnou zátěží (Struhár et al. 2019).

### 3.5.1 Laboratorní diagnostika aerobních schopností

Testování aerobních schopností v laboratorních podmínkách tvoří základ naší práce, bude mu tedy věnována značná část. Mezi vybrané testovací protokoly patří test  $W_{170}$ , test  $VO_{2max}$  a polohový test variability srdeční frekvence. Přičemž zvláštní pozornost bude věnována právě testu  $VO_{2max}$ , který je součástí metodiky praktické části.

### 3.5.2 Index $W_{170}$

Tento test se řadí mezi nejstarší laboratorní zkoušky tělesné zdatnosti. Test je stanoven na principu lineárního vztahu mezi srdeční frekvencí a intenzitou zatížení, jako stupňovaný, submaximální test na bicyklovém ergometru a stanovení hodnoty  $W_{170}$  jako teoretického výkonu odpovídajícího srdeční frekvenci  $170 \text{ min}^{-1}$ . Přičemž tato závislost je lineární právě do SF  $170 \text{ min}^{-1}$ . Hlavními ovlivňujícími faktory jsou věk, pohlaví, zdravotní stav a úroveň fyzické zdatnosti jedince. Zvýšení kardiorepirační zdatnosti jedince bývá úzce spojeno s poklesem srdeční frekvence a vzestupem systolického srdečního objemu. Vycházíme z předpokladu, že čím je jedinec zdatnější, tím větší zatížení bude nutné k dosažení hodnoty srdeční frekvence  $170 \text{ min}^{-1}$ . Pracujeme i s variantami  $W_{150}$  či  $W_{130}$ , ty se využívají u jedinců, u nichž maximální srdeční frekvence nedosahuje hodnoty vyšších než  $170 \text{ min}^{-1}$ , typicky u osob starších či zdravotně oslabených (Heller a Vodička 2018).

Jelikož tento test neklade výrazné nároky na motivaci a eliminuje možná rizika zátěžových testů měřených do individuálního maxima, je jednou z nejoblíbenějších variant zkoušek fyzické zdatnosti či hodnocení efektu tréninkových programů. Nutno podotknout, že test  $W_{170}$  se v současnosti považuje pouze za základní či orientační měření pro posouzení fyzické zdatnosti a nepředpokládá se, že by mohl nahrazovat maximální hodnoty kardiorepiračních a metabolických ukazatelů stanovených přímo a přesně pomocí testů

$VO_{2max}$ . Jeho přesnost klesá u vysoce trénovaných jedinců či dětí mladších 15. let a z tohoto důvodu u těchto skupin není doporučován (Heller a Vodička 2018).

Mezi hlavní sledované parametry patří monitoring srdeční frekvence v závislosti na řízené a stupňované zátěži se stanoveným výkonem ( $P$ ). Ze zjištěného vztahu se stanoví a hodnotí výkon ( $P$ ), při kterém testovaná osoba dosáhla srdeční frekvence  $170 \text{ min}^{-1}$  a výkon ( $P$ ) v přepočtu  $1 \text{ kg}$  tělesné hmotnosti. Zátěž by měla být střední až submaximální intenzity a to tak, aby po každém zvýšení zátěže došlo ke stabilizaci odezvy srdeční frekvence, tj. relativně stabilizovaná SF. Přičemž při první zátěži by mělo být dosaženo SF  $110 \text{ t} * \text{min}^{-1}$  a při poslední co nejbliže k SF  $170 \text{ t} * \text{min}^{-1}$ . Postupů zatížení existuje více, nicméně mezi nejpoužívanější patří protokol se třemi stupni zatížení (Struhár et al. 2019). Každý stupeň zatížení by měl trvat v rozmezí  $4\text{--}6 \text{ min}$ , přičemž v prvním stupni by SF měla dosáhnout hodnot v rozmezí  $100\text{--}120 \text{ t} * \text{min}^{-1}$ , v druhém  $120\text{--}140 \text{ t} * \text{min}^{-1}$  a v třetím stupni  $140\text{--}160 \text{ t} * \text{min}^{-1}$ . Obvykle volíme způsob zatěžování následující:  $1,0 \text{ W} * \text{Kg}^{-1}$ ,  $1,5 \text{ W} * \text{Kg}^{-1}$ ,  $2,0 \text{ W} * \text{Kg}^{-1}$ s možnými modifikacemi pro méně či více fyzicky výkonné jedince. Srdeční frekvenci monitorujeme vždy posledních  $15 \text{ s}$  v každém stupni zatížení. Ze získaných výsledků sestavujeme graf závislosti SF a hodnoty zatížení ( $P$ ). Z grafu odvozujeme hodnoty  $P$  pro SF  $170 \text{ t} * \text{min}^{-1}$  (Heller a Vodička 2018). Dle Hellera (2018) dosahují normální hodnoty pro mladé muže a ženy  $2,7 \text{ W} * \text{Kg}^{-1}$  respektive  $1,8 \text{ W} * \text{Kg}^{-1}$ , u trénovaných sportovců ovšem dosahují hodnot i více než  $4 \text{ W} * \text{Kg}^{-1}$ .

Pomocí známé hodnoty  $W_{170}$  je možné nepřímou stanovit maximální spotřebu kyslíku ( $VO_{2max}$ ). Nejjednodušší metodou, jak stanovit hodnotu  $VO_{2max}$  z hodnoty  $W_{170}$ , je metoda podle Karpmana (1969) in (Heller a Vodička 2018):

$$VO_2 \text{ max}[ml * \text{min}^{-1}] = 10,4 * W_{170} [W] + 1240$$

### 3.5.3 Test $VO_{2max}$

V tématu aerobní zátěžové diagnostiky se nejvíce zaměříme právě na test  $VO_{2max}$ , ten také následně využíváme v metodice výzkumu praktické části. Metodiku přebíráme od Hellera a Vodičky (2018).

Dle Hellera a Vodičky (2018) představuje maximální aerobní kapacita celkové množství mobilizované energie, kterou lze získat aerobní resyntézou ATP. Jelikož tyto děje probíhají na buněčné úrovni přímo uvnitř svalových vláken, nelze toto množství energie přímo stanovit. V praxi využíváme několik nepřímých ukazatelů, jejichž nepřímý vztah k tzv. aerobní zdatnosti nám umožňují tyto hodnoty nepřímo stanovit. Mezi základní ukazatele aerobní zdatnosti patří: maximální aerobní výkon, resp. maximální spotřeba kyslíku ( $VO_{2max}$ ), časová konstanta kinetiky  $VO_2$ , pracovní účinnost a aerobní práh (AEP) (Heller a Vodička 2018).

Aerobní kapacitu nejčastěji stanovujeme nepřímo jako maximální aerobní výkon. Tedy přesněji jako příjem kyslíku (oxygen intake), který odpovídá maximálnímu množství kyslíku, který je schopen organismus při zátěži extrahovat z ventilovaného vzduchu, transportovat a využít v tkáních. V současnosti používáme pojem “maximální příjem kyslíku”, jelikož jsme schopni měřit pouze celkový příjem kyslíku organismem, nikoliv přímou spotřebu na buněčné úrovni. Maximální příjem kyslíku ( $VO_{2max}$ ) představuje základní parametr aerobní zdatnosti jedince, jelikož vyjadřuje horní limit aerobní zátěžové tolerance. Nejčastěji se vyjadřuje relativně ve vztahu k tělesné hmotnosti ( $ml * Kg^{-1} * min^{-1}$ ) a stanovuje se při práci velkých svalových skupin, při stupňované zátěži na ergometru do “*vita maxima*” (Heller a Vodička 2018; Struhár et al. 2019).

Spotřebu kyslíku ( $VO_2$ ) můžeme vyjádřit jako rozdíl mezi součinem inspirační ventilace a inspirační frakce kyslíku a součinem expirační ventilace a expirační frakce kyslíku. Vztahem:  $VO_2 = (V_I * F_I O_2) - (V_E * F_E O_2)$

Dle Hellera a Vodičky (2018) lze zjednodušeně spotřebu a příjem kyslíku stanovit jako součin minutové ventilace standardizované faktorem STPD (faktor, jehož pomocí se vypočítá normovaný expirační objem ze skutečného expiračního objemu) a využití kyslíku z ventilovaného vzduchu. Kupříkladu v zátěžovém testu u sportovce vážícího 80 kg, stanovíme maximální minutovou ventilaci  $V_{atps} = 150 [l * min^{-1}]$ , koncentraci kyslíku ve vydechaném vzduchu 17,5 % a faktor STPD bude odpovídat 0,9. Pak  $V_{stpd} = 135 [l * min^{-1}]$ , využití kyslíku = 3,4 %, tedy 20,9 % atmosférického kyslíku mínus 17,5 % kyslíku v expiračních parametrech, tedy  $VO_{2max} = 135 * \frac{3,4}{100} = 4,59 [l * min^{-1}] = \frac{4590 [ml * min^{-1}]}{80 [Kg]} = 57,4 [ml * Kg^{-1} * min^{-1}]$ .

Další parametry, které využíváme jako ukazatele aerobních schopností, jsou **první a druhý ventilační práh** ( $VT1$  a  $VT2$  – ventilatory threshold). Přičemž  $VT1$  stanovujeme v okamžiku prudkého nárůstu  $VE/O_2$  (ventilační ekvivalent pro kyslík) a  $VT2$  v okamžiku prudkého nárůstu  $VE/CO_2$  (ventilační ekvivalent pro oxid uhličitý).  $VT2$  označujeme jako bod respirační kompenzace ( $RCP$ ). Tyto prahy jsou vyjádřeny ku příslušnému výkonu či k dané srdeční frekvenci, která bývá využívána jako vodítko pro řízení tréninkového procesu. V případě, že tyto prahy nemůžeme stanovit, lze místo  $VT2$  stanovit práh, při kterém poměr  $RER$  dostane hodnotu 1.0. Tedy v okamžiku, kdy strměji rostoucí křivka  $CO_2$  dosáhne stejné vrcholové hodnoty jako křivka  $O_2$ .  $VT1$  lze nepřímo stanovit metodou “ $V_{slope}$ ”, tedy nalezení bodu zlomu v závislosti na  $CO_2$  a  $O_2$  (Struhár et al. 2019).

Dalším možným sledovaným parametrem je tzv. **maximální tepový kyslík** ( $VO_2/SF_{max}$  [ml]). Jedná se o hodnotu maximálního příjmu kyslíku v přepočtu na jeden tep srdce. Tedy teoretická hodnota množství kyslíku, které je srdce schopno vypudit do krevního oběhu jednou systolou komory. Jedná se o vhodný ukazatel funkční schopnosti srdce, krevního oběhu a transportního systému pro kyslík (Struhár et al. 2019).

Stanovení validní hodnoty hodnot  $VO_{2max}$  je závislé na splnění určitých kritérií. Nejčastěji používané kritérium je takzvané plató v hodnotách spotřeby kyslíku, a to v okamžiku, kdy se již i přes dále se zvyšující zatížení spotřeba kyslíku nezvyšuje. Další podmínkou je přiměřenost hodnoty  $SF$ , kdy maximální hodnota osciluje kolem výpočetního standardu maximální  $SF$ , tedy  $SF_{max} = 220 - věk$ , popřípadě hodnota  $RER$  pohybující se blízko hodnoty 1,0 či u sportovců 1,1 a maximální koncentrace laktátu v krvi 8 mmol/l u běžné populace a u sportovců tyto hodnoty nepřesahují 10 mmol/l (Heller a Vodička 2018).

Onu maximální aerobní kapacitu můžeme hodnotit i podle úrovně anaerobního prahu, tedy hodnotu  $VO_{2max}$ , na které ještě lze držet intenzitu svalové práci při dlouhodobém zatížení. To znamená pomyslné metabolické hranici, kde přechází smíšené aerobní krytí pohybového výkonu ke krytí způsobem anaerobním, laktátovým. Anaerobní práh lze stanovit invazivní tzv. laktátovou metodou, kdy v průběhu zátěže odebíráme hodnoty laktátu v krvi jedince a sledujeme náhlou změnu v laktátové křivce (změna v nelineární křivku koncentrace laktátu v krvi). Druhou a poměrně velmi přesnou metodou je stanovení anaerobního prahu pomocí tzv. prahu ventilačního ( $T_{vent}$ ). Při hodnocení ventilačního prahu se zaměřujeme na hodnocení průběhu ventilace nebo výdeje  $CO_2$  v závislosti na spotřebě kyslíku. V tomto případě odklon od linearity, tedy počátek hyperventilace značí právě onu



intenzitu zatížení v hodnotách anaerobního prahu. Fyziologickou příčinou daného odklonu je kompenzování metabolické acidózy bikarbonátovým nárazníkovým systémem metabolismu, přičemž zvýšení parciálního tlaku  $\text{CO}_2$  je signálem pro dechová centra a nástupem hyperventilace (Heller a Vodička 2018).

### 3.5.3.1 Zátěžový protokol $\text{VO}_{2\text{max}}$

**Cílem** je stanovení hodnoty  $\text{VO}_{2\text{max}}$  a úroveň anaerobního prahu ve stupňovitém zátěžovém testu do „*vita maxima*“. Posoudit dosažení kritéria  $\text{VO}_{2\text{max}}$  a tyto individuální výsledky porovnat s populační normou, dále pak stanovit a vyhodnotit úroveň ventilačního anaerobního prahu a určit vybrané tréninkové intenzity s využitím takzvané srdeční rezervy (Heller a Vodička 2018).

**Laboratorní vybavení:** Řídící jednotka s potřebným softwarovým vybavením, bicyklový ergometr, spiroergometrický diagnostický systém, elektrody pro snímání aktivity srdce (EKG, sporttester) (Struhár et al. 2019).

Z hlediska **bezpečnosti** je nutné zohlednit několik aspektů. Je nutné vyhodnotit obecné kontraindikace zátěžového testu a postupovat podle standardních podmínek konání testu. Jelikož se jedná o test do „*vita maxima*“, je zde hrozící vyšší riziko kolapsového stavu testovaného jedince. Kolaps může nastat během testu, ale častěji přichází po vykonané zátěži. Je nutný tedy neustálý vizuální i hlasový kontakt s testovanou osobou. Spiroergometrická maska často brání v dostatečné komunikaci, je proto nutné před začátkem testu smluvit gesta pro případ potíží testovaného jedince. Laboratoř by měla být vybavena lehátkem pro včasné položení osoby v kolapsového stavu. Je vhodné mít v laboratoři k dispozici i automatický defibrilátor (AEG) pro případ náhlého zastavení krevního oběhu. První pomocí při omdlení je pak urychlené položení testované osoby do polohy v lehu na zádech a kontrola životních funkcí. Dále pak postupujeme podle principů první pomoci (Struhár et al. 2019).

**Průběh testu:** v klidovém režimu u testované osoby změříme a zaznamenáme kardiopulsační ukazatele (SF, dechovou frekvenci (DF),  $\text{VO}_2$ , dechový objem  $V_t$ , tepový kyslík, plicní ventilaci  $V$ , ventilační ekvivalent pro kyslík  $\text{VE}_q\text{O}_2$  a RER). Následně zvolíme dvě čtyřminutová rozcvičení v submaximálním pásu zátěže (1 a 2  $\text{W/kg}$ ).

Dle odezvy na rozcvičení, kupříkladu dle úrovně pracovní kapacity  $W_{170}$ , volíme vhodnou počáteční intenzitu pro stupňovaný test do „*vita maxima*“, přičemž zatížení zvyšujeme o 20 W každou minutu až do vyčerpání.

Maximální dosažené hodnoty kardiopulsačních parametrů (SF, DF,  $VO_2$ ,  $V_t$ , tepový kyslík, plicní ventilaci V a RER) porovnáváme s populačními normami dle věku a pohlaví testované osoby. U jedinců provádějící systematický trénink volíme tabulky pro ně zaměřené. Následně vyhodnocujeme splnění či nesplnění kritérií pro dosažení maxima ( $VO_{2max}$ ,  $VO_{2peak}$ ).

S využitím počítačového algoritmu či pomocí grafů stanovujeme ventilační anaerobní práh (dvousložkový lineární model závislosti vzestupu minutové ventilace na spotřebě kyslíku). Výkon, srdeční frekvenci i spotřebu kyslíku následně vyjádříme i relativně v % maxima  $VO_2$ , SF, výkonu. Určujeme srdeční rezervu testované osoby a stanovujeme intenzitu pro 70 % HRR (obnova srdeční frekvence), nebo 85 %  $T_{vent}$ . Závěrem celkově hodnotíme dosažené výsledky zátěžového testu a vyjádříme se k fyzické zdatnosti a úrovni trénovanosti jedince (Heller a Vodička 2018).

## 4 Primární prevence zdraví

V současné době zažíváme obrovský nárůst zdravotních problémů způsobených sedavým způsobem života. Tyto problémy obecně nazýváme jako „civilizační choroby“. Ty jsou přímým důsledkem moderní doby, tedy úbytkem nuceného pohybu, snadné dostupnosti kaloricky bohatých jídel či znečištění životního prostředí atd. Jen samotný nedostatek fyzické aktivity rapidně zvyšuje riziko předčasného úmrtí. Samotná fyzická nečinnost společně se špatnou výživou způsobují narušení energetické rovnováhy, která stojí na prahu obezity. Ta je jednou z primárních příčin většiny civilizačních onemocnění. Nízká pohybová aktivita, nedostatečná výživa bohatá na nestabilní tuky, rychle stravitelné sacharidy a podpořená vysokým stupněm zpracování potravin, vede v konečném důsledku přes rozvinutí metabolického syndromu k diabetu druhého typu, k některým neurodegenerativním poruchám (Alzheimerova porucha), ateroskleróze, infarktu myokardu, k některým druhům rakoviny či spoustě dalších ve svém důsledku smrtelných chorob. Nedostatek fyzické aktivity zvyšuje predispozice k možnosti úrazu pohybového aparátu, osteoporóze, oslabení kosterního svalstva, rizika kardiovaskulárního selhání (zhoršení lipidového profilu). Dále zvyšuje riziko duševních chorob a může mimo jiné způsobit díky hypotonii stabilizačních svalů chronické bolesti zad, či naopak hypertonii svalů fázických (Piercy et al. 2018). Velmi snižuje aktivitu imunitního systému a degraduje antioxidační rezervu těla. Jedinec je tak mnohem náchylnější k infekčním i virovým chorobám. Prostřednictvím zhoršujícího se stavu střevní mikroflóry ovlivňuje nejen náš fyzický, ale i duševní stav (Sonnenburg a Sonnenburg 2016). Lidské tělo je zkrátka stvořeno k pohybu, pokud se mu této základní predispozice nedostává, je směřováno přímo na hřbitov.

### 4.1 Rizika spojená s hypokinetickým způsobem života

Jak již bylo řečeno, rizik spojených se sedavým způsobem života (hypokinéza) je nepřeborné množství. Pohyb, případě jeho nedostatek ovlivňuje téměř všechny systémy lidského těla:

Tabulka 3 Rizika hypokinetického způsobu života (Novotný 2009)

<b>Poruchy nervové soustavy</b>	
<b>Objektivní změny</b>	<b>Subjektivní potíže, komplikace</b>
řidnutí kostí	<i>bolesti, zvýšená křehkost a lomivost, zlomeniny</i>
oslabení svalů	<i>svalová dysbalance; bolesti zad, krku, hlavy; špatná funkce</i>
zkrácení svalů	<i>menší pohyblivost kloubů</i>
oslabení meziobratlových plotének	<i>bolesti zad, výhřez plotének</i>
<b>Poruchy látkové výměny a hormonální soustavy</b>	
<b>Objektivní změny</b>	<b>Subjektivní potíže, komplikace</b>
ukládání tukových zásob – obezita	<i>přetížení velkou hmotností</i>
porucha glukózového metabolismu – horší využití cukrů jako zdrojů energie - cukrovka (diabetes mellitus II. typu)	<i>méně rychle využitelných zdrojů energie, nemoc srdce, cév, ledvin, nervů, kůže, ... rychlejší a větší únava, smrt</i>
ateroskleróza – porucha prokrvení srdce, mozku, dolních končetin aj.	<i>bolesti, dušnost a jiné – viz níže uvedené poruchy krevního oběhu</i>
Hormonální a metabolická nerovnováha – porucha a současná přítomnost toxických a alergizujících látek	<i>poruchy imunity – hyperreakce, alergie, atopie</i>
<b>Poruchy krevního oběhu</b>	
<b>Objektivní změny</b>	<b>Subjektivní potíže, komplikace</b>
Ischemická choroba srdce s poruchami jeho funkcí	<i>bolesti hrudníku (angina pectoris), dušnost, únavnost, malá výkonnost, smrt</i>
Ischemická choroba mozku s poruchami jeho funkcí	<i>ztráta hybnosti, únavnost, malá výkonnost, smrt</i>
Žilní městky, záněty žil	<i>bolesti dolních končetin, únavnost, malá výkonnost</i>
vmetky krevní staženiny ze žil dolních končetin do plic – plicní embolie	<i>bolesti hrudníku, dušnost, únavnost, malá výkonnost, smrt</i>
poruchy regulace krevního tlaku – hypertenze, kolísavý tlak nebo hypotenze	<i>únavnost, malá výkonnost, slabost, závratě, poruchy vědomí, smrt</i>
<b>Poruchy nervové soustavy</b>	
<b>Objektivní změny</b>	<b>Subjektivní potíže, komplikace</b>
snížený ochranný vliv parasymptiku, zvýšený vliv sympatiku, nestabilita a nerovnováha vlivu sympatiku a parasymptiku	<i>přetížení srdce, hormonální poruchy, metabolické poruchy, poruchy regulace krevního tlaku</i>
poruchy spánku	<i>nižší výkonnost, častější migrény</i>
neuróza	<i>nižší výkonnost</i>
cévní mozková příhoda	<i>nízká výkonnost, poruchy vědomí, obrna, smrt</i>
<b>Poruchy trávicí soustavy</b>	
<b>Objektivní změny</b>	<b>Subjektivní potíže, komplikace</b>
poruchy mechanického zpracování potravy v trávicí rouře, poruchy trávení a vstřebávání živin	<i>bolesti břicha, nadýmání, zácpy</i>
častější výskyt vředové choroby žaludku a dvanáctníku (tj. zvýšené riziko vzniku rakoviny)	<i>bolesti břicha, nadýmání, zácpy, krvácení, ...</i>

### 4.1.1 Doporučené hodnoty pohybových aktivit v rámci PPZ

Světová zdravotnická organizace vydala v roce 2020 (World Health Organization 2020) doporučení pohybových aktivit v rámci primární prevence zdraví. Ty vycházejí z četných vědeckých studií, jež se opírají o konkrétní poznatky prevence jednotlivých onemocnění (metabolických, kardiopulmonálních, muskuloskeletálních, rakovinných aj.). Doporučení jsou definována pro tři věkové skupiny (5-17, 18-64, 64+ let).

#### 5–17 let

Pro děti a dospívající platí, že by jejich pohybová aktivita měla zahrnovat především herní formy pohybových aktivit, rozmanité sportovní disciplíny, pohyb v rámci rekreace či dopravy, a to především v rámci vzdělávacích institucí a rodinného či komunitního prostředí. Děti v této věkové skupině by měly denně absolvovat minimálně 60 minut mírně i více intenzivní pohybové aktivity, přičemž její navýšení nad hranici 60 minut přináší další zdravotní benefity. Většina z denní aktivity dítěte by měla být aerobního charakteru. V minimu, jež je stanoveno jako 3x za týden, by fyzická aktivita měla být v pásu vysoké intenzity, přičemž je nutné zahrnout posilovací aktivity, které jsou důležité pro stabilitu a vývoj kosterního systému.

#### 18–64 let

U dospělých jedinců v této věkové skupině by měla fyzická aktivita, zahrnující rekreační, volnočasovou fyzickou aktivitu, domácí práce, hry, sport, účelové cvičení či dopravu (jízda na kole, chůze) do zaměstnání, denně zahrnovat: minimálně 150 – 300 minut aerobní aktivity mírné či střední intenzity, nebo minimálně 75 – 150 minut fyzické zátěže vysoké intenzity v průběhu týdne. Je jistě vhodné tyto dvě doporučení kombinovat. Přičemž doba trvání aerobní aktivity by měla vždy přesáhnout 10 min. Podstatného zvýšení benefitů pravidelných pohybových aktivit dosáhneme zvýšením aerobních aktivit středního tempa nad hranici 300 minut za týden, popřípadě minimálně 150 minut aktivit vysoké intenzity. Doporučení rovněž platí pro oblast posilování kosterního svalstva, to by mělo probíhat v minimu 2x týdně, a to zapojením hlavních svalových skupin. Dodržení těchto doporučení má za následek zlepšení kardiovaskulární i svalové kondice, snížení rizik civilizačních chorob či zlepšení stavu skeletárního systému těla.

## 65 let +

U této věkové skupiny zahrnují doporučení pro pohybovou aktivitu, rekreační či volnočasovou fyzickou aktivitu, dopravu (chůze, jízda na kole), zaměstnání (pokud je osoba stále výdělečně činná), domácí práce, sport v kontextu rodinných či komunitních aktivit. Pro zlepšení kardiovaskulární i svalové kondice, snížení rizik civilizačních chorob či zlepšení stavu skeletárního systému těla, je doporučeno minimálně 150–300 minut aerobní aktivity mírné či střední intenzity, nebo minimálně 75–150 minut fyzické zátěže vysoké intenzity v průběhu týdne. Přičemž doba trvání aerobní aktivity by měla vždy přesáhnout 10 minut. Podstatného zvýšení benefitů pravidelných pohybových aktivit dosáhneme zvýšením aerobních aktivit středního tempa nad hranici 300 minut za týden, popřípadě minimálně 150 minut aktivit vysoké intenzity. Jedinci se špatnou pohyblivostí by měli vykonávat fyzickou aktivitu zlepšující rovnováhu těla, tím zabránit možnému pádu, alespoň třikrát týdně. Doporučeno pro oblast posílení kosterního svalstva je posilovat minimálně 2x týdně velké svalové skupiny. Pokud jedinec nemůže v důsledku svého zdravotního stavu absolvovat výše zmíněné pohybové aktivity v doporučeném rozsahu, měl by se fyzické aktivitě věnovat v maximálním rozsahu, jež mu jeho zdravotní stav dovolí. "

Napříč věkovým spektrem benefity vyšší fyzické aktivity výrazně převyšují negativa (zranění). V kontextu 150minutové dotace pohybové aktivity týdně, ve středním tempu jsou rizika spojená se zranění muskuloskeletálního systému těla zanedbatelné. U běžné populace se doporučuje začínat s pohybovou aktivitou v mírném tempu a dále intenzitu zvětšovat postupně (World Health Organization 2020).

## 5 Dosavadní poznatky o vlivu jízdy na elektrokole v rámci primární prevence zdraví

V současné době se již na poli našeho tématu objevuje několik publikací, jež se zabývají různými komparacemi celkových fyzických zátěží při jízdě na elektrokole. Tyto publikace porovnávají jízdu na elektrokole s různými stupni dopomoci, oproti jízdě s klasickým jízdním kolem, chůzi či běhu. Autoři Jessica E. Bourne et al. (2018) zpracovali systematické review, na téma „Zdravotní benefity elektricky-asistované jízdy na kole“, kde porovnávala dostupné studie na dané téma. Z celkového množství 4399 studií, v nichž se objevuje téma elektrokolo, se po zahrnutí daných kritérií výběru do konečné analýzy dostalo pouze 17 studií, které se úzce týkají daného tématu. Z toho se 11 studií zabývalo aktuálním dopadem (metabolický, fyziologický) jízdy na elektrokole na daného jedince. Přičemž 6 studií je zaměřeno v rámci dlouhodobého dopadu jízdy na elektrokole na zdraví jedince. Všechny tyto studie zahrnují testování osob mezi 18. a 70. rokem života a jsou různě zaměřeny na aktivní, i neaktivní jedince. Přičemž počet participantů se pohybuje od 3 do 22. Výsledky komparativní analýzy nejsou překvapující. Z celkového počtu se 9 studií zaměřilo krom jiného i na měření respiračních parametrů, pomocí spirometrie. Z výsledků jednotlivých studií je patrné, že příjem kyslíku je u jízdy na elektrokole relativně menší (14,7 až 29  $ml/min/kg$ ), tedy 51 až 74 % maximálního příjmu kyslíku jedince. Přičemž pokud porovnáme jízdu na elektrokole a standardním jízdním kole, tak tyto rozdílové hodnoty se pohybují od 19,3 do 37  $ml/min/kg$ . Rozdíl mezi jízdou na elektrokole s přidanou asistencí a bez ní se pohybuje od 22,9 do 23,4  $ml/min/kg$ . Co se týče metabolického ekvivalentu pro kyslík (*METs*), naměřené hodnoty z devíti studií poukazují na signifikantně nižší hodnoty *METs* pro jízdu na elektrokole, oproti jízdě na klasické jízdním kole (Bourne et al. 2018).

Zajímavé výsledky poskytuje studie zabývající se možným potenciálem využití elektrokola pro zlepšení zdraví jedinců s diabetem druhého typu. V této studii dostalo 19 dobrovolníků po dobu 20 týdnů k dispozici elektrokolo. Tuto studii dokončilo 18 účastníků, kteří dosahovali průměrného týdenního nájezdu na elektrokole 21,4 *km*. Autoři předpokládají zvýšení maximálního aerobního výkonu o 10,9 %. Průměrná tepová frekvence při jízdě na elektrokole byla 74,7 %  $SF_{max}$ , ve srovnání s 64,3 %  $SF_{max}$  při chůzi. Účastníci využívali kolo k běžné denní dojížděce, přičemž vypovídají, že díky přídavnému pohonu byli schopni překonat překážky (stoupání), které by jim bránily při jízdě na klasickém kole. Z výsledků studie vyplývá, že jízda na elektrokole je přijatelná a může zvýšit fyzickou

kondici a vyvolat zvýšení SF, to může vést ke zlepšení kardiometabolických rizikových faktorů (Cooper et al. 2018).

Studie z roku 2019 se zabývala dotazníkovým šetřením téměř 10 000 uživatelů elektrokola a klasického jízdního kola. Zkoumala pomocí metabolického ekvivalentu (MET) vliv jízdy na kole a elektrokole a zároveň i vliv přechodu ze standardního jízdního kola či osobní motorové dopravy. Z výsledků je patrné, že celkový metabolický ekvivalent za týden byl u uživatelů elektrokola i kola podobný (4463 vs. 4085 MET). Přičemž uživatelé elektrokol uváděli výrazně delší dojezdové vzdálenosti. Uživatelé, kteří přešli z jízdního kola na elektrokolo, snížili svůj metabolický ekvivalent o 200 MET/týden. Naopak uživatelé, jež doposud používali k denní dojížděce osobní motorové vozidlo, zvýšili svůj týdenní metabolický ekvivalent v průměru o 800 MET/týden. Tyto údaje naznačují pozitivní vývoj pro celkové MET uživatelů, kteří přešli z osobní motorové dopravy na elektrokolo, přičemž v důsledku zvýšení ujeté vzdálenosti, není u uživatelů po přechodu z kola jízdního na elektrokolo tak signifikantní propad v celkových MET, jak by se mohlo čekat (Castro et al. 2019). Tato studie nám ukazuje rozporuplné výsledky, oproti studiím předchozím. Nutno ovšem podotknout, že dotazníkové šetření nemá a ve své podstatě ani nemůže mít takovou vypovídající hodnotu, jako měření laboratorní.

Studie, která proběhla v roce 2017 se zaměřila na komparaci jízdy na kole a elektrokole na dvou předem určených trasách (kopcovitá a rovinná), přičemž porovnávala čas strávený ve střední a vysoké intenzitě zatížení, podle výsledků analyzátoru výdechových plynů. Osm dospělých jedinců absolvovalo jízdu na kole a elektrokole po kopcovitém (7,1 km) a rovinnatém (8,2 km) okruhu. Výsledky měření byly porovnávány s výsledky spiroergometrického testu v laboratoři. Výsledky ukazují na méně času stráveného jízdou na elektrokole na daných okruzích. Konkrétně na kopcovitém okruhu (medián) 18,8 minut na elektrokole, oproti 26,3 minutám na jízdním kole. Na rovinnatém okruhu byly tyto rozdíly menší, nicméně v podobném trendu (20,0 min. oproti 23,8 min.) Byly zpozorovány nižší hodnoty intenzity pohybové aktivity u jízdy na elektrokole 50 % oproti 60 %  $VO_{2max}$  v kopcovitém terénu a 52 % oproti 55 %  $VO_{2max}$  v terénu rovinnatém. Ovšem v obou případech jezdec strávil většinu času (92–99 %) ve střední a vysoké intenzitě zatížení. Nicméně doba zatížení, kterou jezdci strávili v této intenzitě je u jezdců na elektrokole o 26 % nižší v kopcovitém terénu, resp. o 17 % nižší v terénu rovinnatém. Rovněž jezdci na elektrokole strávili menší čas v zóně vysoké fyzické zátěže a to o 35 % a 15 % (kopcovitý



a rovinný). Elektrokola tak mohou poskytovat dostatečnou intenzitu fyzické zátěže, nicméně oproti kolu klasickému je tato zátěž o něco nižší s kratší dobou trvání (Berntsen et al. 2017).

Další podnětná studie porovnávající fyziologické a následné kognitivní reakce po zatížení jízdou na elektrokole (EK) a klasickém jízdním kole (JK), kde autoři u deseti testovaných osob sledovali v průběhu 30minutové, přerušované jízdy na EK i JK, ventilační, kardiologické parametry a zaznamenávali elektromyografickou aktivitu (EMG) extenzorů kolenního kloubu. Po každé stanovené zátěži byli dobrovolníci podrobeni testu kognitivních funkcí, pomocí testu třídění pošty. Průměrná spotřeba kyslíku byla výrazně ( $p < 0.05$ ) nižší během jízdy na EK, než během jízdy na JK. EMG aktivita svalů m. vastus lateralis, m. rectus femoris a m. gastrocnemius medialis byla výrazně větší ( $p < 0,001$ ) během jízdy na JK než při jízdě na EK. Nicméně čas potřebný pro vyřídění pošty byl výrazně kratší ( $p < 0.05$ ) po jízdě na EK. Díky poměrně nižšímu fyzickému zatížení při jízdě na elektrokole se snižuje fyziologický stres, jemuž je organismus vystaven a tím se zvyšují okamžité kognitivní funkce. To může být výhodné pro osoby jenž při výkonu své práce využívají jízdu na kole, jako jsou poštovní pracovníci či policisté (Theurel et al. 2012). Nutno podotknout, že snížením fyzické zátěže organismu při jízdě na elektrokole dochází k snížení zdravotních benefitů spojených s fyzickou zátěží.

Jedna z nejnovějších studií z roku 2021 se zaměřuje na okamžitý dopad jízdy na elektrokole pro osoby se zdravotním postižením či chronicky nemocné. Studie zkoumala intenzitu cvičení a subjektivně vnímanou námahu při jízdě na elektrokole po atletickém okruhu. Dvacet dobrovolníků jelo různou rychlostí (12 a 18 *km/h*) a rozdílnou hodnotou dopomoci. K měření zatížení byl využit analyzátor výdechových plynů a Borgova škála vnímaného úsilí. Z měření vyplývá, že jízda bez dopomoci elektrokola má signifikantně vyšší zatěžující dopad ( $VO_2 - 18,67 \pm 3,13 \text{ ml/kg/min}$ ) nežli jízda s dopomocí elektrokola (10,5 *ml/kg/min*), tedy v zóně střední intenzity zatížení. Vnímané úsilí na Borgově škále bylo taktéž signifikantně nižší. Z výsledků je patrné, že jízda na elektrokole s dopomocí vykazuje mnohem nižší fyzické zatížení, než jízda bez dopomoci. Ačkoliv fyzickou zátěž lze zvýšit rychlostí jízdy či změnou úrovně dopomoci (Bulthuis et al. 2021).

Výše zmíněné studie se až na výjimky shodují. Jízda na elektrokole v různých podmínkách vykazuje signifikantně nižší úroveň zatížení jedinců než jízda na kole klasickém. Většina studií potvrzuje, že hodnota zatížení při jízdě na elektrokole zřídka překračuje meze středních intenzit. Může být tak méně efektivní (prospěšná)

v kontextu primární prevence zdraví, oproti jiným způsobům pohybu. Z důvodů nižšího procentuálního zastoupení pohybu v zónách kardiovaskulárního zatížení, jež rozvíjí obecnou zdatnost. Na druhou stranu, pokud jízda na elektrokole nahrazuje doposud využívané motorové dopravní prostředky, má velmi pozitivní dopad na celkový pohybový profil jedince. Jako výhodný dopravní prostředek se elektrokolo jeví u pracovníků, jež doposud využívali kolo normální, jako jsou zaměstnanci pošty či policie. V naší práci budeme sledovat vliv jízdy na elektrokole v rámci primární prevence zdraví u trénovaných jedinců.

## 6 Cíle

### Hlavní cíl

Stanovení energetické náročnosti jízdy na elektrokole v kontextu primární prevence zdraví.

### Dílčí cíle

- Syntéza dosavadních poznatků vlivu jízdy na elektrokole v kontextu primární prevence zdraví.
- Somatická měření a funkční testování respondentů na bicyklovém ergometru a stanovení úrovně kardiovaskulární zdatnosti.
- Funkční měření kardiovaskulárních a respiračních proměnných a jejich závislosti na stupni dopomoci elektrokola.
- Vyhodnocení výsledků měření a jejich implikace do poznatků o primární prevenci zdraví.

## 7 Metodika práce

Samotná praktická část je zaměřena na ověření energetické náročnosti jízdy na elektrokole, v závislosti na stupni dopomoci elektrokola u testovaných jedinců. Ty budou podrobeni somatickému měření pro stanovení především procenta tělesného tuku. Následně budou podrobeni zátěžové diagnostice, podle protokolu  $VO_{2max}$ , ke stanovení doporučených intenzit zátěže pro rozvoj kardiovaskulárního systému těla v rámci primární prevence zdraví. Tyto výsledné stupně intenzit zátěže budeme následně porovnávat pomocí spirometrických a kardiovaskulárních ukazatelů v rámci závislosti fyziologické odpovědi organismu na daný stupeň dopomoci elektrokola. Z výsledků měření poté určíme postavení jízdy na elektrokole v rámci primární prevence zdraví.

Nepříznivý dopad na celkové výsledky měření měla bohužel probíhající pandemie respiračního onemocnění SARS-CoV-2. Pandemie a protiepidemiologická opatření se projeví především v celkovém počtu testovaných dobrovolníků, jichž bylo díky dlouhodobému uzavření vysokoškolských laboratoří a jiným restrikcím či nařízením ministerstva zdravotnictví méně. V samotných laboratorních podmínkách jsme museli pracovat se zvýšeným důrazem na hygienickou bezpečnost, a tedy s vyšší materiální i časovou náročností.

### 7.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Do samotné výzkumné části bylo zapojeno 10 dobrovolníků ( $n = 10$ ), ti byli vybráni z řad mladých dospělých a dospívajících sportovně zaměřených jedinců. Výzkumu se tedy účastnili dobrovolníci ve věkovém rozhraní 17–25 let. Průměrný věk testované skupiny dosahuje hodnoty 20,5 roku, medián pak 20,5 roku. Testované osoby byly různého profesního zaměření, spektra tělesného složení i fyzické zdatnosti. Jakožto výzkum zaměřující se na primární prevenci zdraví, byl testovaný soubor osob bez probíhajících zdravotních oslabení. V rámci svého životního stylu byli dobrovolníci velmi fyzicky aktivní a až na výjimky dodržující zásady správné životosprávy. Základní antropometrická charakteristika testovaných osob je vyjádřena v tabulce 4 níže.

Tabulka 4 Charakteristika testovaného souboru

Počet osob = 10	Věk	Hmotnost	Výška
[n]	[roky]	[kg]	[cm]
1.	22,6	69,0	183
2.	22,7	72,0	182
3.	24,4	73,0	176
4.	21,6	84,0	183,7
5.	22,0	80,0	185
6.	18,2	63	179
7.	19,3	70	180
8.	18,5	78	178
9.	17,5	67	178
10.	18,52	75	185
<b>Aritmetický průměr</b>	<b>20,53</b>	<b>73,10</b>	<b>180,97</b>
<b>Směrodatná odchylka</b>	<b>2,27</b>	<b>6,01</b>	<b>3,04</b>

Z jednotlivých dat je patrná jen velmi malá odchylka měřených hodnot mezi jednotlivými dobrovolníky.

### 7.1.1 Etická hlediska

V rámci testování byl zajištěn informovaný souhlas testovaných dobrovolníků s měřením a s anonymním zveřejněním výsledků. Dobrovolníci byli podrobně seznámeni s průběhem testování. Konkrétně tedy s měřením tělesného složení, zátěžovým testem do „vita maxima“  $VO_{2max}$  podle Hellera a Vodičky (2018) a následným měřením jízdy na elektrokole podle námi stanoveného protokolu, který je popsán níže.

Vzhledem k pandemické situaci nám při testování vyvstaly nečekané etické aspekty měření. Realizace praktické části tak probíhala v náročných laboratorních podmínkách v období mezi přísnějšími protiepidemickými opatřeními v září 2020 - říjnu 2021. Vzhledem k tomu, že jsme nebyli materiálně schopni zajistit testování dobrovolníků na přítomnost koronaviru ani nebylo z etického hlediska možné po dobrovolnících ono testování požadovat, byli jsme nuceni pracovat za zvláštních protiepidemiologických podmínek. Ty vyplývaly především z nařízení ministerstva zdravotnictví ČR a z povahy samotného testování, tedy především z páce se spiroergometrickou technikou a ergometry.

## 7.2 Bezpečnostní hlediska

Vzhledem k povaze samotného testování bylo třeba stanovit určitá bezpečnostní opatření, ty vycházeli jak z povahy samotného zátěžového testování, tak z protiepidemiologických hledisek dané pandemií SARS-CoV-2. Samotný prostor laboratoře je organizován tak, aby ergometr a ostatní měřící vybavení bylo na vhodné pozici v rámci bezpečnosti testované osoby i odborného personálu. Přístrojové vybavení je nadstandardní kvality a pravidelně kontrolované. Personál je vyškolen v oblasti první pomoci pro případ náhlého kolapsového stavu testované osoby. Testování byli důkladně seznámeni s průběhem testu a byli smloueny signály pro potřebu ukončení testu z důvodu náhlého zhoršení stavu testovaného jedince. Po celou dobu testování byla udržována vizuální i komunikační odezva mezi testovaným jedincem a personálem laboratoře. U dobrovolníků byly před samotným testováním vyloučeny kontraindikace zátěžového testu. V průběhu testu byla věnována pozornost především náhlým změnám stavu testovaného z hlediska různých bolestí, dušnosti, závratí, křečí apod. Jelikož jsme pracovali s testováním do „vita maxima“ bylo zde zohledněno vyšší riziko kolapsového stavu testovaného jedince. Pro tyto případy je laboratoř vybavena lehátkem pro včasné položení pacienta a vhodnou kontrolu jeho životních funkcí.

Z hlediska výjimečné pandemické situace byly z bezpečnostního hlediska zavedeny oproti standardním postupům velmi zvýšené hygienické postupy. Ty zahrnovaly časté desinfikování všech kontaktních povrchů, nutné používání ochranných pomůcek personálem laboratoře, důslednou desinfekci spiroergometrických masek a pásů pro měření SF. Ty byly nadstandardně desinfikovány i pomocí UV sterilizátoru. Samozřejmostí byly důsledné výměny lepících elektrod pro měření bio-impedance i časté větrání prostor laboratoře. Oproti standardním postupům byli testovaní jedinci zváni do prostor laboratoře jednotlivě, tak abychom předešli vyšší míře kontaktů mezi osobami. To zapříčinilo vyšší časovou náročnost celého testování.

## 7.3 Materiálové a přístrojové zabezpečení

Nově vybavená laboratoř sportovní medicíny nám nabízela nadstandardní podmínky testování. Pro stanovení tělesné výšky a hmotnosti testovaných osob, jsme využili lékařskou váhu s metrem Seca 700 (Seca, Německo). Váha je opatřena přesným měřením tělesné výšky s přesností měření tělesné hmotnosti do váhy 220 Kg s odchylkou 50 g. Analýzu tělesného

složení jsme určili pomocí lékařské váhy Omron BF511 s měřením tělesného složení pomocí bio-impedance (Omron, Japonsko) a určili tělesné složení (% tělesného tuku a tukuprostou hmotu těla).

Pro analýzu výdechových plynů pro potřeby spiroergometrie a měření tělesné zátěže při jízdě na elektrokole, jsme využili mobilní analyzátor výdechových plynů Cortex MetaMax 3BR2 (Cortex MetaMax<sup>®</sup>, Německo). Ten byl opatřen novým čidlem pro měření kyslíku (O<sub>2</sub>) a obličejovými maskami různých velikostí. Jedná se o telemetrický systém pro zátěžové testy v terénu. Umožňuje komplexní kardiopulmonální zátěžové testy i mimo laboratoř při nejrůznějších aktivitách. V našem případě, ač testování probíhalo v laboratorních podmínkách, bylo využití analyzátoru MetaMax vhodné právě pro měření zatížení na elektrokole. Z hlediska validity naměřených hodnot, jsme pak byli nuceni tento analyzátor využít i při standardním zátěžovém testu VO<sub>2max</sub>. Samotné měření jsme pak provedli podle standardu výrobce, včetně kalibračních postupů.

Na aerobní zátěžovou diagnostiku, tedy standardizovaný test VO<sub>2max</sub> a následné odvození zátěžových zón v rámci primární prevence zdraví, jsme použili bicyklový ergometr Lode Excalibur Sport (Lode, Nizozemí). Ten disponuje možností individuálního nastavení zátěže ve W/Kg tělesné hmotnosti, podle zátěžového protokolu VO<sub>2max</sub>. Ten disponuje elektronickým nastavením parametrů sedla a řídítek, tak abychom splnili biomechanické predispozice, pro co nevyšší účinnost jízdy. Ergometr je kompatibilní s EKG (nevyužito) a spirometry. Zajišťuje měření síly na pravý i levý pedál každé 2° otočení. K zajištění biomechanických aspektů fyziologicky výhodného cyklistického kroku měly testované osoby vždy cyklistické tretry.

Měření zátěže na elektrokole proběhlo na kole Apache (Apache, Česká republika), jež má pomocný motor v zadním náboji kola. Kolo disponuje osmi stupni dopomoci, přičemž devátý stupeň je brán jako jízda bez dopomoci elektrokola. Motor elektrokola disponuje výkonem až 250 W a maximálním točivým momentem až 50 Nm. Kolo je vybaveno elektronickým displejem pro kontrolu nastavení stupně dopomoci a rychlosti jízdy.

Pro laboratorní testování jízdy na elektrokole byl použit cyklotrenažerový stojan Tacx Neo 2T Smart (Garmin, Tchaj-wan) s elektromagnetickou brzdou. k přenos výkonu mezi elektrokolem a cyklotrenažerovou brzdou v tomto případě nedochází přes plášť kola, nýbrž přímo přes řetězové ústrojí kola. Dochází zde tak k menším ztrátám výkonu a měření je

zatíženo nižší chybovostí. Program trenažeru je velmi intuitivní, lze v něm nastavit, předefinovat profil trasy jízdy. Toho jsme právě využili při měření u nastavení sklonu trasy 0,5 % a 2,5 %.

## 7.4 Charakteristika použitých metod a organizace výzkumu

K celkové **analýze tělesného složení** testovaných osob, jsme použili bioimpedanční lékařskou váhu, výpočet tukuprosté hmoty a měřidlo výšky.

Antropometrické charakteristiky jsme využili v **testu  $VO_{2max}$** , ten jsme zvolili ke stanovení maximálních proměnných funkční zátěžové diagnostiky a následný výpočet doporučených intenzit zátěže a úrovně aerobního a anaerobního prahu. Podle protokolu měření jež jsme převzali od Hellera a Vodičky (2018) jsme u testovaných osob stanovili maximální příjem kyslíku ( $VO_{2max}$ ), maximální hodnoty srdeční frekvence ( $SF_{max}$ ), ventilace ( $V_{max}$ ), ventilačního ekvivalentu pro kyslík ( $VEqO_2$ ) a poměr respirační výměny (RER). Z naměřených proměnných hodnot jsme odvodili individuální úrovně aerobního (AEP) a anaerobního (ANP) prahu. Následně jsme stanovili individuální doporučené hodnoty intenzity zátěže dle Hellera a Vodičky (2018), ty korespondují s doporučeními American College of Sports Medicine (Anon. 2007). Pásmo intenzit 50-60 %  $SF_{max}$  je určeno pro regeneraci a zdravotní efekty (zóna 1) a pásmo intenzit 65-85 % je určeno pro rozvoj kardiorepiračního systému a fyzické kondice (zóna 2).





Obrázek 11 Testování VO<sub>2</sub>max (autor)

Průběh testování VO<sub>2</sub>max jsme zvolili následující: u vyšetřované osoby jsme stanovili hodnoty kardiopulmonálních parametrů v klidovém režimu (SF, DF, VO<sub>2</sub>, V<sub>t</sub>, VO<sub>2</sub>/SF, plicní ventilaci V, VE<sub>q</sub>O<sub>2</sub> a RER). Testované osoby jsme následně nechaly posadit na šlapací ergometr, proběhlo nastavení parametrů ergometru podle biomechanických aspektů závislých na antropometrii daného jedince (popsáno výše). Pro rozcvičení jsme zvolili dvě 4minutová submaximální zatížení s hodnotami zatížení 1 a 2 W \* kg<sup>-1</sup>. Poté vyhodnocujeme odezvu jedince na obě rozvíčovací zatížená a stanovujeme dle pracovní kapacity W<sub>170</sub> vhodnou počáteční intenzitu pro stupňovaný zátěžový test. Samotný stupňovaný zátěžový test do „vita maxima“ predefinujeme v systému ergometru tak, že od stanovené základní úrovně zatížení zvyšujeme každou minutu zátěž o 20 W až do vyčerpání jedince (vita maxima). Důležitým prvkem měření byla i nutná dávka motivace pro testovanou osobu, nevzdat test příliš brzy. Většina testovaných osob tak dosáhla vrcholu své zátěžové tolerance. Naměřené maximální hodnoty kardiopulmonálních parametrů (SF, DF, VO<sub>2</sub>, V<sub>t</sub>, VO<sub>2</sub>/SF, plicní ventilaci V, VE<sub>q</sub>O<sub>2</sub> a RER) následně dle Hellera a Vodičky (2018) vyhodnocujeme podle populačních norem. Rovněž hodnotíme splnění či nesplnění kritérií maxima (VO<sub>2</sub>max nebo VO<sub>2</sub>peak). s využitím grafického vyjádření stanovujeme ventilační aerobní práh s využitím dvousložkového lineárního modelu průběhu minutové ventilace na

spotřebě kyslíku. Vybrané hodnoty (výkon, SF i  $VO_2$ ) následně vyjádříme i relativně v % maxima  $VO_2$ , SF a výkonu. Určíme srdeční rezervu (HRR) a stanovujeme intenzitu 70 % HRR či 80 %  $T_{vent}$ .

**Testování jízdy na elektrokole** probíhalo podle námi stanoveného protokolu, ten se skládal z měření všech testovaných osob v rámci samotné jízdy na elektrokole při konstantní rychlosti 35 km/h. Průběh měření probíhal na dvou přednastavených sklonech 0,5 % a 2,5 % a různých stupních dopomoci elektrokola (možnost nastavení 0-9, kdy 9 představuje nejvyšší dopomoc). Testované osoby se snažili o ideální frekvenci šlapání 0,7 a 1.0 Hz (di Prampero 2000), Takto stanovená poměrně vysoká rychlost odpovídá stupni trénovanosti a výkonnosti testovaných osob. Nižší rychlosti v pretestech jako 15 km/h, 20 km/h a 25 km/h i při nižších stupních dopomoci představovaly zátěž pod úroveň aerobního prahu. Tedy se jednalo o situaci, kdy zátěž nepředstavovala žádný podnět pro funkční rozvoj organismu a s tím spojené zdravotní benefity pohybové aktivity v rámci primární prevence.

U testovaných jedinců jsme v průběhu simulace jízdy měřili proměnné analýzy vydechovaných plynů a srdeční frekvence (SF) v rámci jednotlivých stupňů dopomoci elektrokola (9, 7, 5, 3, 1 a 0). Na každém stupni dopomoci byla doba jízdy přibližně 3 minuty, tak aby došlo k dosažené event. rovnovážného stavu měřených proměnných. Oproti prvotním plánům bylo během samotného měření zjištěno, že nelze jednotlivé stupně dopomoci vyjádřit ve W nebo W/Kg tělesné hmotnosti. Tyto hodnoty nelze získat ani analýzou rozložení sil na pedálech, jelikož se ukázaly v pretestech jako velmi nestabilní a nepřesné. Ani nejvyšší řada pedálových wattmetrů v komerčním sektoru nedokázala poskytnout validní data o rozložení sil na pedálech. Tyto proměnné tak byly z měření vyřazeny. Pro samotné stanovení energetické náročnosti jsme využili hodnot energetického ekvivalentu pro kyslík v závislosti na úrovni poměru respirační výměny, pro přepočítání litrů spotřeby kyslíku na energetický výdej (kJ) (Heller a Vodička 2018).

Samotné měření probíhalo následovně: po předchozím vyhodnocení zátěžového testu  $VO_{2max}$  a individuálním odpočinku testovaných jedinců, jsme dle jejich antropometrických hodnot v rámci biomechaniky šlapání, nastavili parametry elektrokola. Proběhla krátká rozčvička pro seznámení s jízdou na elektrokole a jeho ovládáním. Nejprve proběhlo měření na přednastaveném sklonu 0,5 %. Testovaný jedinec, s maximální dopomocí elektrokola

(stupeň 9), dosáhl rychlosti 35 km/h oproti odporu elektromagnetické brzdy, tuto rychlost poté konstantně udržoval po celou dobu trvání měření. Po relativní stabilizaci výstupních proměnných (cca. 3 minuty jízdy), následovalo snížení stupně dopomoci na hodnotu 7. Takto měření pokračovalo až do úplného vypnutí dopomoci elektrokola (stupeň 0), popřípadě do maximálního možného úsilí jedince (vita maxima). Obdobně byl po individuálním odpočinku test opakován s přednastaveným sklonem 2,5 %. Naměřené proměnné pak byly vyhodnoceny.



Obrázek 12 Testování jízdy na elektrokole (autor)

## 8 Výsledky a diskuse

V rámci laboratorního měření dopadu jízdy na elektrokole v rámci primární prevence zdraví, bylo testováno celkem 10 dobrovolníků. Jejich základní antropometrická charakteristika včetně procenta tělesného tuku a tukuprosté hmoty je vidět v tabulce 5.

Tabulka 5 Antropometrická charakteristika testovaných osob

Počet osob = 10	Věk	Hmotnost	Výška	Tělesný tuk	Tukuprostá hmota
[n]	[roky]	[kg]	[cm]	[%]	[kg]
1.	22,6	69,0	183,0	8,2	63,3
2.	22,7	72,0	182,0	10	64,8
3.	24,4	73,0	176,0	11,9	64,3
4.	21,6	84,0	183,7	13,2	72,9
5.	22,0	80,0	185,0	10,2	71,8
6.	18,2	63,0	179,0	12,3	55,3
7.	19,3	70,0	180,0	14,2	60,0
8.	18,5	78,0	178,0	15,4	65,9
9.	17,5	67,0	178,0	11,4	59,3
10.	18,52	75,0	185,0	12,8	65,4
<b>Aritmetický průměr</b>	<b>20,5</b>	<b>73,1</b>	<b>180,9</b>	<b>11,9</b>	<b>64,3</b>
<b>Směrodatná odchylka</b>	<b>2,3</b>	<b>6,0</b>	<b>3,0</b>	<b>2,0</b>	<b>5,1</b>

Pokud se podíváme na antropometrické charakteristiky testovaných osob je patrné, že se testovaný soubor v rámci % podílu tělesného tuku nacházel na spodní hranici normy (Data Input GmbH 2005). Což bylo vzhledem k povaze testovaného souboru předvídatelné, jelikož se jednalo o skupinu mladých, sportovně zaměřených dobrovolníků. Z dat je patrná poměrně malá odchylka měřených hodnot. Průměrná hodnota tělesného tuku u parcipitantů výzkumu nabývala hodnoty 11,6 % ( $\sigma = 2,02$ ) a dosahuje tak podprůměrných hodnot dle normy. Na ni navázaná hodnota tukuprosté hmoty nabývala průměrné hodnoty 64,33 kg se směrodatnou odchylkou ( $\sigma = 5,10$ ), tedy opět se pohybujeme ve spodní oblasti dané normy.

Ke zhodnocení vlivu jízdy na elektrokole v rámci primární prevence zdraví, jsme u testovaných osob stanovili na bicyklovém ergometru maximální příjem kyslíku ( $VO_{2max}$ ) jako základní parametr výkonnosti člověka vyjadřující horní limit aerobní zátěžové tolerance. Dále jsme při testu  $VO_{2max}$  hodnotili maximální hodnoty srdeční frekvence

( $SF_{max}$ ), ventilace ( $V_{max}$ ), ventilační ekvivalent pro kyslík ( $VE_{O_2}$ ), úroveň aerobního (AEP) a anaerobního (ANP) prahu a odvodili doporučené intenzity zátěže podle Hellera a Vodičky (Heller a Vodička 2018). Vybrané hodnoty a odvozené zóny doporučených intenzit zatížení jsou zaznamenány v tabulce 6 níže.

Tabulka 6 Zátěžový test  $VO_{2max}$  na bicyklovém ergometru

Počet testovaný ch=5	Výkon	Výkon	$SF_{max}^*$	AEP*	AEP*	ANP*	ANP*	Zóna 1	Zóna 2
[n]	[W]	[W/kg]	[tepy/min]	[tepy/min]	[ml/min/kg]	[tepy/min]	[ml/min/kg]	[tepy/min]	[tepy/min]
1.	310	4,49	190	127	17	171	50	95-124	125-162
2.	330	4,58	183	127	21	164	30	91-120	121-156
3.	310	4,25	198	135	13	177	30	99-129	130-168
4.	370	4,40	200	143	31	177	45	100-130	131-170
5.	330	4,13	195	117	20	173	42	98-127	128-167
6.	220	3,49	195	122	15	172	28	97-117	127-166
7.	400	5,71	194	116	24	176	56	97-116	126-165
8.	340	4,36	197	119	25	173	47	99-120	128-167
9.	320	4,78	195	128	26	172	43	98-177	127-195
10.	320	4,27	193	124	28	173	45	97-116	126-164
<b>Aritmetický průměr</b>	325,0	4,4	194,0	125,8	22,0	172,8	41,6		
<b>Směrodatná odchylka</b>	44,1	0,5	4,5	7,9	5,5	3,6	8,9		

\* $SF_{max}$  – maximální srdeční frekvence, \*AEP – aerobní práh, \*ANP anaerobní práh,

Při hodnocení aerobní zdatnosti testovaných dobrovolníků vyjádřené hodnotou  $VO_{2max}$  dle populačních normativů (Heller a Vodička 2018) se všechny testované osoby zařadily do nadprůměrné kategorie s vysokou úrovní fyzické zdatnosti. Stejně tak dosáhly vysoce nadprůměrných výkonů ve Watech a při přepočtu výkonů ve Watech vztažených na kg tělesné hmotnosti. Průměrný maximální výkon v rámci zátěžového testu dosahoval u participantů hodnoty 325 W ( $\sigma = 44,1$ ), samotný výkon vztažený k tělesné hmotnosti pak nabýval průměrné hodnoty 4,4 W/Kg ( $\sigma = 0,5$ ). Stanovené hodnoty individuálních aerobních a anaerobních prahů či jednotlivé zóny pracovních zatížení následně využíváme v hodnocení zátěže při jízdě na elektrokole. Samotné hodnoty značí značný stupeň trénovanosti jedinců oproti průměrné populaci, to se později projevuje na výsledcích měření jízdy na elektrokole.

Pro **měření jízdy na elektrokole** jsme tedy při konstantní rychlosti 35 *km/h* a stálých sklonech 0,5 % a 2,5 %, jež jsme simulovali pomocí elektromagnetické brzdy, měřili parametry analýzy vydechovaných plynů a SF při jednotlivých stupních dopomoci elektrokola (9, 7, 5, 3, 1, 0). Jednotlivé výsledky měření, odvozená energetická náročnost (hodnota v *KJ/min*, bez zohlednění pozátěžové nadspotřeby a podílu aerobní a anaerobní úhrady) jsou viditelné v tabulkách 7 a 8. Přičemž je v tabulkách barevně vyznačena daná zóna pracovního zatížení, tj. zelená barva značí hodnoty intenzity v zóně 1, žlutá hodnoty v žádoucí zóně intenzity 2 a červená barva označuje zatížení nad úroveň anaerobního prahu, kde zátěž představuje příliš vysokou intenzitu překračující individuální schopnosti organismu pracovat převážně v aerobním režimu. Tyto hodnoty jsme stanovili na základě porovnání úrovně srdeční frekvence dle jednotlivých stanovených intenzit a hodnot anaerobních a aerobních prahů pomocí spotřeby kyslíku.

Tabulka 7 hodnoty srdeční frekvence, spotřeby kyslíku a energetického ekvivalentu pro kyslík (EE O<sub>2</sub>) při jízdě na elektrokole při rychlosti 35 km/h a 0,5 % sklonu

osoba	Stupně dopomoci elektrokola (0,5 %)						
	9	7	5	3	1	0	
1.	134	136	138	140	148	158	SF [tepy/min]
	28	29	34	35	38	41	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,5	20,6	20,8	20,8	20,8	20,9	EE O <sub>2</sub> [kJ]
2.	116	120	120	123	133	149	SF [tepy/min]
	21	18	21	21	32	35	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,45	20,4	20,45	20,5	20,55	20,75	EE O <sub>2</sub> [kJ]
3.	134	136	138	140	148	158	SF [tepy/min]
	11	13	14	15	16	21	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,4	20,5	20,55	20,6	20,7	20,8	EE O <sub>2</sub> [kJ]
4.	134	140	142	148	153	162	SF [tepy/min]
	25	25	33	30	36	41	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,4	20,5	20,65	20,7	20,75	20,9	EE O <sub>2</sub> [kJ]
5.	94	100	100	103	110	130	SF [tepy/min]
	17	17	18	20	27	31	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	19,7	20,2	20,25	20,25	20,3	20,5	EE O <sub>2</sub> [kJ]
6.	140	151	159	161	170	177	SF [tepy/min]
	21	22	23	24	27	32	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,4	20,65	20,75	20,8	20,9	20,95	EE O <sub>2</sub> [kJ]
7.	150	158	156	164	161	168	SF [tepy/min]
	39	49	47	48	44	42	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,45	20,56	20,5	20,65	20,6	20,7	EE O <sub>2</sub> [kJ]
8.	120	132	122	142	153	168	SF [tepy/min]
	20	22	24	29	37	43	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,2	20,3	20,28	20,4	20,45	20,7	EE O <sub>2</sub> [kJ]
9.	133	131	142	148	159	167	SF [tepy/min]
	28	27	29	34	39	41	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,25	20,2	20,31	20,35	20,56	20,66	EE O <sub>2</sub> [kJ]
10.	136	146	149	150	162	168	SF [tepy/min]
	28	31	31	35	38	38	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,35	20,52	20,56	20,6	20,64	20,76	EE O <sub>2</sub> [kJ]

Pokud budeme hodnotit jízdu při simulovaném sklonu 0,5 % a poměrně vysoké rychlosti 35 km/h je nejvyšší stupeň dopomoci 9 doprovázen u testovaných osob nízkými hodnotami srdeční frekvence, spotřeby kyslíku i energetického ekvivalentu, jež nemají pro organismus rozvíjející účinek a jsou doporučované jako prostředek aktivní regenerace. Výjimku tvoří testované osoby 6 a 7 ty se nacházejí v zóně rozvoje kardiovaskulárních schopností organismu.

Kromě osoby 5 představují ostatní nižší stupně dopomoci elektrokola 7-0 pásma intenzity zóny 2, kde dochází k rozvoji funkčních parametrů a aerobní zdatnosti jako nejdůležitějšího faktoru zdravotně orientované zdatnosti. A kromě osoby 6 zároveň nepřekračují doporučené horní hranice intenzit, které představují vyšší podíl anaerobní úhrady energie. Ačkoliv výsledky testu  $VO_{2max}$  predikují u osoby 7 nadprůměrné výsledky při aerobním zatížení organismu, porovnání s výsledky měření jízdy na elektrokole tomu neodpovídá. To je pravděpodobně způsobeno únavou z opakujícího se zatížení dolních končetin cyklistickým krokem, na který není testovaná osoba dostatečně adaptována tréninkem.

Z výsledků je patrné, že při takto vysoké rychlosti je jízda na elektrokole v mírně ukloněném terénu, bez využití nejvyššího stupně dopomoci elektrokola, prospěšná pro kardiovaskulární systém a je možné ji doporučit jako prostředek rozvoje pohybových aktivit v rámci primární prevence zdraví.



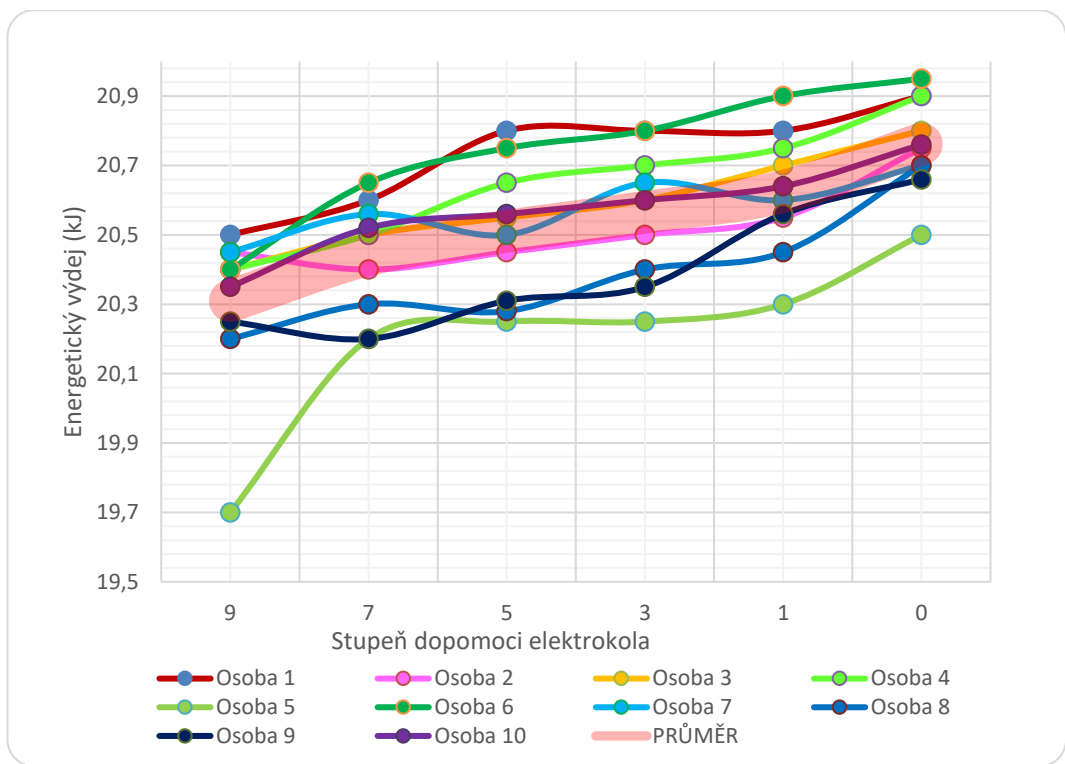
Tabulka 8 hodnoty srdeční frekvence, spotřeby kyslíku a energetického ekvivalentu pro kyslík při jízdě na elektrokole při rychlosti 35 km/h a 2,5 % sklonu

Osoba	Stupně dopomoci elektrokola (2,5 %)						
	9	7	5	3	1	0	
1.	152	162	177	186			SF [tepy/min]
	38	42	45	54			VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,7	20,65	20,85	21,1			EE O <sub>2</sub> [kJ]
2.	149	151	166	179			SF [tepy/min]
	35	36	40	47			VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,65	20,7	20,75	21			EE O <sub>2</sub> [kJ]
3.	152	162	177	186			SF [tepy/min]
	34	37	46	53			VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,75	20,95	20,85	21,2			EE O <sub>2</sub> [kJ]
4.	145	155	171	180	185		SF [tepy/min]
	32	35	44	50	55		VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,7	20,75	21	21,5	21,2		EE O <sub>2</sub> [kJ]
5.	147	156	170	178	189		SF [tepy/min]
	34	36	44	46	48		VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,7	20,75	21	20,9	21,3		EE O <sub>2</sub> [kJ]
6.	164	175	180	188			SF [tepy/min]
	27	27	33	37			VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,86	20,93	20,98	21,2			EE O <sub>2</sub> [kJ]
7.	141	142	152	174	182	189	SF [tepy/min]
	33	32	39	55	61	69	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,38	20,43	20,48	20,78	20,97	21,16	EE O <sub>2</sub> [kJ]
8.	147	150	165	177	187	198	SF [tepy/min]
	30	32	38	47	53	60	VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,45	20,5	20,76	20,89	21,2	21,3	EE O <sub>2</sub> [kJ]
9.	159	167	173	183	189		SF [tepy/min]
	33	40	47	56	50		VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,58	20,72	20,8	20,96	21,24		EE O <sub>2</sub> [kJ]
10.	168	179	183	189	190		SF [tepy/min]
	42	48	51	45	40		VO <sub>2</sub> [ml/min/kg]
	20,72	20,86	20,91	21,1	21,15		EE O <sub>2</sub> [kJ]

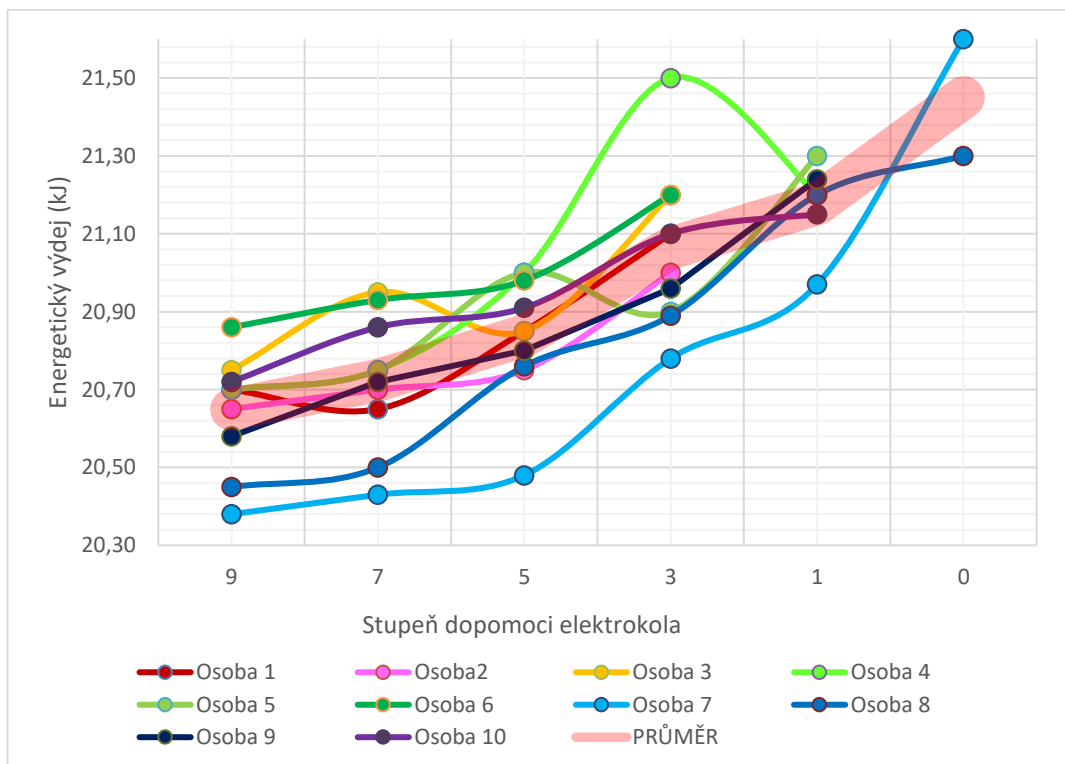
Vynechané hodnoty jsou v tabulce znakem toho, že testovaná osoba nebyla schopna udržet rychlost 35 km/h s nastaveným daným stupněm dopomoci a ukončila tím měření v důsledku vyčerpání.

Při jízdě na elektrokole na simulovaném sklonu 2,5 % jsou stupně dopomoci 9 a 7 dle výsledků měření z hlediska intenzity zatížení převážně rozvíjejícího charakteru. Fyziologické proměnné až na výjimky spadají do zóny 2 dle (Heller a Vodička 2018). Jsou v tabulce vyznačeny žlutým podbarvením, vztaženy k individuálním parametrům vycházejících ze zátěžové diagnostiky jednotlivce. Od stupňů dopomoci 5 a nižších, převažoval u testovaných dobrovolníků podíl anaerobní úhrady energie a zátěž tak představovala příliš vysokou intenzitu překračující individuální hodnoty anaerobního prahu (označeno červeným podbarvením). V průběhu měření dokázali pouze dva testovaní jedinci udržet rychlost 35 km/h alespoň po dobu jedné minuty s dopomocí elektrokola na stupni 1 a i bez dopomoci úplně (úroveň 0). Pokud se podíváme na výsledky předcházejícího zátěžového testu, vycházejí tito jedinci jako disponenti s nejvyššími předpoklady pro zátěž nad hodnotou anaerobního prahu. Rovněž se oba jedinci zabývají cyklistikou na amatérsky výkonnostní úrovni. Svou měrou přispěla i vysoká motivace pro maximální fyzický výkon v průběhu testu, kdy jedinci byli schopni výkonu až do individuálního maxima.

Poměrně vysoká rychlost 35 km/h, kterou jsme zvolili dle pretestů se v průběhu samotného měření ukázala jako vhodně zvolená, právě vzhledem ke stupni trénovanosti testované skupiny. Při jízdě do kopce o sklonu 2,5 % a dané rychlosti 35 km/h, lze jízdu na elektrokole v rámci primární prevence doporučit pouze s vysokým stupněm dopomoci elektrokola (9-7). Snížením rychlosti jízdy, či zmenšením sklonu trati dle individuálních dispozic jedince je možné dosáhnout velmi výhodných podmínek rozvoje tělesné zdatnosti v rámci primární prevence zdraví. Nicméně při sledování dynamiky srdeční frekvence, spotřeby kyslíku a odvozené hodnoty energetického ekvivalentu pro kyslík nenacházíme u takto malého souboru ověřený vztah mezi stupni dopomoci a uvedenými fyziologickými proměnnými. Graficky znázorněný energetický výdej včetně průměrných hodnot je zobrazen na obrázku 17 a 18 níže.



Obrázek 13 - Spotřeba energie E při různých stupních dopomoci elektrokola a sklonu 0,5 %



Obrázek 14 - Spotřeba energie E při různých stupních dopomoci elektrokola a sklonu 2,5 %

Pokud se zaměříme na hodnocení spotřeby energie testovaných jedinců v závislosti na daném stupni dopomoci, je zde patrná korelace mezi výsledky jednotlivých dobrovolníků. Ta se projevuje podobnou křivkou spotřeby energie, která je u jednotlivých dobrovolníků posunuta na ose x. Jelikož individuální prepozice energetické spotřeby jsou podmíněny velkou měrou faktorů, jež nemají přímou souvislost s daným měřením. Křivky grafů poměrně nestabilně oscilují, nicméně se zde projevuje jednoznačná tendence nepřímé úměrnosti mezi energetickou spotřebou a stupněm dopomoci elektrokola. Tedy čím vyšší dopomoc elektrokola, tím nižší spotřeba energie. V rámci primární prevence zdraví je tedy vhodné u takto malého sklonu využívat co nejmenší dopomoc elektrokola, tak aby energetická náročnost byla co nejvyšší, ovšem s ohledem na dispozice a trénovanost jedince.

Při sklonu 2,5 % jsou již mezi jedinci téměř signifikantní rozdíly. Značnou měrou k nim přispívá různorodá délka samotného testu, kdy velká část jedinců nebyla schopna fyzicky zvládnout nižší stupeň dopomoci než 3. Tendence jednotlivých křivek jsou ovšem ve stejném kurzu, jako při jízdě na sklonu 0,5 %. Opět se zde projevuje tendence nepřímé úměrnosti mezi energetickou spotřebou a stupněm dopomoci elektrokola. Přičemž dopomoc 5 a nižší jsou u všech jedinců charakterizovány prudším nárůstem spotřeby energie. Ty jsou spojeny s přechodem na převážně anaerobní krytí energie, jelikož se podle výsledků výše pohybujeme nad úrovní anaerobního prahu a pro jedince tato zátěž představuje příliš vysokou intenzitu zatížení. Je tak nevhodná pro rozvoj aerobních schopností jedince, jakož to jednu z hlavních položek v rámci primární prevence zdraví. Výsledky jsou zatíženy výchyly, jež nejsme schopni pragmaticky vysvětlit, kupříkladu prudký nárůst spotřeby energie u osoby 4, mezi 5 a 3 stupněm dopomoci. Následný prudký pokles bude pravděpodobně způsoben vyčerpáním organismu a poklesem některého ze sledovaných parametrů.

Energetická náročnost jízdy na elektrokole stoupá s nižším stupněm dopomoci a vyšším sklonem trati. Nicméně na takto malém testovaném souboru se nepodařilo bezpečně zjistit vzájemné vztahy energetického výdeje a vybraných charakteristik tělesného složení jako hmotnosti, tukové hmoty a % tělesného tuku.

## 9 Závěry

Rostoucí segment elektricky asistované jízdy na kole, jež se masivně rozmáhá v široké populaci, pokládá otázku, jak si stojí jízda na elektrokole v rámci primární prevence zdraví. V naší práci jsme se proto zabývali samotnou energetickou náročností jízdy na elektrokole, kterou jsme stáhli ke známým faktorům kardiovaskulární zdatnosti v rámci primární prevence zdraví. Samotná jízda na elektrokole je ovlivněna řadou faktorů, mezi ty základní patří biomechanické parametry samotné jízdy na kole, jež ovlivňují samotnou efektivitu jízdy. Patří sem bezesporu technika a kadence šlapání, nastavení pozice sedla a samotných parametrů kola či použití cyklistických treter. Další z faktorů ovlivňující jízdu na kole jsou bezesporu fyziologické aspekty jízdy. Jelikož je cyklistika vnímána jako vytrvalostní sport, je zde metabolismus svalové práce převážně aerobního charakteru. Důležitým aspektem je rovněž stupeň trénovanosti jedince, u kterého sledujeme somatické změny ve smyslu poměru svalové hmoty horních a dolních končetin či samotné tukuprosté hmoty těla jedince. Nelze opomenout také změny v oblasti kardiovaskulárního, spirometrického či endokrinního charakteru v důsledku tréninku. V samotném procesu měření, jsme se k omezení vlivu těchto faktorů snažili o dodržení doporučení pro nastavení kola, ergometru a techniku jízdy (di Prampero 2000; Capelli et al. 1998).

Při hodnocení vlivu dopadu v oblasti primární prevence zdraví vycházíme z doporučení American College of Sports Medicine and the American Heart Association (Anon. 2007) a doporučení Světové zdravotnické organizace (World Health Organization 2020), ty následně implikujeme do výstupů ze samotného měření.

V rámci hodnocení dosavadních publikací, jež se zabývají zdravotní efektivitou jízdy na elektrokole, se shodujeme na tom, že jízda na elektrokole v různých podmínkách vykazuje nižší úroveň energetické náročnosti než jízda na kole klasickém. Většina ze sledovaných studií potvrzuje, že hodnota zatížení při jízdě na elektrokole jen zřídka překračuje meze středních intenzit. Může tak být méně prospěšná v rámci primární prevence zdraví, oproti jiným způsobům pohybu. Nicméně, pokud jízda na elektrokole nahrazuje dopravu motorovými dopravními prostředky, má velmi pozitivní dopad na celkový pohybový profil jedince.

Při samotném výzkumu energetického dopadu jízdy na elektrokole jsme podrobili 10 trénovaných jedinců analýze tělesného složení, stanovili maximální proměnné v rámci funkční diagnostiky pomocí testu  $VO_{2max}$  a na základě výsledků jsme stanovili doporučené intenzity zátěže a hodnoty aerobních a anaerobních prahů. Ty jsme následně využili při testování jízdy na elektrokole při konstantní rychlosti 35 *km/h* a simulovaných sklonech 0,5 % a 2,5 %, kde jsme hodnotili úroveň energetické náročnosti v závislosti na daném stupni dopomoci elektrokola. Poměrně vysokou rychlost 35 *km/h* jsme stanovili vzhledem k vysokému stupni trénovanosti jedinců a také proto, že doposud nebylo provedeno šetření energetické náročnosti jízdy na elektrokole s takto vysoko stanovenou rychlostí, ačkoliv se spousta studií odkazuje v závěrech na ono možné zvýšení rychlosti jízdy pro účely zvýšení energetické náročnosti jízdy.

Pro nemožnost individuálního nastavení stupňů dopomoci elektrokola, které by se vztahovaly k antropometrickým parametrům, zejména hmotnosti jedince, nelze explicitně vyjádřit úroveň dopomoci ve *W*, ale pouze ve stupních od 0 do 9. To je vlastností většiny nabízených elektrokol a nelze tak nastavení zatížení elektrokola přizpůsobit jedinci (a jeho hmotnosti). Tím nelze pomocí zátěže a pevně daných stupňů dopomoci (nemožnost plynulého řízení) řídit event. pohybovou intervencí na elektrokole tak, aby odpovídala doporučeným intenzitám zatížení. Proto se intenzita zatížení pohybové intervence musí řídit dostupnými fyziologickými proměnnými, jako např. srdeční frekvencí.

Testované osoby se v rámci populačních norem pohybují na spodní hranici v oblasti % procentuálního zastoupení tělesného tuku. Testované osoby se rovněž zařadily do nadprůměrné kategorie v hodnotách  $VO_{2max}$  a lze je hodnotit jako osoby s vysokou úrovní fyzické kondice oproti průměrné populaci. Cílem bylo stanovit energetickou náročnost jízdy na e-kole při různých stupních dopomoci. Vyhodnocení srdeční frekvence, spotřeby kyslíku a energetické náročnosti podle tabulek výsledkové části ukazuje na to, že při jízdě téměř na rovině při sklonu 0,5 % je intenzita zatížení při rychlosti 35 *km/h* u námi testovaných osob na všech stupních dopomoci kromě nejvyššího stupně 9 rozvíjícího charakteru. Při sklonu 2,5 % jsou stupně dopomoci 9 a 7 elektrokola spojeny s fyziologickými hodnotami v intenzitách doporučených pro rozvoj aerobní zdatnosti. Nižší stupně dopomoci představovaly příliš vysokou intenzitu zátěže a vyvolaly funkční odezvu nad stanovenými hodnotami anaerobního prahu a zóny 2. Nevyhodnocujeme je tak jako vhodné pro rozvoj kardiovaskulárních parametrů v rámci primární prevence zdraví.

Energetickou náročnost jízdy vyhodnocujeme dle grafů závislosti spotřeby energie a stupni dopomoci elektrokola při sklonech 0,5 % a 2,5 %. Přičemž při sklonu 0,5 % je v rámci primární prevence zdraví vhodné využívat co nejmenší stupeň dopomoci elektrokola, tak aby energetická náročnost byla co nejvyšší, ovšem s ohledem na dispozice a trénovanost jedince. Projevuje se zde tendence nepřímé úměrnosti mezi energetickou náročností jízdy a stupněm dopomoci elektrokola. Při sklonu 2,5 % jsou již v rámci měření energetické náročnosti v závislosti na daném stupni dopomoci signifikantní rozdíly mezi jednotlivými dobrovolníky. Ačkoliv je zde patrná nepřímá úměrnost, tak jako při sklonu 0,5 %, tak tato úměrnost již není ani vzdáleně lineárního charakteru. Dopomoc elektrokola na úrovni 5 a nižších je u všech jedinců doprovázena prudším zvýšením spotřeby energie, ty jsou spojeny s přechodem z aerobního na převážně anaerobní krytí energie. Při takovémto sklonu je tedy i vysoce trénovaným jedincům doporučena jízda na elektrokole s dopomocí na úrovni 9-5. Energetická náročnost jízdy na elektrokole tak stoupá s nižším stupněm dopomoci elektrokola a vyšším sklonem trati. Na takto malém testovaném souboru se ovšem nepodařilo zjistit vzájemné vztahy energetického výdeje a vybraných charakteristik tělesného složení jako hmotnosti, tukuprosté hmoty a % tělesného tuku.

## 10 Seznam použitých zdrojů

Anon., 2007. Physical Activity and Public Health: Updated Recommendation for Adults From the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation* [online]. **116**(9), 1081–1093. ISSN 0009-7322, 1524-4539. Dostupné z: doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.107.185649

ÅSTRAND, P. a P. ÅSTRAND, ed., 2003. *Textbook of work physiology: physiological bases of exercise*. 4th ed. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-0140-3.

BANDY, W. D., J. M. IRION a M. BRIGGLER, 1997. The Effect of Time and Frequency of Static Stretching on Flexibility of the Hamstring Muscles. *Physical Therapy* [online]. **77**(10), 1090–1096. ISSN 0031-9023, 1538-6724. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/77.10.1090

BERNACIKOVÁ, M., 2012. *Fyziologie* [online]. 1. Brno: Masarykova Univerzita. ISBN 978-80-210-5840-8. Dostupné z: <https://www.fsps.muni.cz/emuni/data/reader/book-3/Cover.html>

BERNTSEN, S., L. MALNES, A. LANGÅKER a E. BERE, 2017. Physical activity when riding an electric assisted bicycle. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity* [online]. **14**(1), 55. ISSN 1479-5868. Dostupné z: doi:10.1186/s12966-017-0513-z

BOURNE, J. E., S. SAUCHELLI, R. PERRY, A. PAGE, S.A LEARY, Clare ENGLAND a A. R.C. COOPER, 2018. Health benefits of electrically-assisted cycling: a systematic review. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity* [online]. **15**(1), 116. ISSN 1479-5868. Dostupné z: doi:10.1186/s12966-018-0751-8

BULTHUIS, R., M. TABAK, L. SCHAAKE a H. HERMENS, 2021. Outdoor E-trike cycling: A low intensity physical activity. *Assistive Technology* [online]. 1–8. ISSN 1040-0435, 1949-3614. Dostupné z: doi:10.1080/10400435.2020.1858995

CAPELLI, C., G. ROSA, F. BUTTI, G. FERRETTI, A. VEICSTEINAS a P. DI PRAMPERO, 1993. Energy cost and efficiency of riding aerodynamic bicycles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* [online]. **67**(2), 144–149. ISSN 0301-5548, 1439-6327. Dostupné z: doi:10.1007/BF00376658

CAPELLI, C., F. SCHENA, P. ZAMPARO, A. DAL MONTE, M. FAINA a P. DI PRAMPERO, 1998. Energetics of best performances in track cycling: *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **30**(4), 614–624. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1097/00005768-199804000-00021

CASTRO, A., M. GAUPP-BERGHAUSEN, Evi DONS, Arnout STANDAERT, Michelle LAEREMANS, Anna CLARK, Esther ANAYA-BOIG, Tom COLE-HUNTER, Ione AVILA-PALENCIA, David ROJAS-RUEDA, Mark NIEUWENHUIJSEN, Regine GERIKE, Luc Int PANIS, Audrey DE NAZELLE, Christian BRAND, Elisabeth RASER, Sonja KAHLMEIER a Thomas GÖTSCHI, 2019. Physical activity of electric bicycle users compared to conventional bicycle users and non-cyclists: Insights based on health and transport data from an online survey in seven European cities. *Transportation Research Interdisciplinary Perspectives* [online]. **1**, 100017. ISSN 25901982. Dostupné z: doi:10.1016/j.trip.2019.100017



- COOPER, A. R., B. TIBBITTS, C. ENGLAND, D. PROCTER, A. SEARLE, S. J. SEBIRE, E. RANGER a A. S. PAGE, 2018. Potential of electric bicycles to improve the health of people with Type 2 diabetes: a feasibility study. *Diabetic Medicine* [online]. **35**(9), 1279–1282. ISSN 07423071. Dostupné z: doi:10.1111/dme.13664
- DATA INPUT GMBH, 2005. *Das B.I.A.-Kompendium 3. Ausgabe* [online]. 2005. B.m.: Digitaldruck Darmstadt GmbH & Co. KG. Dostupné z: [https://www.data-input.de/media/pdf-deutsch/Kompendium\\_III\\_Ausgabe\\_2009.pdf](https://www.data-input.de/media/pdf-deutsch/Kompendium_III_Ausgabe_2009.pdf)
- DAVIS, R.R. a M.L. HULL, 1981. Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics* [online]. **14**(12), 857–872. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(81)90013-0
- DI PRAMPERO, P. E., 2000. Cycling on Earth, in space, on the Moon. *European Journal of Applied Physiology* [online]. **82**(5–6), 345–360. ISSN 1439-6319, 1439-6327. Dostupné z: doi:10.1007/s004210000220
- ERICSON, M. a R. NISELL, 1988. Efficiency of Pedal Forces During Ergometer Cycling. *International Journal of Sports Medicine* [online]. **09**(02), 118–122. ISSN 0172-4622, 1439-3964. Dostupné z: doi:10.1055/s-2007-1024991
- FERRER-ROCA, V., A. ROIG, P. GALILEA a J. GARCÍA-LÓPEZ, 2012. Influence of Saddle Height on Lower Limb Kinematics in Well-Trained Cyclists: Static Vs. Dynamic Evaluation in Bike Fitting. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **26**(11), 3025–3029. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e318245c09d
- FRIEDMAN, J., 2020. What Muscles Do You Use When Cycling? *Ilovebicycling* [online]. Dostupné z: <https://ilovebicycling.com/what-muscles-do-you-use-when-cycling/>
- GREGOR, R. J., J. P. BROKER a M. M. RYAN, 1991. The biomechanics of cycling. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. **19**, 127–169. ISSN 0091-6331.
- HAGBERG, J. M., J. P. MULLIN, M. D. GIESE a E. SPITZNAGEL, 1981. Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. *Journal of Applied Physiology* [online]. **51**(2), 447–451. ISSN 8750-7587, 1522-1601. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1981.51.2.447
- HELLER, J. a P. VODIČKA, 2018. *Praktická cvičení z fyziologie tělesné zátěže*. 2. Praha: Univerzita Karlov: Karolinum. ISBN 978-80-246-3861-4.
- HENKE, T., 1998. Real-time feedback of pedal forces for the optimization of pedaling technique in competitive cycling. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*. ISBN 1999-4168.
- HOLMES, J. C., A. L. PRUITT a N. J. WHALEN, 1993. Iliotibial band syndrome in cyclists. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **21**(3), 419–424. ISSN 0363-5465, 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/036354659302100316
- KOHLER, G. a U. BOUTELLIER, 2005. The generalized force–velocity relationship explains why the preferred pedaling rate of cyclists exceeds the most efficient one. *European Journal of Applied Physiology* [online]. **94**(1–2), 188–195. ISSN 1439-6319, 1439-6327. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-004-1283-2

KRAČMAR, B. a R. BAČÁKOVÁ, 2010. Vliv cyklistického kroku na pohybovou soustavu. *REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ*. **2010**(3), 107–112. ISSN 1805-4552.

MARSH, A. P. a P. E. MARTIN, 1998. Perceived exertion and the preferred cycling cadence. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. **30**(6), 942–948. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1097/00005768-199806000-00025

OREL, M., 2019. *Anatomie a fyziologie lidského těla: pro humanitní obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0531-1.

PIERCY, K. L., R. TROIANO, R. BALLARD, S. A. CARLSON, J. E. FULTON, D. GALUSKA, S. GEORGE a R. D. OLSON, 2018. The Physical Activity Guidelines for Americans. *JAMA* [online]. **320**(19), 2020. ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi:10.1001/jama.2018.14854

PLACHETA, Z., 1999. *Zátěžová diagnostika v ambulanci a klinické praxi*. 1. Praha: Grada. ISBN 80-7169-271-9.

PUGH, L. G. C. E., 1974. The relation of oxygen intake and speed in competition cycling and comparative observations on the bicycle ergometer. *The Journal of Physiology* [online]. **241**(3), 795–808. ISSN 00223751. Dostupné z: doi:10.1113/jphysiol.1974.sp010685

SARGEANT, A. J. a C. T. DAVIES, 1977. Forces applied to cranks of a bicycle ergometer during one- and two-leg cycling. *Journal of Applied Physiology* [online]. **42**(4), 514–518. ISSN 8750-7587, 1522-1601. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1977.42.4.514

SEKERA, J. a O. VOJTĚCHOVSKÝ, 2008. *Cyklistika: průvodce tréninkem*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2911-4.

SONNENBURG, J. a E. SONNENBURG, 2016. *Zdravá střeva: poznejte tajemství mikrobioty a získejte dlouhodobou kontrolu nad svou váhou, náladou a zdravím*. Přel. Filip DRLÍK. Brno: Jan Melvil Publishing. Fit & food. ISBN 978-80-7555-999-9.

STRUHÁR, I., M. BERNACIKOVÁ, K. KAPOUNKOVÁ, J. NOVOTNÝ a V. POSPÍCHAL, 2019. *Zátěžová diagnostika v telovýchovné a sportovní praxi*. [online]. 2. Brno: Masarykova univerzita [vid. 2021-11-07]. ISBN 978-80-210-9432-1. Dostupné z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&scope=site&db=nlebk&db=nlabk&AN=2375986>

SWAIN, D. P., J. R. COAST, P. S. CLIFFORD, M. C. MILLIKEN a J. STRAY-GUNDERSEN, 1987. Influence of body size on oxygen consumption during bicycling. *Journal of Applied Physiology* [online]. **62**(2), 668–672. ISSN 8750-7587, 1522-1601. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.1987.62.2.668

THEUREL, J., A. THEUREL a R. LEPERS, 2012. Physiological and cognitive responses when riding an electrically assisted bicycle versus a classical bicycle. *Ergonomics* [online]. **55**(7), 773–781. ISSN 0014-0139, 1366-5847. Dostupné z: doi:10.1080/00140139.2012.671964

VANČURA, V. a J. RADVANSKÝ, 2007. Fyziologie tělesné zátěže. *Kardiologická revue – Interní medicína - Informace o časopisu*. **2007**(9), 5–9. ISSN 2336-2898.

VAUGHAN, Ch. L., 2020. *Biomechanics of sport* [online]. B.m.: CRC Press. ISBN 978-1-00-014193-1. Dostupné z: <https://www.perlego.com/book/1686464/biomechanics-of-sport-pdf>

WELBERGEN, E. a L. P. V. M. CLIJSEN, 1990. The influence of body position on maximal performance in cycling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* [online]. **61**(1–2), 138–142. ISSN 0301-5548, 1439-6327. Dostupné z: doi:10.1007/BF00236708

WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2020. *WHO guidelines on physical activity and sedentary behaviour*. [online] [vid. 2021-11-07]. ISBN 978-92-4-001512-8. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK566045/>

ZAHRADNÍK, D. a P. KORVAS, 2017. *Základy sportovního tréninku* [online]. Brno: Masarykova Univerzita. ISBN 978-80-210-5890-3. Dostupné z: <https://www.fsps.muni.cz/emuni/data/reader/book-5/Cover.html>

ZOLADZ, J. A., 2019. *Muscle and exercise physiology*. London: Academic press. ISBN 978-0-12-814594-4.