

**JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH**

**PEDAGOGICKÁ FAKULTA**

**KATEDRA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2024**

**Ondřej KVĚT**



Pedagogická  
fakulta  
Faculty  
of Education

Jihočeská univerzita  
v Českých Budějovicích  
University of South Bohemia  
in České Budějovice

**Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích**

Pedagogická fakulta

Katedra tělesné výchovy a sportu

Bakalářská práce

# **Vliv pozice při Wingate testu u netrénované populace**

Vypracoval: Ondřej Květ

Vedoucí práce: PhDr. Petr Bahenský, Ph.D.

České Budějovice, 2024



Pedagogická  
fakulta  
Faculty  
of Education

Jihočeská univerzita  
v Českých Budějovicích  
University of South Bohemia  
in České Budějovice

**University of South Bohemia in České Budějovice**

Faculty of Education

Department of Sports Studies

Bachelor thesis

# **Influence of Wingate test position in untrained population**

Author: Ondřej Květ

Supervisor: PhDr. Petr Bahenský, Ph.D.

České Budějovice, 2024

## **Bibliografická identifikace**

**Název bakalářské práce: Vliv pozice při Wingate testu u netrénované populace**

**Jméno a příjmení autora: Ondřej Květ**

**Studijní obor: Tělesná výchova a sport**

**Pracoviště: Katedra tělesné výchovy a sportu PF JU**

**Vedoucí bakalářské práce: PhDr. Petr Bahenský, Ph.D.**

**Rok obhajoby bakalářské práce: 2024**

### **Abstrakt:**

Wingate test je metoda sloužící ke stanovení krátkodobého maximálního výbušného výkonu. Tento test poskytuje přesné údaje o průměrném výkonu, maximálním výkonu a celkové práci. V některých situacích, například při jízdě na kole do kopce, se mohou cyklisté zvedat ze sedla do polohy ve stoje, aby dosáhli vyššího výkonu. Cílem této práce bylo porovnat, zda mají různé polohy vliv na výsledný výkon při Wingate testu. Testování bylo provedeno v laboratoři funkční zátěžové diagnostiky Jihočeské Univerzity v Českých Budějovicích. Jako zkoumaný soubor bylo vybráno 19 nespportujících jedinců ve věku od 18 do 24 let, přičemž v našem experimentu jsme se zaměřili na muže. Každý proband byl testován celkem třikrát, ve třech různých dnech a třech různých polohách, a to v poloze v sedě, ve stoje a v kombinované, při které nejprve seděl, a poté přecházel do polohy ve stoje. Testované osoby byly náhodně rozděleny do 6 skupin, dle pořadí, ve kterém u nich byly prováděny testy. Mezi zkoumané parametry patřily hodnoty maximálního výkonu, průměrného výkonu, relativního průměrného výkonu, relativního maximálního výkonu, indexu únavy, maximálních otáček a maximální srdeční frekvence. U žádného z parametrů nebyl zjištěn významný rozdíl. Průměr hodnot u nejdůležitějšího parametru, tedy u relativního průměrného výkonu, činil v sedě  $7,6 \pm 1,1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ , ve stoje  $7,4 \pm 1,1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  a u kombinovaného testu  $7,6 \pm 1,0 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ . Výsledky tohoto experimentu se shodují s předešlými výzkumy, které se zabývaly stejnou problematikou a to, že u nespportujících jedinců poloha, ve které absolvují test, nemá významný vliv na výsledný výkon.

**Klíčová slova:** Wingate test, zátěžová funkční diagnostika, anaerobní testy, únava, bicykl, netrénovaná populace

**Bibliographical identification****Title of the bachelor thesis:** Influence of Wingate test position in untrained population**Author's first name and surname:** Ondřej Květ**Field of study:** Physical education and sport**Department:** Department of Sports studies**Supervisor:** PhDr. Petr Bahenský, Ph.D.**The year of presentation:** 2024**Abstract:**

The Wingate test is a method used to determine short-term maximum explosive power. This test provides accurate data on average power, maximum power and total work. In some situations, such as when cycling uphill, cyclists may rise from the saddle to a standing position to achieve higher power output. The aim of this work was to compare whether different positions have an effect on the final performance in the Wingate test. The testing was performed at the Functional Stress Diagnostics Laboratory of the University of South Bohemia in České Budějovice. Nineteen non-sporting individuals aged between 18 and 24 years were selected as the study population, and in our experiment we focused on males. Each proband was tested a total of three times, on three different days and in three different postures, namely sitting, standing and a combined posture, in which they first sat and then transitioned to a standing position. The subjects were randomly divided into 6 groups according to the order in which they were tested. The parameters examined included values of maximum power, average power, relative average power, relative maximum power, fatigue index, maximum rpm, and maximum heart rate. No significant difference was found for any of the parameters. The mean of the values for the most important parameter, relative mean power, was  $7,6 \pm 1.1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  in sitting,  $7,4 \pm 1.1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  in standing and  $7,6 \pm 1.0 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  in the combined test. The results of this experiment are consistent with previous research that has addressed the same issue, namely that for non-sporting individuals, the position in which they complete the test does not have a significant effect on the final performance.

**Keywords:** Wingate test, stress functional diagnostics, anaerobic tests, fatigue, bicycle, untrained population

**Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem autorem této bakalářské práce a že jsem ji vypracoval pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu použitých zdrojů.

datum

podpis studenta

### **Poděkování**

Chtěl bych vyjádřit svou vděčnost panu PhDr. Petru Bahenskému, Ph.D., který vedl mou práci, za jeho cenné rady, doporučení, investovaný čas, který mi poskytl během práce na bakalářské práci a umožnění používání laboratoře KTVS. Rovněž bych chtěl poděkovat všem účastníkům experimentu za jejich ochotu a účast na výzkumu.

## Obsah

Úvod .....	8
1 Teoretická východiska .....	9
1.1 Zátěžová funkční diagnostika.....	9
1.1.1 Historie zátěžové funkční diagnostiky .....	9
1.1.2 Význam zátěžové funkční diagnostiky .....	10
1.1.3 Přínos zátěžové funkční diagnostiky .....	10
1.1.4 Anaerobní zátěžová diagnostika .....	11
1.1.5 Funkční anatomie tkání pohybového systému.....	12
1.2 Wingate test dolních končetin.....	15
1.2.1 Bezpečnost.....	16
1.2.2 Velikost zatížení při Wingate testu .....	17
1.2.3 Zapojení svalů při Wingate testu .....	17
1.2.4 Somatické rozměry .....	20
1.2.5 Rozdíl mezi jízdni polohou při Wingate testu .....	20
1.2.6 Hodnocení výsledků Wingate testu .....	20
1.3 Únava.....	21
1.3.1 Fyzická únava .....	22
1.3.2 Psychická únava .....	24
1.4 Srdeční frekvence .....	25
1.5 Dýchací soustava .....	25
1.5.1 Dýchací cesty .....	26
1.5.2 Mechanika dýchání.....	26
1.6 Zdroje energie.....	27
1.6.1 Anaerobní způsob získávání energie.....	28
1.6.2 Aerobní způsob získávání energie.....	29



1.6.3	Energetické požadavky na zatížení .....	29
2	Cíl, úkoly, hypotézy a metody výzkumu práce.....	31
2.1	Cíl práce .....	31
2.2	Úkoly práce .....	31
2.3	Hypotézy .....	31
2.4	Použité metody výzkumu .....	31
2.4.1	Obsahová analýza .....	31
2.4.2	Komparativní metoda .....	32
2.4.3	Metoda měření.....	32
3	Metodika .....	33
3.1	Organizace experimentu.....	33
3.2	Přístrojové zabezpečení experimentu .....	34
3.3	Programové zabezpečení experimentu .....	37
3.4	Charakteristika souboru .....	37
4	Výsledky.....	41
4.1	Průměrný výkon.....	43
4.2	Nejlepší a nejhorší průměrný výkon .....	44
4.3	Průměrné relativní výkony všech testovaných .....	47
4.4	Maximální výkon.....	52
4.5	Index únavy.....	56
5	Diskuze.....	60
6	Závěr .....	64
	Referenční seznam literatury.....	66
	Poznámkový aparát .....	69

## Úvod

Sprinty na kole jsou často prováděny ve stojící pozici, kdy závodní cyklisté vstávají ze sedla a zvyšují svůj výkon tím, že používají své nohy, zápěstí a ramena k většímu přenosu sil. Tyto krátkodobé výbušné sprinty jsou charakteristické pro starty závodu, útoky na cílovou čáru nebo když chtějí dosáhnout maximální rychlosti. Profesionální cyklisté jsou vysoce trénovaní a mají perfektně zvládnutou techniku jízdy ve stoje. Dokonale vědí, jaké svaly použít, je pro ně tedy výhodnější při startu nebo v jiný okamžik, kdy potřebují dosáhnout maximálního výkonu, vstát ze sedla a jet ve stoje.

V této práci se nebudeme zaměřovat na srovnávání výkonu profesionálních cyklistů, ale na běžnou populaci. Běžná populace, tedy většina lidí, kteří nejsou profesionálními cyklisty, nemají perfektně zvládnutou techniku jízdy na kole v poloze ve stoje. Tyto osoby nemají stejnou míru tréninku a zkušeností jako profesionální cyklisté, kteří tráví hodiny tréninkem na kole, cíleně pracují na své jezdecké technice, a zlepšují své svalové zapojení pro co nejlepší výkon. Běžná populace může mít problémy s koordinací a rovnováhou během jízdy ve stoje, protože lidé nejsou obvykle zvyklí na zmíněnou pozici a nemají svaly tak dobře vyvinuté pro tuto aktivitu. Kvůli tomu, že je jízda ve stoje náročná na svaly a jejich koordinaci, může vést k rychlejšímu snížení výkonu jezdce.

V mé bakalářské práci se tedy budu zabývat otázkou, zda je jízda na kole ve stoje pro běžnou populaci také výhodná, a povede tedy ke zvýšení výkonu. Proto budu analyzovat jezdecké parametry, jako jsou průměrný výkon, maximální výkon a celková práce, a to v různých pozicích. Umožní to porovnat výkon běžné populace v různých pozicích a zjištění, zda je jízda ve stoje pro běžnou populaci skutečně výhodnější k dosažení vyššího výkonu. Výsledky by mohly poskytnout důležité informace pro trenéry začátečníků a ukázat, zda se vyplatí investovat čas a úsilí do tréninku jezdecké techniky ve stoje.

Wingate test je metoda pro hodnocení krátkodobého maximálního výbušného výkonu. Test zahrnuje 30 sekund maximálního úsilí, kdy je jedinec požádán, aby jel na bicyklovém ergometru co nejvyšší rychlostí ve chvíli, když se počítačem řízený odpor zvyšuje.

# 1 Teoretická východiska

## 1.1 Zátěžová funkční diagnostika

### 1.1.1 Historie zátěžové funkční diagnostiky

K hodnocení fyzické zdatnosti a výkonnosti jsou využívány různé postupy a metody. Historicky lze sledovat posuzování lidské zdatnosti a výkonnosti již od středověku, například při vyhodnocování výsledků tvrdého výcviku mladých chlapců v antické Spartě v 8. století př. n. l. Odhady fyzické zdatnosti a výkonnosti byly používány i v pozdějších staletích, zejména při určování vhodnosti pro vykonávání náročných profesí nebo pro službu v armádě. Avšak, až koncem 17. století docházelo k přesnějším měření. Francouzský matematik a astronom Philippe de La Hire v roce 1699 napsal pojednání o měření síly člověka, které využívalo nošení a zdvihání zátěže k srovnávání lidské síly se silou koně. V průběhu 19. století se uplatňovaly různé přístupy v hodnocení tělesné zdatnosti a výkonnosti. Německý turnerský koncept se zaměřoval na hodnocení tělesných výkonů různých obtížností. Další přístupy vycházely z neurologicko-motorických konceptů či antropologických hledisek, které rozpracoval anglický genetik a antropolog F. Galton. První testy výkonnosti a motorických schopností vznikly na konci 19. století v USA. Francouzský fyziolog J. E. Marey se snažil objektivizovat testy motorických schopností. Vylepšil dynamometr tak, aby mohl měřit vyvíjenou sílu s přesností na jeden gram. Později se začaly vyvíjet pneumatické dynamometry a sledování chůze lidí na dráze s elektrickými kontakty (Heller, 2018).

Počátky funkční diagnostiky týkající se zatížení, jako laboratorního vyšetřování fyzické zdatnosti a výkonnosti, lze sledovat už koncem 19. století. V roce 1883 v Německu lékař C. Speck použil klikovou ergometrii k posouzení pracovního výkonu horních končetin. Elysée Bouny ve Francii v roce 1897 vytvořil první mechanicky brzděný bicyklový ergometr, zatímco Američané E. O. Atwater a F. G. Benedict v téže době využili dynamově brzděný bicyklový ergometr k měření energetického výdeje při práci v kalorimetrické komoře. Od té doby proběhla řada inovací a vylepšení tohoto systému (Heller, 2018).

Anaerobní zátěžová diagnostika má obdobně dlouhou historii. Krátkodobé testy maximálního výkonu na bicyklovém ergometru byly začleněny do praxe již v roce 1913 Benedictem a Cathcartem. Průkopníky v oblasti měření spotřeby kyslíku a výdeje oxidu uhličitého během zátěže jsou Francis Gano Benedict a Hans Murschhauser. Jejich práce vedla

k uznání názoru, že maximální spotřeba kyslíku a kyslíkový dluh představují klíčové faktory omezení lidské výkonnosti, což bylo již známo koncem dvacátých let 20. století (Heller, 2018).

### **1.1.2 Význam zátěžové funkční diagnostiky**

Funkční zátěžová diagnostika má zásadní význam v objektivizaci a možnosti kvantifikace silných a slabých stránek sportovce. Tím umožňuje odhalit slabá místa nebo nedostatky, které ovlivňují celkovou sportovní výkonnost, to následně slouží ke zvážení možností vyrovnání nedostatků a celkově přizpůsobit tréninkový program pro jednotlivce. Pravidelné testování poskytuje sportovci i trenérovi zpětnou vazbu, která umožňuje posoudit úspěch dřívější přípravy, a stanovit směrnice pro další tréninkové plány (Heller, 2018).

Funkční zátěžová diagnostika dále napomáhá odhalit případné skryté zdravotní problémy, které se mohou lépe projevit a být odhaleny právě během zátěže než při běžných zdravotních vyšetřeních. Nakonec, tato diagnostika významně přispívá k individuálnímu pochopení fungování těla a vlastního zdravotního stavu, stejně jako k racionalizaci přístupu k sportovnímu tréninku (Heller, 2018).

### **1.1.3 Přínos zátěžové funkční diagnostiky**

Před zahájením zátěžové funkční diagnostiky je důležité stanovit cíle vyšetření a určit, jaké informace od výsledků očekáváme. To může pomoci při výběru nejvhodnějšího typu zátěžové funkční diagnostiky a při stanovení, jaký rozsah vyšetření je potřebný (Heller, 2018).

Zátěžová funkční diagnostika je u sportujících používána zejména k:

- zjištění silných a slabých stránek;
- hodnocení účinnosti tréninkového programu;
- pomoci při výběru talentů nebo posouzení připravenosti pro sportovní soutěž;
- vyhodnocení funkčního a zdravotního stavu po tělovýchově lékařské prohlídce;
- detekci deficitních složek zdatnosti a výkonnosti;
- zlepšení pochopení reakce a adaptace organismu na trénink prostřednictvím zátěžové funkční diagnostiky;
- přispění k zodpovězení řady výzkumných otázek (Heller, 2018).

Pro efektivní výsledky zátěžových testů je nutné, aby splňovaly kritéria specifčnosti a validity, výsledky musí být spolehlivé a citlivé na změny specifické výkonnosti. Validita znamená, že výsledky jsou relevantní a odpovídají skutečnosti, kterou měří. V oblasti zátěžové funkční diagnostiky je důležité stanovit cíle a zvážit validitu jednotlivých diagnostických

nástrojů. Nesplnění těchto kritérií může vést k nevhodnému výběru diagnostických nástrojů a tím i k chybným závěrům a rozhodnutím. Specifičnost zátěžových testů zohledňuje faktory jako jsou intenzita a trvání činnosti, zapojení systémů zajišťující energii, zapojení svalové skupiny, typ aktivity a rozsah pohybů, úroveň odporových sil a vliv vnějších podmínek atd. (Heller, 2018).

#### **1.1.4 Anaerobní zátěžová diagnostika**

Pomocí anaerobních testů dokážeme určit krátkodobé rychlostně-silové předpoklady. Především výkon, který je výsledkem součinu rychlosti a síly ( $P = F \cdot v$ ) nebo může být také vyjádřen jako  $P = A / t$ , což je poměr práce a času, to v praxi znamená v co nejkratším čase uvolnit co největší množství energie (Heller & Vodička, 2018).

Dle Hellera a Vodičky (2018) do terénních anaerobních testů spadají:

- jednoduché běžecké testy (čas dosažený ve sprintu na 30 m),
- Margariův test,
- RAST test.

Mezi laboratorní anaerobní testy patří dle Hellera (2018):

- Wingate test dolních končetin,
- Wingate test horních končetin,
- Test F-v (síla-rychlost),
- Boscův test opakovaných výskoků,
- anaerobní testy na běžeckém ergometru.

Heller a Pavliš (1998) rozdělují anaerobní testy na testy maximálního anaerobního výkonu, na testy anaerobní kapacity a na anaerobní „all-out“ testy.

Testy maximálního anaerobního výkonu slouží k určení nejvyššího množství energie, které je uvolněno pomocí neoxidativního metabolismu. Tyto testy umožňují odhadnout úroveň zásob energie ve svalu (tj. ATP a CP), a měřit jejich využití při anaerobních aktivitách trvajících přibližně do 10 sekund. Z hlediska pohybových schopností se tyto testy zaměřují na explozivní rychlostně-silové předpoklady (Heller & Pavliš, 1998).

Testy anaerobní kapacity hodnotí schopnost anaerobní glykolýzy na základě vykonané mechanické práce a odpovídající metabolické odezvy, kterou lze měřit změnami hladiny laktátu v krvi. Tyto testy trvají obvykle mezi 30 až 60 sekundami. Z hlediska pohybových schopností se zaměřují na rychlostně-silovou vytrvalost (Heller & Pavliš, 1998).

Na rozdíl od jednorázových testů, které poskytují informace pouze o maximálním anaerobním výkonu nebo anaerobní kapacitě, anaerobní all-out testy umožňují hodnotit oba tyto parametry. V těchto all-out testech se pozoruje okamžitý výkon v závislosti na čase, přičemž se během celého testu pracuje s maximální intenzitou od začátku až do vyčerpání. Z all-out testu lze získat následující informace:

- maximální (nebo vrcholový, 5sekundový) anaerobní výkon;
- rychlost poklesu výkonu během testu neboli „index únavy“;
- průměrný výkon či práci (práce je součin výkonu a času) po celou dobu testu; což odpovídá anaerobní kapacitě (Heller & Pavliš, 1998).

### **1.1.5 Funkční anatomie tkání pohybového systému**

#### **Pojivové tkáně**

Pohybový systém člověka je funkčním celkem tří podsystémů:

- opěrného a nosného (kosti, klouby a vazy);
- hybného neboli efektorového (kosterní svaly);
- řídicího neboli koordinačního (receptory, periferní – centrální nervstvo) (Dylevský et al., 2009).

Především anatomické a fyziologické vlastnosti tkání určují vlastnosti podsystémů i chování pohybového systému jako celku. Největší podíl na stavbě pohybového systému má pojivá tkáň, svalová tkáň a tkáň nervová. Pojiva se skládají z buněk a mezibuněčné hmoty dvojího druhu: vláknité a amorfní neboli beztvare (Dylevský et al., 2009). Amorfní hmota může být mineralizovaná krystalky solí, především vápníkem a fosforem, které dodají tkáni tvrdost. Vláknitá hmota tkáni dodává pevnost či elasticitu (Čapek et al., 2018).

#### **Svalová tkáň**

Kontraktibilita, tedy vlastnost stažlivosti, která je zajištěna myofibrilami (nitrobuněčné vláknité útvary), svalového vlákna je typická pro živé hmoty a společná pro téměř všechny buňky. Její vystupňování u svalové tkáně generuje sílu. Svalová tkáň u mnohobuněčných organismů zajišťuje řadu funkcí, mezi které patří například změna tvaru orgánu i těla jako celku a umožnění pohybu.

Pro pohyb jsou charakteristické čtyři klíčové vlastnosti svalové tkáně:

- excitabilita neboli dráždivost: schopnost přijímat podněty a odpovídat na ně;
- kontraktibilita (stažlivost): schopnost pomocí zkrácení generovat pohyb a sílu;

- extenzibilita (protažitelnost): schopnost změnit svou délku;
- elasticita (pružnost): schopnost vrácení se do původního stavu před smrštěním či protažením (Dylevský et al., 2009).

V těle rozeznáváme tři druhy svaloviny: hladkou orgánovou svalovinu, srdeční a příčně pruhovanou kosterní svalovinu. Hladká utváří svalové vrstvy u stěn dutých orgánů (cív). Pro hladké svalstvo je základní stavební a funkční jednotkou protáhlá vřetenovitá svalová buňka myocyt. Vzhledem k těsnému přiložení buněk u sebe se jimi šíří podráždění. V cytoplazmě svalových buněk se nachází smrštitelné myofibrily skládající se z aktinu a myozinu. Srdeční svalovina tvoří podstatnou část srdeční stěny, myokardu. Zde jsou stavebními a funkčními jednotkami cylindrické buňky srdečního svalu (myokardocyty), v cytoplazmě se také nachází myofibrily obsahující aktin a myozin. Malá část myokardu je uspořádána do systému specializovaného na tvorbu a vedení vzruchu. Příčně pruhovaná kosterní svalovina je základem tkáně kosterních svalů. Od přechozích dvou typů se liší stavbou a jinými vlastnostmi. Tyto svaly tvoří hybnou a motorickou složku pohybového systému, jsou inervovány mozkovými a míšními nervy. Ke koordinované a řízené kontrakci by bez nervového impulzu nedošlo. Základní anatomickou jednotkou kosterního svalu je svalové vlákno (Dylevský et al., 2009).

Podle uvedených kritérií rozlišujeme čtyři typy svalových vláken:

- pomalá červená vlákna (typ I., SO, slow oxidative);
- rychlá červená vlákna (typ II. A, FOG, fast oxidative and glycolytic);
- rychlá bílá vlákna (typ II. B, FG, fast glycolytic);
- přechodná vlákna (typ III., intermediární, nediferencovaná vlákna) (Bartůňková, 2013).

Pomalá červená vlákna (SO) mají méně myofibril, hodně mitochondrií a přítomnost většího množství myoglobinu, který dodává onu červenou barvu. Pro stavbu svalů zajišťujících spíše statické, polohové funkce a pomalý pohyb. Jsou důležité pro stavbu svalů. Jejich vlastností je také nízká únava. Rychlá červená vlákna (FOG) mají více myofibril a méně mitochondrií. Pro svaly zajišťující rychlý pohyb provedený velkou silou se vyznačují se velkou odolností proti únavě. Rychlá bílá vlákna (FG) mají nízký obsah myoglobinu a oxidativních enzymů. Dochází zde k rychlému stahu provedenému maximální silou. Oproti ostatním jsou ale tato vlákna málo odolná proti únavě. Přechodná vlákna jsou vývojově nediferencovaná, jsou zřejmě zdrojem předešlých tří typů vláken (Bartůňková, 2013).

**Tabulka 1**  
typy svalových vláken

Typ vlákna	Anatomická charakteristika	Funkční charakteristika
<b>Typ I - SO</b>	velmi tenká a bohatě kapilarizovaná	statické pomalé pohyby, polohové funkce
<b>Typ II - A, FOG</b>	středně silná a kapilarizovaná	rychlý a silový pohyb
<b>Typ II - B, FG</b>	velmi silná a málo kapilarizovaná	maximální silový pohyb
<b>Typ III</b>	nediferencovaná vlákna	není známa

(Bartůňková, 2013, s. 62)

### **Svaly dolní končetiny**

Hlavní funkcí je stabilita a lokomoce těla, tedy stoj a chůze. Koncentrace největší svalové hmoty těla kolem kyčelního kloubu zajišťuje stabilitu. Stablní lokomoční aktivitu zabezpečuje extenční aparát kolenního kloubu a omezená pohyblivost nohy se zachovanou pružností nožních kleneb. Mohutné svaly dolních končetin se nachází především tam, kde je slabý vazivový aparát kloubů, protože je zde nutné vytvořit brzdící systém k zabránění přetížení kloubu.

Z kineziologického hlediska má dolní končetina tři segmenty: pánev a kyčel, oblast kolena a nohu (Dylevský et al., 2009).

Svaly dolní končetiny tvoří tyto čtyři oblasti:

- Svaly kyčelního kloubu se skládají z přední skupiny, která zahrnuje *m. iliopsoas*, bedrokyčelní sval, který je flexorem kyčelního kloubu a zadní skupiny zahrnující extenzory a rotátory kyčelního kloubu, například svaly hýžděvé.
- Svaly stehna se dělí na přední, vnitřní a zadní skupinu. V přední skupině se nachází nejmohutnější sval lidského těla *m. quadriceps femoris*, tedy čtyřhlavý sval stehenní. Druhým svalem nacházející se v přední skupině je *m. sartorius*, sval krejčovský, který je nejdelším svalem v těle. Vnitřní svaly slouží jako adduktory kyčelního kloubu. Zadní skupina obsahuje flexory v kloubu kolenním a extenzory kloubu kyčelního.
- Svaly bérce tvoří: přední, laterální a zadní skupina. Přední vyvolává dorziflexi nohy a extenzi prstů. Zadní oproti tomu obsahuje dlouhé flexory nohy a prstů. Laterální skupina



působí na plantární flexi nohy, která se podílí na udržování klenby. Konturu lýtka tvoří *m. triceps surae*, tedy trojhlavý sval lýtkový.

- Svaly nohy tvoří čtyři skupiny: krátké extenzory palce a prstů nacházející se na hřbetu nohy, svaly plantární, které jsou tvořeny třemi skupinami – palce, malíku a střední skupinou krátkých flexorů prstů a svalů mezi metatarsy (Fiala et al., 2015).

### Fascie dolní končetiny

V souvislé vrstvě obalují svalstvo dolní končetiny. Jsou označovány podle krajiny, které kryjí: fascie hýžděových svalů a stehna, fascie bérce a fascie nohy. Tyto jednotlivé fascie v sebe plynule přechází (Dylevský et al., 2009).

## 1.2 Wingate test dolních končetin

Nejnámějším a v dnešní době nepoužívanějším anaerobním testem, díky standardizovanému protokolu a vysoké spolehlivosti ( $r=0,91$  až  $0,93$ ). K hodnocení a

### Tabulka 2

*Výsledky Wingate testu u netrénovaných mužů při zatížení  $6 W \cdot kg^{-1}$*

	18 let (n=26)	20 let (n=24)	22 let (n=23)	25 let (n=22)
Věk [r]	18 ± 2	20 ± 2	22 ± 2	25 ± 3
Výška [cm]	179 ± 7	179 ± 7	179 ± 6	177 ± 7
Těl. hm. [kg]	73 ± 9	74 ± 9	75 ± 9	76 ± 9
BMI [kg.m <sup>-2</sup> ]	22,6 ± 3,1	23,2 ± 2,9	23,4 ± 2,9	24,6 ± 3,1
PP [W]	834 ± 94	858 ± 96	883 ± 96	895 ± 95
PP [W.kg <sup>-1</sup> ]	11,6 ± 0,9	11,7 ± 0,6	11,8 ± 0,5	11,8 ± 0,9
MP [W]	682 ± 67	695 ± 84	708 ± 85	711 ± 65
MP [W.kg <sup>-1</sup> ]	9,5 ± 0,8	9,5 ± 0,6	9,4 ± 0,6	9,4 ± 0,8
Anc [kJ]	20,5 ± 2,3	20,9 ± 3	21,2 ± 3,1	21,4 ± 2,6
AnC [J.kg <sup>-1</sup> ]	284 ± 26	286 ± 19	287 ± 19	286 ± 31
IÚ [%]	36,6 ± 4,4	38 ± 4,6	39,4 ± 4,5	39,4 ± 4,6
MP/PP [%]	84,8 ± 3,4	80,9 ± 3,3	80,1 ± 3,3	79,4 ± 3,4
LA [mmol.l <sup>-1</sup> ]	11,7 ± 2,8	11,5 ± 2,1	11,8 ± 2,1	12,5 ± 1,8
SF [min <sup>-1</sup> ]	177 ± 9	178 ± 6	178 ± 6	179 ± 9

(Heller, 2018, s. 59)

interpretaci rychlostně-silových výkonů je využíván 30sekundový all-out test na cyklistickém ergometru neboli Wingate test. Byl navržen Ayalonem, Inbarem a Bar-Orem z Tělovýchovného institutu Wingate v Izraeli a zveřejněn roku 1974. Tento test je považován za plně vyčerpávající test, kdy testovaná osoba pracuje s maximálním úsilím při každém okamžiku zatížení, výkon testované osoby je nejvyšší na začátku a nejnižší na konci zátěžového testu. Pomocí tohoto testu dokážeme stanovit např. maximální anaerobní výkon, anaerobní kapacitu organismu a pokles výkonu (Heller & Vodička, 2018).

### 1.2.1 Bezpečnost

Před každým testováním je důležité dodržovat bezpečnostní pokyny a zvážit následující aspekty:

- Bezpečnostní opatření proti zranění:
  - posouzení prostoru, umístění a stavu ergometru, stejně jako přítomnost okolních předmětů.
- Riziko selhání oslabených vnitřních orgánů a systémů.
- Příprava personálu k řešení problémů:
  - dlouhodobá příprava, včetně vzdělání, praxe a cvičení;
  - bezprostřední příprava zaměřená na metodiku testování.

Možné důvody pro neprovedení nebo přerušení testu:

- Příprava laboratoře:
  - uspořádání prostoru, ergometrů a přístrojů, včetně větrání a klimatizace;
  - přítomnost zdravotního materiálu a léků pro první pomoc a resuscitaci (AED).
- Příprava a sledování testované osoby:
  - poskytnutí informací o průběhu testu, instrukce pro zácvik, způsob komunikace, sdělování potíží a ukončení testu;
  - průběžná komunikace a sledování reakce na zátěž.
- Specifika testování u dětí, seniorů a žen:
  - u dětí: vyšší obavy, potřeba jednodušších vysvětlení, rychlejší reakce a nižší stabilita;
  - u seniorů: pomalejší reakce, vyšší riziko selhání oslabených orgánů;
  - u žen: častější výskyt neurocirkulační lability (poruchy krevního tlaku), problémy s umístěním a stabilizací EKG elektrod.

Je zejména klíčové rozpoznat situace, ve kterých není vhodné provést test, nebo identifikovat důvody, které vedou k přerušení testování (Struhár, 2019).

Důvody neprovedení testu:

- bolesti, dušnost, závratě, křeče, poruchy vědomí, porucha motoriky, nespolupráce;
- poruchy pohybového aparátu;
- akutní infekční onemocnění;
- selhávání funkcí vnitřních orgánů a systémů (Struhár, 2019).

Důvody přerušení testu:

- Subjektivní potíže:
  - bolesti hrudníku, hlavy, břicha, kloubů, svalů, křeče atd.;
  - dušnost, závratě atd.;
  - vyčerpání – únava, neschopnost pokračovat v práci (Struhár, 2019).
- Objektivní poruchy:
  - poruchy motoriky a udržení polohy těla, poruchy vědomí;
  - akutní selhání srdce (EKG) a krevního oběhu (STK > 240 mmHg), kolapsový stav (Struhár, 2019).

### 1.2.2 Velikost zatížení při Wingate testu

Základem Wingate testu je 30sekundová jízda na ergometru, maximální silou proti odporu, který je určen dle tělesné hmotnosti testované osoby. Optimální síla při Wingate testu není jednoznačně stanovena. Wingate Institute, kde byl test vyvinut, doporučuje zatížení 75 g·kg<sup>-1</sup> (při použití ergometru Monark). Různé studie uvádějí, že běžně používaná zátěž pro Wingate test je nízká a pro dosažení nejlepších výsledků je nutné použít různá zatížení. Vandewalle et al. (1987) uvádějí, že optimální je zatížení 95 g·kg<sup>-1</sup> pro muže, 86 g·kg<sup>-1</sup> pro ženy a 75 g·kg<sup>-1</sup> pro děti, zatímco Bar-Or O (1987) doporučuje sílu 90 g·kg<sup>-1</sup> pro nesportující dospělé a 100 g·kg<sup>-1</sup> pro sportující dospělé. Dle novější studie od Üçok et al. (2005) by optimální zatížení u mužů mělo být 100-110 g·kg<sup>-1</sup> pro čistou tělesnou hmotnost, což by vedlo k výrazně vyšším maximálním výkonům.

#### Tabulka 3

*Hodnoty maximálního výkonu, průměrného výkonu a indexu únavy získané z Wingate testů prováděných s různým zatížením (průměr±SD)*

	Peak power (W)	Mean power (W)	Fatigue index (%)	Load (kg)
75 g·BW <sup>-1</sup>	699.7±80.0 <sup>a</sup>	476.2±49.6	53.4±6.2 <sup>a</sup>	4.87±0.35
85 g·BW <sup>-1</sup>	733.3±104.0	478.1±51.5	56.0±6.8	5.56±0.38
95 g·BW <sup>-1</sup>	745.5±109.7	466.8±61.5	57.1±9.7 <sup>f</sup>	6.21±0.46 <sup>x</sup>
90 g·LBM <sup>-1</sup>	708.7±96.7 <sup>b</sup>	471.3±60.7	54.3±8.7 <sup>g</sup>	5.15±0.33
100 g·LBM <sup>-1</sup>	753.4±114.5 <sup>c</sup>	482.5±59.0	56.3±6.4	5.71±0.35
110 g·LBM <sup>-1</sup>	754.6±94.6 <sup>d</sup>	477.4±62.9	57.4±5.5 <sup>h</sup>	6.24±0.40 <sup>y</sup>

*For PP c > a, d > a, d > b; for FI h > e, f > g. For the load only the difference between x and y was not significant.*

(Üçok et al., 2005)

### 1.2.3 Zapojení svalů při Wingate testu

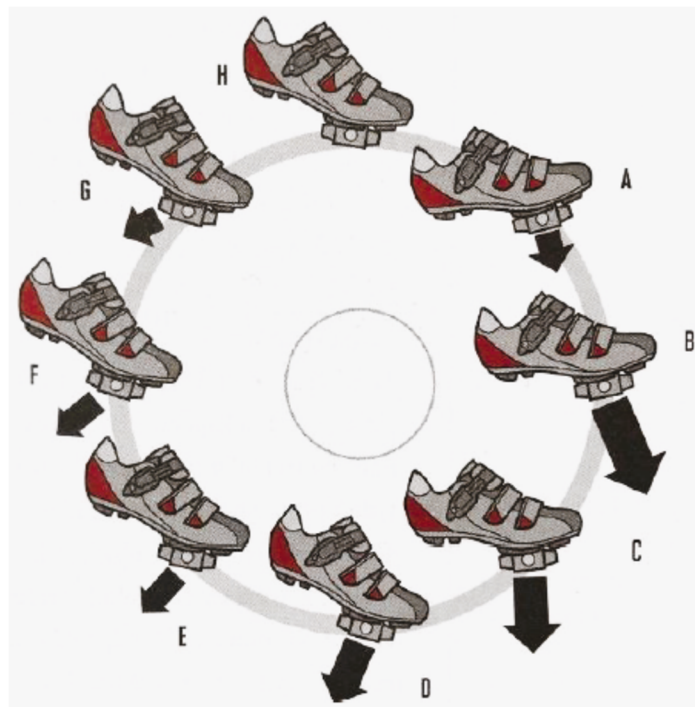
Friel (2013) ve své knize píše, že technika šlapání se opírá o mírný ohyb v kotníku. Kotník by měl sloužit jako pohyblivý pant, a ne jako pevná páka (viz. Obrázek 1.). Při šlapání v rovinatém terénu se kotník postupně rozevívá, což umožňuje patě vystoupit mírně nad prsty, lze vidět na obrázku v poloze H. Při šlapání směrem dolů se kotník pomalu uzavírá, čímž se

pata vrací na stejnou úroveň jako prsty nebo se posunuje i mírně pod ně, jak lze vidět v pozici B. Při stoupání může být pohyb v kotníku ještě výraznější.

Síla, kterou je šlapáno do pedálů zahrnuje aktivaci několika svalových skupin. Při jízdě na kole se používají hlavně svaly v dolní části těla, jako je čtyřhlavý sval stehenní a hýžděové svaly. Avšak pro udržení rovnováhy a stability se používají svaly v celém těle, včetně středu a horní části těla. Úroveň aktivace těchto skupin se může lišit v závislosti na cyklistické disciplíně (Hurley, 2023)

### Obrázek 1

*Poloha chodidla a směr síly*



*(Friel, 2013, s. 109)*

Podle Hurley (2023) se při cyklistice využívají tyto svalové skupiny:

- Svaly nohou
  - čtyřhlavý sval stehenní – nejdůležitější zdroj síly;
  - hamstringy – stabilita kolenních kloubů;
  - hýžděové svaly – síla a stabilita;
  - lýtka – stabilita kotníků.
- Svaly středu těla
  - břišní svaly – stabilizace horní části těla;
  - vzpřimovače páteře – stabilizace horní části těla.

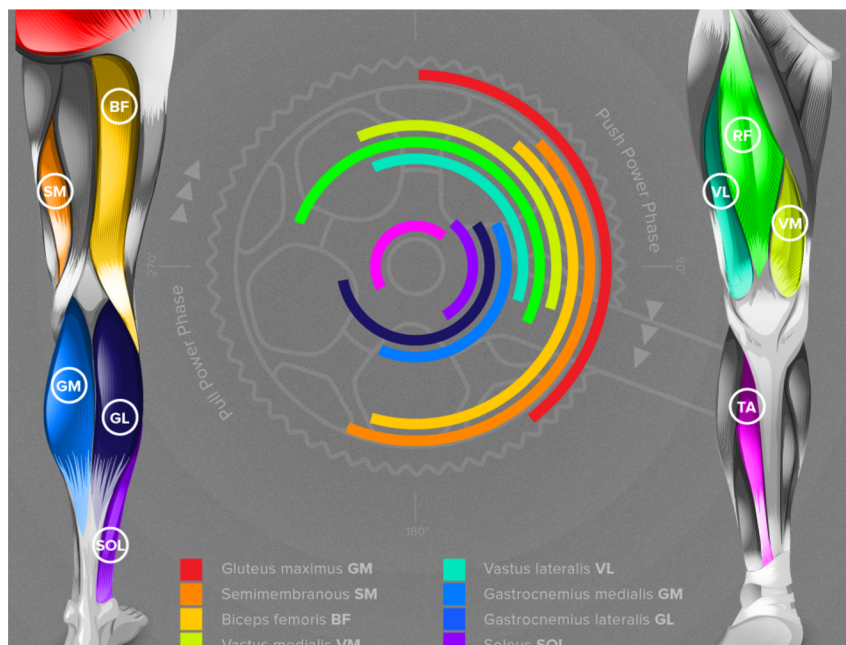
- Svaly horní části těla
  - triceps – podpírání váhy horní části těla;
  - široký sval zádový – vytváření tlaku a tahu na řídítka;
  - prsní svaly – podpírání váhy horní části těla.

Na obrázku č. 2 můžeme vidět, jaké svaly se zapojují do práce v průběhu šlapání. V případě, že má jedinec nášlapné pedály a k nim speciální cyklistické boty, díky kterým může spojit botu s pedálem, tak můžeme hovořit o tom, že průběh šlapání má dvě fáze, a to tahovou a tlakovou. Pokud jedinec takového speciálního vybavení nemá, tak průběh šlapání má pouze tlakovou fázi, jelikož bota není přichycena k pedálu.

V prvním případě, tedy se speciálním vybavením se zapojují svaly dolních končetin následovně dle obrázku č. 4. Do tlakové fáze se zapojují pouze m. gluteus maximus a m. soleus. Zbylé svaly se zapojují jak do tlakové, tak i do tahové fáze. Na konci ¼ tlakové fáze se zapojuje m. semimembranosus a m. biceps femoris a přestávají působit v ¼ tahové fáze. Ve ¾ tlakové fáze se zapojuje m. triceps surae. M. soleus přestává pracovat ke konci tlakové fáze, m. gastrocnemius medialis přestává pracovat ke konci ¼ tahové fáze a m. gastrocnemius lateralis přestává pracovat na konci ½ tahové fáze. V ½ tahové fáze se zapojuje m. tibialis anterior a končí svojí práci v ¼ tlakové fáze. M. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. rectus femoris se zapojují ke konci tahové fáze, přestávají pracovat ve ¾ tlakové fáze.

## Obrázek 2

*Zapojení svalů v průběhu šlapání*



*(The primary muscles in cycling – the pedaling cycle, 2021)*

#### **1.2.4 Somatické rozměry**

Fyzické faktory, známé jako somatické faktory, jsou poměrně stabilní a významně ovlivněné genetikou, což je v mnoha sportech klíčové. Podle studie Dovalila et al. (2012) patří mezi hlavní somatické faktory: tělesná výška a hmotnost, délkové rozměry a poměry tělesných částí, složení těla a typ tělesné stavby (somatotyp). Je důležité zmínit také obvodové a šířkové rozměry. Z absolutních rozměrů je možné vypočítat indexy a relativní rozměry, které poskytují ucelenější informace o celkovém tělesném stavu, proporci nebo jejich nesouladu u jednotlivce (Busta et al., 2021).

Obecně rozlišujeme výškové a váhové indexy a indexy tělesných rozměrů. Je ovšem důležité zdůraznit, že v současné sportovní praxi nestačí pouze určit tělesnou hmotnost a odvozené indexy, je nutné zhodnotit množství tělesného tuku a další parametry, které patří do pojmu složení těla. Tyto parametry mohou být ukazatelem nejen výživového stavu jedince, ale také vlivu pohybové aktivity na tělo. Somatotyp lze charakterizovat jako „souhrn tvarových znaků jedince“, což umožňuje komplexní vyjádření tělesného typu a hledání souvislostí s různými druhy sportovních výkonů (Busta et. al., 2021).

#### **1.2.5 Rozdíl mezi jízdni polohou při Wingate testu**

Rohsler et al. (2020) píše ve svém článku, že hlavní výsledky ukazují, že u profesionálních cyklistů poloze ve stoje u Wingate testu vykazuje vyšší výkon, než v poloze v sedě a to PP (1 082 W vs. 1 155 W), AP (818 W vs. 875 W), RAP (11,3 W·kg<sup>-1</sup> vs. 12,1 W·kg<sup>-1</sup>). McLester et al., (2004) ve svém výzkumu uvádějí, že při testování studentů tělesné výchovy nedošlo k významnému rozdílu u polohy v sedě a ve stoje.

Podle těchto výzkumů můžeme soudit, že poloha ve stoje má hlavní přínos pro profesionální cyklisty, a to z důvodu perfektně zvládnuté techniky jízdy na kole ve stoje. Pro netrénovanou populaci nebo trénovanou populaci, která se ale nespécializuje na cyklistiku, nemusí mít poloha ve stoje při Wingate testu takový význam.

#### **1.2.6 Hodnocení výsledků Wingate testu**

V rámci Wingate testu posuzujeme maximální výkon, anaerobní kapacitu a index únavy. Tyto parametry analyzujeme v kontextu toho, jak organismus reaguje funkčně a metabolicky, což zahrnuje srdeční frekvenci a hladinu laktátu v krvi. Cílem tohoto hodnocení je identifikovat silné a slabé stránky jedince a odhalit případné možnosti pro zlepšení v oblasti kondice a síly. Hodnocení srdeční frekvence, které dosáhl jedinec během testu, by mělo

poskytnout informaci o úsilí, které v průběhu testu vynaložil. Optimalizovanou reakcí se považuje dosažení hodnot mezi 82 a 93 % maximální srdeční frekvence. Hodnoty nad tímto rozmezím naznačují nadměrnou reakci těla, zatímco nižší hodnoty mohou ukazovat na pomalou aktivaci kardiovaskulárního systému nebo celkově nedostatečnou angažovanost během testu. Při hodnocení srdeční frekvence po zatížení musíme brát v potaz, že může být ovlivněna nejen fyzickým stavem, ale i psychickým rozpoložením jedince, což je individuální pro každého testovaného (Heller, Pavliš, 1998).

Zjištění hodnoty maximálního anaerobního výkonu ( $P_{max}$ ) se provádí určením nejlepšího pětisekundového intervalu. Tato hodnota je udávána ve wattech (W), následně se přepočítává na poměr k hmotnosti jedince,  $W \cdot kg^{-1}$ . Výsledkem po přepočítání wattů na kilogram je relativní maximální výkon, který je udáván ve  $W \cdot kg^{-1}$ . Čím vyšší je tato hodnota, tím větší jsou předpoklady pro rychlé a výbušné pohyby, včetně akcelerace, maximální síly a rychlosti (Šťastný et al., 2010).

### 1.3 Únava

Únavu, stav sníženého výkonu, rozlišujeme na fyzickou a psychickou. Ty se vzájemně podmiňují a ovlivňují. Fyzická únava je způsobena vyčerpáním energetických rezerv, narušením homeostázy a nahromaděním zplodin metabolismu. Únava je obecně považována za negativní, z důvodu omezení funkce svalů a koordinace, doprovázená špatnými metabolickými změnami jako jsou snížení hormonální sekrece, redukce enzymatické aktivity. Mezi projevy únavy patří oslabení imunity a vyšší riziko úrazu. Fyzická únava má ale i pozitivní stránky, jako nutný stimul pro rozvoj výkonu při správném odpočinku. Trvání regeneračního období musí odpovídat intenzitě a délce zátěže (Bartůňková, 2013).

Změny při únavě dle Bernacikové et al. (2020)

#### Negativní

- omezení funkce svalů
- porucha koordinace
- narušení homeostázy
- metabolické změny
- snížení hormonální sekrece
- snížení aktivity enzymů

- narušení imunity
- narušení termoregulace
- zvýšení rizika úrazů

### **Pozitivní**

- stimul pro rozvoj adaptačních mechanismů (superkompenzace)

Typy únavy dle Bartůňkové (2010)

### **Fyzická**

- místní
  - fyziologická – dynamická a statická
  - patologická
- celková
  - akutní
    - fyziologická – rychle a pomalu vznikající
    - patologická – přepětí až schvácení
  - chronická
    - patologická (přetrénování)

### **Psychická**

- přepracování

#### **1.3.1 Fyzická únava**

Nástup fyzické únavy závisí na několika faktorech, jako je:

- Typ práce – statické zatížení vyvolává únavu dříve než zatížení dynamické, únava po anaerobní zátěži nastane dříve než po aerobní zátěži a intenzita zatížení má také významný vliv. Čím je zatížení intenzivnější, tím dříve nastane únava, ale doba regenerace bývá kratší.
- Fyzická kondice jedince – schopnost adaptace na určité fyzické zatížení prodlužuje nástup únavy.
- Aktuální stav jedince – fyzická nebo psychická indispozice mohou způsobit dřívější nástup únavy.
- Vliv okolí – nestandardní teplota, vlhkost, kouř, hluk atd. mohou také přispět ke zrychlení nástupu únavy.
- Vliv biorytmů – porušení biorytmů, desynchronizace ovlivňuje jak fyzický, tak psychický výkon. V oblasti sportu je nejčastější příčinou časový posun, sportovní činnost prováděná



v různých časových pásmech, ale desynchronizace biorytmu může nastat i při závodech realizovaných ve večerních nebo nočních hodinách (Bartůňková, 2013).

### **Akutní únava**

Akutní únava je krátkodobým poklesem pracovního výkonu v důsledku předchozího fyzického namáhání. Akutní únava se může projevit buď pouze lokálně, například jako únava svalů po cvičení, nebo jako celková únava, která zahrnuje celý pohybový aparát a ostatní systémy těla, jako například po dlouhém běhu na lyžích (Bartůňková, 2013).

### **Fyziologická únava místní**

Dle Janíčka et al. (2006) se únava projevuje jako bolest ve svalu nebo snížení síly malých svalových skupin. Bartůňková (2013) píše, že hlavním důvodem pro „bolestivé“ projevy lokální fyziologické únavy je pravděpodobně dráždění volných nervových konců a receptorů bolesti kyselými produkty energetického metabolismu. Existují dva typy lokální fyziologické únavy:

- Statická – kdy únava nastává dříve a je způsobena sníženým prokrvováním při dlouhodobé svalové kontrakci.
- Dynamická – která nastupuje později, protože střídání kontrakce a relaxace umožňuje lepší přísun kyslíku a živin, tím pádem i snazší odvod katabolických produktů.

### **Fyziologická únava celková**

Při tomto stavu dochází ke svalové bolesti ve větších svalových skupinách a ke snížení koordinace. Kvalita pohybových návyků a dynamických stereotypů se také zhoršuje. Tento stav se u sportovců objevuje častěji než únava místní (Janíček et al., 2006). Fyziologická únava je přirozený stav organismu, který má tendenci se vrátit do původního stavu, a to díky adaptačním mechanismům, které vedou k superkompenzaci (Bernaciková et al., 2020).

Fyziologická únava se může projevit jak subjektivně (slabost, bolest svalů, svalové tuhnutí), tak objektivně (pokles výkonnosti, zvýšená nervosvalová dráždivost, pomalé reakce a další fyziologické změny) (Bartůňková, 2013).

Bartůňková (2013) dále rozděluje fyziologickou únavu na rychle a pomalu vznikající. Únava, která vzniká rychle, se projevuje při maximálně intenzivním zatížením. Je charakterizována poklesem hodnot makroergních fosfátů a menšími změnami glykogenu. Současně dochází ke zvýšení hladiny laktátu a acidóze, což vede ke snížení aktivity enzymů potřebných pro resyntézu ATP. Aktivita aerobních enzymů zůstává nezměněna. Naproti tomu

pomalu vznikající únava se projevuje při méně intenzivním zatížení a je charakterizována velkými změnami ve svalovém a jaterním glykogenu a sníženou aktivitou aerobních enzymů.

### **Patologická únava místní**

Patologická místní únava se projevuje trvalými změnami ve svalových vláknech. Tento stav se může objevit například v případě syndromu opožděného nástupu svalové bolesti (DOMS). Důvody tohoto stavu mohou být nedostatečná příprava, náhlý návrat k intenzivnímu tréninku, nevhodné změny v tréninkových metodách, a především převažující excentrické svalové kontrakce (Bartůňková, 2013).

### **Patologická únava celková**

Fyziologická únava může být nenápadně nahrazena patologickou únavou, což se u člověka projevuje zhoršujícími se potížemi. Tyto potíže zahrnují narůstající kardiopulmonální komplikace, jako jsou zrychlený tep a dýchání s chrčivým zvukem, dýchání ústy, silné pocení a výrazné poruchy koordinace. Dále také můžeme pozorovat zažívací potíže (např. zvracení), nervové poruchy (např. bolest hlavy), senzorické poruchy (např. poruchy prostorového vidění), psychické poruchy (např. postupný pokles schopnosti reagovat na příkazy) a oběhové poruchy (např. prokrvení) (Bartůňková, 2013).

Bernaciková et al. (2020) uvádějí dva stupně patologické únavy, a to lehčí stupeň (přetížení) a těžší stupeň (schvácení). Bartůňková (2013) uvádí i střední stupeň mezi lehčím a těžším stupněm, a to přepětí.

Přetížení je méně závažný stav, kdy se projevy akutní fyziologické únavy zhoršují. Na druhé straně schvácení je závažnější patologický stav. Mezi těmito stupni není jasná hranice a lehčí stav (přetížení) může plynule přecházet do závažnějšího stavu (schvácení) (Bernaciková et al., 2020).

Schvácení je stav šoku, který může být způsoben kumulací námahy a negativního vlivu okolního prostředí. Může nastat v extrémních situacích s ohrožením života a častěji se vyskytuje u nezkušených jedinců, ale není vyloučeno i u trénovaných a silných jedinců. Závisí na situaci a kombinaci času a intenzity stresových faktorů (Bartůňková, 2013).

### **1.3.2 Psychická únava**

Psychická únava se projevuje jako pocit vyčerpání, ztrátou koncentrace, horší paměť nebo ospalost. Má také následky v psychické oblasti, jako je nedisciplinovanost, špatný odhad

svých schopností a sníženou schopnost adaptace na nové situace. Tyto příznaky mohou být kombinovány s tělesnou únavou (Jančík et al., 2006).

## 1.4 Srdeční frekvence

Srdeční frekvence spadá pod kardiovaskulární systém. Kardiovaskulární systém je tvořen ze srdce a cév (tepny a žíly). Jeho úkolem je přepravovat krev, která zásobuje svaly kyslíkem a odvádí CO<sub>2</sub> a teplo, které vzniká ve svalech (Lenhert et al., 2014).

Srdeční frekvence (SF) je u zdravého člověka řízena sinusovým uzlíkem a bývá kolem 70 tepů/min. Přestože je srdeční frekvence snadno měřitelným ukazatelem, ovlivňuje ji řada faktorů, jako jsou genetická predispozice, fyzická zdatnost, tělesná teplota, tělesná poloha, klimatické podmínky, intenzita a druh zátěže, trávení, únava, reflexní dráždění a látkové vlivy (Bartůňková, 2010).

### Reaktivní změny

Před fyzickou zátěží, jako je trénink, sportovní soutěž nebo zátěžový test, srdeční frekvence stoupá v rámci přípravy organismu na výkon, kdy sympatikus aktivuje organismus. Je důležité si uvědomit, že mírně vyšší srdeční frekvence před výkonem (např. 110 tepů/min) není nutně známkou nedostatečného odpočinku nebo nemoci (Bernaciková, 2020).

S rostoucí intenzitou zátěže se srdeční frekvence zvyšuje. Během lehké, střední a submaximální zátěže dobře koreluje srdeční frekvence s touto intenzitou. Avšak u většiny sportovců se srdeční frekvence při maximální zátěži nezvyšuje i tehdy, kdy zátěž stále roste (Bernaciková, 2020). Maximální a tréninková srdeční frekvence se podle Bartůňkové (2010) dá vypočítat pomocí jednoduchých vzorců:

- SF tréninková = 170 – věk;
- SF maximální = 220 – věk.

Po ukončení zátěže klesá srdeční frekvence. Rychlost poklesu závisí na intenzitě a objemu předchozí zátěže. Po větší zátěži s větší únavou klesá srdeční frekvence pomaleji. Neobvykle vysoká srdeční frekvence při stejné zátěži může být projevem např. trvajících únavy, nedostatečné regenerace, přehřátí nebo probíhajícího onemocnění (Bernaciková, 2020).

## 1.5 Dýchací soustava

Energie potřebná pro provádění tělesných funkcí se téměř výhradně uvolňuje spalováním živin v buňkách. Při tomto spalování se spotřebovává kyslík a vytváří se oxid

uhličitý. Dýchací systém zajišťuje plynulou výměnu těchto plynů mezi vnějším prostředím a plícemi. Tento proces se nazývá plicní ventilace a má dvě fáze:

- Nádech, při kterém vnější vzduch vstupuje do plic.
- Výdech, při kterém vzduch uniká z plic do vnějšího prostředí.

Obě fáze se pravidelně střídají. Současně s ventilací dochází k výměně dýchacích plynů mezi plicními sklípky a krví v přiléhajících cévách. Tyto procesy jsou označovány jako vnější dýchání. Termín vnitřní dýchání se používá pro oxidaci živin v buňkách, což je také nazýváno jako tkáňové dýchání (Merkunová & Orel, 2008).

Dýchací systém se také podílí na dalších funkcích organismu, které zahrnují:

- udržování stálého pH krve;
- čichové funkce – čichové receptory se nacházejí ve stropu nosní dutiny;
- řečové funkce – tvorba základních tónů lidského hlasu (fonace) a účast na tvorbě hlásek lidské řeči (artikulace);
- obranné funkce – imunitní mechanismy (Merkunová & Orel, 2008).

Dýchací systém se skládá z dýchacích cest a plic. Nedílnou součástí je také plicní krevní oběh, který plní dvě hlavní funkce, funkční a nutritivní. Převážně funkční zajišťuje výměnu dýchacích plynů, a z menší části nutritivní, která dodává plicním tkáním kyslík a živiny a odvádí zplodiny z metabolismu (Merkunová & Orel, 2008).

### **1.5.1 Dýchací cesty**

Dýchací systém sestává z trubic a dutin, které slouží k přepravě vzduchu mezi vnějším prostředím a plícemi. Tímto procesem se také optimalizuje teplota a vlhkost inhalovaného vzduchu. Protože se ve vzduchu nachází mnoho potenciálně nebezpečných patogenů, imunitní systém má v dýchacích cestách svoji přítomnost a monitoruje je. Dýchací cesty se dělí na dvě části, horní a dolní. Horní cesty zahrnují nos s dutinou nosní, vedlejší dutiny nosní a nosohltan. Dolní cesty představují hrtan, průdušnici, průdušky a průdušinky (Orel, 2019).

### **1.5.2 Mechanika dýchání**

Dýchání je proces, který zahrnuje střídání inspirace (nádechu) a expirace (výdechu), za účasti svalů zapojených v tomto procesu. Nádechové svaly obecně zvětšují objem hrudní dutiny. Klíčovým nádechovým svalem je bránice. K nádechu také přispívají externí mezižeberní svaly, svůj podíl mají také svaly stěny břišní. Hlavními výdechovými svaly jsou vnitřní mezižeberní svaly, které zmenšují objem hrudní dutiny svým stahem. Při vysoké intenzitě

námahy se mohou uplatnit pomocné nádechové svaly, jako jsou prsní svaly, svaly zad a některé svaly krku (Orel, 2019).

Dýchání slouží k dodávce kyslíku tkáním a buňkám organismu. Potřeba kyslíku není konstantní a mění se v závislosti na aktuální situaci a úrovni fyzické aktivity. Při zátěži se tato potřeba zvyšuje. Proto je důležité, aby činnost dýchacího aparátu byla regulována tak, aby zajistila jak základní funkci, tak i zvýšené požadavky organismu. Automatická činnost dýchacích svalů, která zajišťuje pravidelné střídání nádechu a výdechu během klidného dýchání, je řízena dýchacími centry nacházejícími se v mozgovém kmeni (Orel, 2019).

## 1.6 Zdroje energie

Dle Bartůňkové (2013) se energie v organismu čerpá z:

- Makroergních fosfátů – ATP, ADP a CP (bezprostřední zdroje)
  - anaerobně laktátový,
  - anaerobně alaktátový.
- Makroergních substrátů – cukry, tuky a bílkoviny (náhradní zdroje).

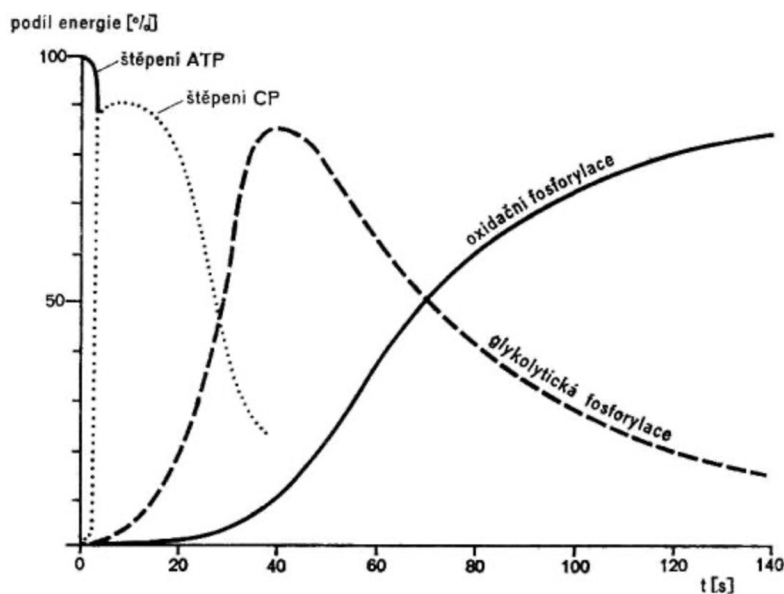
Adenozintrofosfát (ATP) představuje základní substanci pro svalovou kontrakci a pro různé jiné formy buněčné aktivity. Hlavní úlohou v lidských biologických systémech na buněčné, tkáňové a orgánové úrovni je udržování stabilní koncentrace ATP vnitrobuněčně, což se nazývá (homeostáza ATP). Při krátkodobých a extrémně intenzivních svalových výkonech trvajících několik sekund (maximálně 1 minutu) je energie pro pracující svaly zajištěna z tzv. okamžitých a částečně také neoxidativních (glykolytických) energetických zásob. Při zatížení trvajícím déle než 120 sekund dominují energetické procesy aerobní povahy (oxidativní) (Várnay et al., 2020).

Hydrolyza ATP je přímým zdrojem energie pro svalovou kontrakci. Z důvodu, že je koncentrace ATP ve svalu velmi nízká a regulační mechanismy brání jeho úplnému rozkladu, tělo vyvinulo dobře regulované chemické procesy k obnově ATP, které umožňují pokračování svalové kontrakce. Existují tři odlišné, ale úzce propojené procesy, které společně zajišťují energetické potřeby svalu (Gastin, 2001).

První proces je produkce energie pro svalovou kontrakci štěpením fosfokreatinu (PCr), který spolu s ATP uloženým v buňce nabízí okamžitou energii při intenzivním nebo náhlém cvičení. Druhý proces je rozklad sacharidů, zejména ve formě svalového glykogenu, na kyselinu pyrohroznovou, která se pak dále přemění na kyselinu mléčnou prostřednictvím glykolýzy.

Třetí je dán aerobním nebo oxidačním metabolismem. Tento třetí proces zapříčiňuje spalování sacharidů, tuků a při určitých podmínkách i bílkovin při přítomnosti kyslíku (Gastin, 2001).

Tyto tři zdroje energie se dokážou společně vyrovnat s vysokými a různorodými energetickými požadavky během našeho denního života a sportu. Jejich kombinace není nevýhodou, ale spíše výhodou, protože spolu hladce a efektivně pomáhají při doplnění ATP (Gastin, 2001).



**Graf 1**

*Zapojení systémů energetického krytí energie v závislosti na čase (Lehnert et al., 2014)*

### **1.6.1 Anaerobní způsob získávání energie**

Svalové buňky mohou vykonávat práci pomocí energie uvolněné bez kyslíku. Organismus používá anaerobní zdroje energie, když nemůže zajistit dostatek energie efektivnějším aerobním způsobem. Při náhlém zvýšení intenzity svalové práce nebo při vysoké intenzitě po překročení maximálního množství kyslíku, které je systém schopný využít, se aktuální potřeba energie zvyšuje (Jančík et al., 2006).

Anaerobní systém získávání energie se dělí na dva typy, anaerobní alaktátový a anaerobně laktátový, v závislosti na převažujícím zdroji energie. Anaerobní alaktátový využívá energii uvolněnou z ATP a CP bez tvorby laktátu, zatímco anaerobně laktátový využívá energii získanou z anaerobní glykolýzy s tvorbou laktátu (Jančík et al., 2006).

Anaerobní alaktátový systém poskytuje uvolňování energie při nejvyšší krátkodobé zátěži (5-15 s.), doba obnovy zdrojů je 2-3 min. (u trénovaných jedinců i rychleji) a anaerobní laktátový systém podporuje svalovou aktivitu při submaximální intenzitě (45-90 s.), přičemž

návrat hladiny laktátu do normálu v krvi trvá 30-80 min. při aktivním odpočinku a 60-120 min. při pasivním odpočinku (Bartůňková, 2010).

### **1.6.2 Aerobní způsob získávání energie**

Ve chvíli, kdy je pohybová aktivita vykonávána ve střední nebo nízké intenzitě, trvající déle než 90 sekund, mluvíme o klasickém aerobním (oxidativním) způsobu dodávky energie. V tomto případě se tělo již pohybuje v trvalém stavu a přísun kyslíku odpovídá poptávce. Množství kyslíku je dostatečné pro potřeby svalů. Při pouze aerobním zdroji energie už nedochází k nárůstu hladiny kyseliny mléčné (potažmo laktátu) v krvi. Teoreticky není aerobní systém omezený, ovšem limitem jeho využití je typ pohybového zatížení a schopnost aerobního systému produkovat ATP pro aktivní svaly (Bartůňková, 2013).

ATP vznikající aerobně se produkuje v mitochondriích. Aerobní metabolismus může metabolizovat sacharidy, lipidy, výjimečně i proteiny. Pro plné využití aerobního způsobu krytí energie je nezbytné dodat dostatek kyslíku do pracujícího svalu. Na začátku zatížení se využívají omezené zásoby kyslíku v myoglobinu a hemoglobinu. Pro úplný rozvoj oxidativních procesů je nutné dodávat dostatek kyslíku do pracujícího svalu, což zajišťuje dýchací a kardiovaskulární systém tvořící transportní systém (Lehnert et al., 2014).

### **1.6.3 Energetické požadavky na zatížení**

Pojem energie se týká schopnosti vykonávat práci nebo vytvářet teplo. Oba tyto procesy se odehrávají v lidském těle. Energie je nezbytná součást života, kterou člověk získává ve formě stravy (Bahenský et al., 2021).

Pohybová aktivita a různá tělesná cvičení lze rozdělit do několika skupin podle intenzity fyzického zatížení. Tyto skupiny se liší dobou trvání, energetickými zdroji, stupněm metabolického zatížení a vztahy mezi aerobním a anaerobním podílem metabolického krytí (Bartůňková, 2013).

**Tabulka 4***Pohybové aktivity z hlediska intenzity fyzického zatížení*

Intenzita činnosti					
	Maximální	Submaximální	Střední		Mírná
			krátká	dlouhá	
<b>Trvání</b>	sukundy	desítky sekund	minuty	desítky minut	hodiny
<b>% nál. BM</b>	20000	10000	5000	1000	500
<b>Zdroje energie</b>	ATP, CP	glykolýza anaerobní	glykolýza aerobní anaerobní	glykolýza aerobní lipolýza	glykolýza aerobní lipolýza
<b>Energie - kde</b>	sval	sval	sval, krev	krev, sval	
<b>Aerobně (%)</b>	0 - 5	10 - 30	50	60 - 90	90 - 100
<b>Anaerobně (%)</b>	100 - 95	90 - 70	50	40 - 10	10 - 0
<b>Aktivity</b>	sprint	400, 800 m běh	1,5 - 3 km běh	sportovní hry	rekreační sport

*(Bartůňková, 2013, s. 20)*



## **2 Cíl, úkoly, hypotézy a metody výzkumu práce**

### **2.1 Cíl práce**

Cílem této práce je zjistit, jaká ze tří poloh (sed, stoj, kombinovaný) je pro všeobecnou nesportující populaci nejvhodnější k dosažení nejlepšího výsledku při Wingate testu. Tento cíl byl plněn testováním devatenácti probandů pomocí zátěžového testu na bicyklovém ergometru v laboratorních podmínkách.

### **2.2 Úkoly práce**

- Provedení analýzy obsahu po důkladném prozkoumání relevantních odborných zdrojů.
- Provést design výzkumu
- Získat 20 probandů ve věku 18–25 let, kteří se nevěnují žádné sportovně organizované činnosti.
- Provést testování probandů pomocí Wingate testu v laboratoři.
- Uskutečnit s probandy tři testování během jednoho týdne.
- Po ukončení testů výsledky podrobit statistické analýze.
- Zpracovat a vyhodnotit výsledky.

### **2.3 Hypotézy**

H1) Předpokládáme, že relativní průměrný výkon bude u probandů nejvyšší u testu vsedě.

H2) Předpokládáme, že nejvyšší maximální relativní výkon bude u probandů u testů ve stoje.

H3) Předpokládáme, že relativní průměrný výkon bude u probandů nejhorší v kombinované poloze z důvodu přechodu ze sedu do stoje.

### **2.4 Použité metody výzkumu**

#### **2.4.1 Obsahová analýza**

Dlouhodobě standardní metodou na interpretaci obsahu textů je obsahová analýza (Gavora, 2015). Záměrem obsahové analýzy je získat objektivní, systémový a kvantitativní popis z publikací nebo mluvených projevů. Tyto popisy se dosahují analýzou např. literatury, novin, časopisů (Štumbauer, 1990).

Obsahová analýza byla využita především v teoretické části této bakalářské práce. Díky této metodě byly získány informace, které úzce souvisí s tématem této práce. Veškerý seznam literatury, internetových zdrojů a článků je uveden ke konci této práce v referenčním seznamu literatury.

#### **2.4.2 Komparativní metoda**

Komparativní metoda byla využita pro porovnání výstupních hodnot mezi jednotlivými druhy testů (sed, stoj, kombi). Díky této metodě bylo možné stanovit, zda můžeme potvrdit či vyvrátit hypotézy.

K porovnání bylo využito Cohenovo  $d$ , které bylo vypočítáno pomocí Microsoft Excelu.

$$d = \frac{M_1 - M_2}{\sqrt{\frac{[(n_1 - 1) \cdot SD_1^2 + (n_2 - 1) \cdot SD_2^2]}{[n_1 + n_2 - 2]}}}$$

Vzorec pro výpočet hodnoty Cohenovo  $d$  je: , kdy ( $d$ ) je výsledek mezi dvěma nezávislými proměnnými při hodnocení efektu, ( $M_1$  a  $M_2$ ) je rozdíl aritmetických průměrů srovnávaných proměnných, ( $n_1$  a  $n_2$ ) je počet prvků v testovaných proměnných a ( $SD_1^2$  a  $SD_2^2$ ) jsou druhé mocniny směrodatných odchylek srovnávaných proměnných (Sigmundová & Sigmund, 2010).

Dle Cohena (1988) je hodnocení velikosti koeficientu  $d$  následující:

- $d = 0,80$  → velký efekt,
- $d = 0,50$  → střední efekt,
- $d = 0,20$  → malý efekt.

Mezi jednotlivými druhy testů byly porovnávány tyto hodnoty PP, AP, RPP, RAP, FI, AC, PHR, viz. seznam použitých zkratk.

#### **2.4.3 Metoda měření**

Tato metoda byla uskutečněna v laboratoři funkční zátěžové diagnostiky Jihočeské univerzity. Při měření v laboratoři byly využity následující přístroje:

- Ergometr LODE Excalibur Sport → Wingate test,
- InBody 770 → tělesné složení testované osoby,
- Stadiometr BSM 370 → výška testované osoby,
- Polar T31 → měření SF.

### 3 Metodika

#### 3.1 Organizace experimentu

Měření probandů proběhlo během tří dnů, vždy během jednoho týdne. Mezi každým testem by měl být v ideálním případě jeden den volna, aby byl proband schopen se zotavit a připravit se na další test. Bohužel u některých z probandů toto nebylo možné, a proto jsme se snažili minimalizovat rozestup mezi každým testem na minimálně 24 hodin. Testy byly provedeny ve stejný čas, aby nedocházelo k ovlivnění výsledků denním rytmem nebo jinými faktory, které by mohly ovlivnit výsledky. Byla tedy zajištěna co největší míra standardizace, aby výsledky byly co nejrelevantnější a zprostředkovaly co nejpřesnější informace o vlivu jízdy na kole v různých polohách na výkon.

V tabulce č. 5 můžeme vidět rozdělení pořadí poloh, v jakých pojede proband. Pořadí poloh se pokaždé měnilo v závislosti na tom, jaké pořadí měli probandi předtím. Toto rozdělení bylo zvoleno z důvodu, aby nedocházelo k ovlivnění výsledků v jednotlivých polohách. Na každých šest probandů připadlo jiné pořadí testu. Pořadí jednotlivých testů bylo vypracováno před samotným zahájením testování. Na konci tabulky ve sloupečku „probandi“ můžeme vidět počet probandů, kteří se zúčastnili testování v daném pořadí.

#### **Tabulka 5**

*Rozdělení pořadí poloh při testování*

Pořadí	30-WAT 1	30-WAT 2	30-WAT 3	Probandi
1.	SED	STOJ	KOMBI	3
2.	STOJ	KOMBI	SED	4
3.	KOMBI	SED	STOJ	3
4.	SED	KOMBI	STOJ	3
5.	STOJ	SED	KOMBI	3
6.	KOMBI	STOJ	SED	3

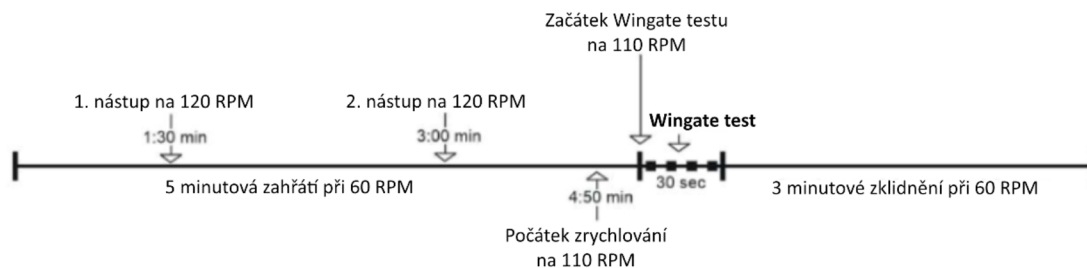
*(vlastní zpracování)*

Všem probandům bylo před začátkem testování sděleno, aby měli před každým testem stejnou denní rutinu. Během testovacího týdne nesměli pít alkohol a užívat jiné návykové látky, dále také nesměli provádět jinou fyzicky náročnou aktivitu. Tyto požadavky jsme zvolili proto, aby nedocházelo k ovlivnění výsledků různými faktory, jako například spánkem, stravováním nebo únavou po jiné fyzicky náročné aktivitě.

Před samotným testem byl proband změřen pomocí stadiometru a zvážen pomocí InBody 770, následně mu byl nasazen hrudní pás na měření tepové frekvence. Byl mu upraven ergometr, aby se na něm cítil co nejpohodlněji, a následně se mu vysvětlil průběh testu. Jak můžeme vidět na obrázku č. 4, tak test trvá celkem 8 minut, prvních 5 minut se testovaná osoba zahřívá. Proband během těchto 5 minut jede 60 RPM. Toto zahřátí obsahuje také dva nástupy z 60 RPM na 120 RPM, zrychlení je provedeno u každého z testů jinak. V případě testu vsedě jsou oba nástupy vsedě, při testu vestoje jsou oba nástupy vestoje a u testu kombinovaného je první nástup vsedě a druhý vestoje. Posledních 10 sekund zahřátí je odpočítáváno, během těchto 10 sekund proband začíná postupně zrychlovat, aby na konci odpočítávání měl rychlost mezi 110 a 115 RPM. Na konci 10sekundového odpočítávání začíná samotný test, kdy proband jede 30 sekund svým maximální úsilím. U testu v sedě proband jede celých 30 sekund v sedě, při testu vestoje se jede celých 30 sekund vestoje a u kombinovaného testu jede proband prvních 15 sekund v sedě, po uplynutí těchto 15 sekund si stoupne a dokončí test, tedy zbývajících 15 sekund vestoje. Následuje zklidnění, kdy testovaný jede 2 minuty a 30 sekund rychlostí 60 RPM, poté test končí.

### Obrázek 3

#### Průběh Wingate testu



(Kadlec et al., 2022)

## 3.2 Přístrojové zabezpečení experimentu

Přístroje, které popisují v této kapitole byly použity při laboratorním testování.

- Ergometr LODE Excalibur Sport je mezinárodně uznávaný pro svou přesnost a spolehlivost. Z důvodu, že jsou sportovci stále silnější a výkonnější, byl tento ergometr navržen pro extrémní zatížení, a to až do 2 500 Wattů. Design ergometru zajišťuje maximální stabilitu i při té nejvyšší zátěži. Díky rozšířeným možnostem nastavení polohy řídek, tak i sedla, si každá testovaná osoba najde polohu, ve které se bude cítit nejlépe pro uskutečnění testu.

V přední části řídítek je také připevněný otáčkometr, na kterém testovaná osoba může sledovat současný stav otáček za minutu (Compeak Medical Services, s.r.o., 1993)

**Obrázek 4**

*Ergometr LODE Excalibur Sport*



*(vlastní fotografie)*

- InBody 770 zajišťuje vysokou přesnost měření pomocí metody přímé analýzy segmentové multi-frekvenční bioelektrické impedance (SMF-BIA). Klasické přístroje měří tělo jako jeden válec, ale InBody 770 rozdělí tělo do 5 válců (končetiny a trup), každý válec je měřen samostatně. Abychom dosáhli co nejpřesnějších výsledků, musí být měřená osoba ve spodním prádle. K InBody 770 se připojuje počítač přes Wi-Fi nebo Bluetooth, můžeme tedy tento přístroj ovládat na dálku. Díky tomuto přístroji zjistíme u měřené osoby následující informace: tělesnou hmotnost, hmotnost tuku, kosterních svalů, BMI, vnitrobuněčnou a mimobuněčnou vodu a spoustu dalších (Compeak Medical Services, s.r.o., 1993).

**Obrázek 5**  
*InBody 770*



*(vlastní fotografie)*

- Stadiometr BSM 370 dokáže během 7 sekund změřit jak výšku, tak i hmotnost, a to díky ergometricky navržené dotykové liště s vysoce citlivým měřicím senzorem. Výškový rozsah má 90~200 cm a rozsah hmotnosti je 2~250 kg (MedSystem s.r.o., n.d.).

**Obrázek 6**  
*Stadiometr BSM 370*



*(vlastní fotografie)*

- Polar T31 je hrudní pás, který vysílá tepovou frekvenci do sporttestrů a fitness strojů. Pro všechny sporty a zátěžové testy je sledování tepové frekvence velice důležité. Pás si zapínáme okolo hrudníku pod prsy, kde snímá srdeční odezvy a posílá tyto informace v digitální verzi do přijímače (Polar-eshop.cz, 1995).

**Obrázek 7**  
*Polar T31*



*(vlastní fotografie)*

### **3.3 Programové zabezpečení experimentu**

Testování bylo zaznamenáváno pomocí programu Lode Ergometry Manager 10, ve kterém jsme také sledovali samotný průběh testu. Zároveň tento program ovládal samotný ergometr LODE Excalibur Sport. Výsledky byly následně uloženy do PDF souboru a souboru excel, kvůli následnému statistickému zpracování. Tabulky a grafy, které obsahuje tato práce byly vypracovány v tabulkovém softwaru Microsoft Excel.

Pomocí softwaru LookinBody 120 byly ukládány výsledky z přístrojů InBody 770 a ze Stadiometru BSM 370.

### **3.4 Charakteristika souboru**

Všech 19 účastníků vyplnilo písemný informovaný souhlas. U žádného z účastníků nedošlo ke kompenzaci, všechny protokoly a postupy byly v souladu s Prohlášením z Helsinek a byly schváleny studií Etické komise Pedagogické fakulty Jihočeské univerzity dne 19. října 2018 (002/2018).

Pro naše testování, které probíhalo od července do prosince roku 2022, byli zvoleni jako probandi pouze muži. Byli vybráni dotazováním studentů Jihočeské univerzity a běžné populace. Hledali jsme takové osoby, které se nevěnují žádné sportovně organizované činnosti a nestudují obor, se sportovním zaměřením. Z tohoto důvodu se jednalo o osoby, které nejsou profesionálními sportovci a nejsou v této oblasti pokročilí. Také museli být schopni se dostavit

třikrát do laboratoře funkční zátěžové diagnostiky na katedře tělesné výchovy a sportu v Českých Budějovicích.

V tabulce č. 6 můžeme vidět, že soubor jedinců byl značně rozmanitý. Lze vidět, že nejmladší testované osobě bylo 18 let a nejstaršímu 24 let, celkový průměr testovaného souboru je 21 let. Co se týče váhy, testování se zúčastnili muži, kteří měli od 53 kilogramů do 114,8 kilogramů s procenty tělesného tuku v rozmezí 3,7 % až do 37,7 %. Kromě toho lze také zaznamenat, že vzhledem k ujetým kilometrům za rok je zřejmé, že tito jedinci na kole neujedou příliš dlouhé vzdálenosti. Konkrétně se tedy jejich ujeté kilometry pohybovaly v rozmezí od 0 až do 200 kilometrů za rok. Tato různorodost v datech poskytuje důležité informace o zkoumané skupině.

### **Tabulka 6**

#### *Charakteristika probandů*

	<b>Přůměr</b>	<b>±SD</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
<b>Věk (roky)</b>	21	1	18	24
<b>Váha (kg)</b>	80,3	15,9	53,0	114,8
<b>Výška (cm)</b>	178,6	8,1	163,0	194,6
<b>Procento tuku (%)</b>	16,9	8,6	3,7	37,7
<b>Ujeté Km/rok</b>	39	56	0	200

*(vlastní zpracování)*

Výsledky z Godin Leisure-Time Exercise Questionnaire (GSLTPAQ) pro jednotlivé testované osoby (TO) poskytují zajímavý přehled o úrovni volnočasové fyzické aktivity v rámci zkoumané skupiny. GSLTPAQ je nástroj používaný k posouzení míry fyzické aktivity jednotlivců během jejich volného času, a to na základě samohodnocení. Skóre je získáváno násobením počtu aktivit různé intenzity (mírné, střední, intenzivní) odpovídajícími metabolickými ekvivalenty (METs) a jejich následným součtem, což vede k tzv. Leisure Score Index (LSI). Stupnice pro hodnocení v GSLTPAQ je následující: méně než 14 bodů značí nedostatečnou aktivitu, 14 až 23 bodů střední úroveň aktivity a více než 23 bodů klasifikuje osobu jako aktivní.

TO9 a TO12 (3 a 6 bodů): S hodnotou 3 TO9 vykazuje výrazně nízkou úroveň fyzické aktivity, což je nejnižší možná hodnota v této skupině, zatímco TO12 s hodnotou 6 se řadí k nedostatečně aktivním. Výsledky poukazují na to, že tyto osoby pravděpodobně nevyvíjejí dostatečné úsilí v oblasti volnočasové fyzické aktivity.

TO1 a TO6 (6 bodů): Tyto výsledky ukazují na nízkou úroveň volnočasové fyzické aktivity, což značí, že tyto osoby jsou nedostatečně aktivní podle GSLTPAQ stupnice. Je



pravděpodobné, že tyto osoby nevykonávají pravidelnou fyzickou aktivitu ve svém volném čase nebo se věnují převážně lehkým aktivitám.

TO2, TO4, TO11, TO13 (11 až 12 bodů): Tyto výsledky naznačují mírnou až středně nadprůměrnou úroveň volnočasové fyzické aktivity. Osoby jsou na hranici mezi nedostatečně aktivními a středně aktivními podle GSLTPAQ stupnice. Věnují se pravděpodobně pravidelně mírné fyzické aktivitě nebo občasným intenzivním aktivitám.

TO5, TO7, TO8, TO14, TO15, TO16, TO17, TO18 (13 až 18 bodů): Tito účastníci dosahují vysokých až velmi vysokých hodnot, což značí vysokou úroveň volnočasové fyzické aktivity. Podle stupnice GSLTPAQ jsou tyto osoby považovány za středně aktivní až aktivní. Pravidelně se věnují intenzivní fyzické aktivitě nebo kombinaci středně intenzivních až intenzivních aktivit.

TO10 (18 bodů): Tento výsledek je na maximální možné hodnotě v této skupině a ukazuje na velmi vysokou úroveň volnočasové fyzické aktivity. TO10 je považován za aktivní osobu, která pravidelně vykonává intenzivní fyzickou aktivitu.

Průměr (12,32): Průměrná hodnota všech testovaných osob naznačuje, že většina se řadí do kategorie mírně nadprůměrné volnočasové fyzické aktivity. To značí, že skupina jako celek vykazuje střední úroveň fyzické aktivity podle GSLTPAQ stupnice. Tento průměr ale také ukazuje na široký rozsah fyzické aktivity mezi jednotlivci, od velmi nízké po velmi vysokou.

**Tabulka 7***Výsledky Godinova dotazníku volnočasové aktivity*

TESTOVANÁ OSOBA	SOUČET
TO1	6
TO2	11
TO3	18
TO4	12
TO5	15
TO6	6
TO7	13
TO8	15
TO9	3
TO10	18
TO11	12
TO12	6
TO13	11
TO14	13
TO15	17
TO16	15
TO17	16
TO18	15
TO19	12
PRŮMĚR	12,32
MAX. HODNOTA	18
MIN. HODNOTA	3

*(vlastní zpracování)*

## 4 Výsledky

V tabulce č. 8 jsou uvedeny výsledky maximálního a průměrného výkonu, kterých účastníci dosáhli ve třech různých pozicích během Wingate anaerobního testu. V sedě dosáhli účastníci průměrného maximálního výkonu 825 wattů, ve stoji 844 wattů a v kombinované pozici zahrnující obě polohy 839 wattů. Průměrný výkon činil v sedě 601 wattů, ve stoji 581 wattů a v kombinované poloze 599 wattů. Relativní průměrný výkon (RPP) dosáhl shodné hodnoty  $7,6 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  v sedě i kombinované poloze. Ve stoji byla hodnota RPP mírně nižší -  $7,4 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Naopak relativní maximální výkon byl stejný ve stoji a kombinované poloze -  $10,8 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . V sedě byla tato hodnota nižší -  $10,5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Index únavy se lišil podle pozice následovně. V sedě dosáhl průměrně 47 %, ve stoji 55 % a v kombinované poloze 51 %. Nižší index únavy v sedě naznačuje, že tato pozice byla pro účastníky méně náročná než stoj. Tyto informace mohou být důležité pro hodnocení fyziologické zátěže a komfortu během testu. Průměrný počet otáček za minutu (RPM) se mezi pozicemi příliš nelišil – v sedě 132, ve stoji 134 a v kombinované poloze 133. Průměrná maximální srdeční frekvence dosáhla v sedě 184 tepů za minutu (BPM), ve stoji 189 BPM a v kombinované poloze 186 BPM. Vyšší hodnoty BPM ve stoji ukazují na větší fyzickou náročnost této pozice oproti sedu.

### Tabulka 8

*Výsledky výkonů pro 3 různé protokoly Wingate testu*

	SED		STOJ		KOMBI	
	Průměr	±SD	Průměr	±SD	Průměr	±SD
Maximální výkon (W)	825	122	844	159	839	138
Průměrný výkon (W)	601	89	581	105	599	104
Relativní průměrný výkon ( $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ )	7,6	1,1	7,4	1,1	7,6	1,0
Relativní maximální výkon ( $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ )	10,5	1,7	10,8	2,2	10,8	2,0
Index únavy	47	10	55	15	51	10
Maximální otáčky (rpm/60)	132	11	134	14	133	11
Maximální srdeční frekvence (bpm)	184	11	189	12	186	14

*(vlastní zpracování)*

Tabulka č. 9 ukazuje výsledky Cohena  $d$ , které bylo použito k určení věcné významnosti rozdílů mezi testy. Při porovnání testů sed a stoj byly pozorovány největší, ale stále malé rozdíly u průměrného výkonu ( $d=-0,2$ ;  $p=0,57$ ), relativně průměrného výkonu ( $d=-0,25$ ;  $p=0,57$ ), indexu únavy ( $d=0,6$ ;  $p=0,08$ ) a maximální srdeční frekvence ( $d=0,47$ ). Mezi testy stoj a kombi byly zjištěny malé rozdíly u relativně průměrného výkonu ( $d=0,2$ ;  $p=0,46$ ), indexu únavy ( $d=-0,27$ ;  $p=0,42$ ) a maximální srdeční frekvence ( $d=-0,2$ ). Při srovnání testů sed a kombi

se ukázaly malé rozdíly pouze u indexu únavy ( $d=0,4$ ;  $p=0,23$ ) a maximální srdeční frekvence ( $d=0,22$ ). Ačkoliv byly nalezeny určité rozdíly mezi testy, podle stupnice hodnocení věcné významnosti Cohena  $d$  a statistické významnosti se jedná ve všech případech pouze o malé rozdíly bez větší praktické významnosti.

**Tabulka 9**  
*Výsledky Cohena  $d$*

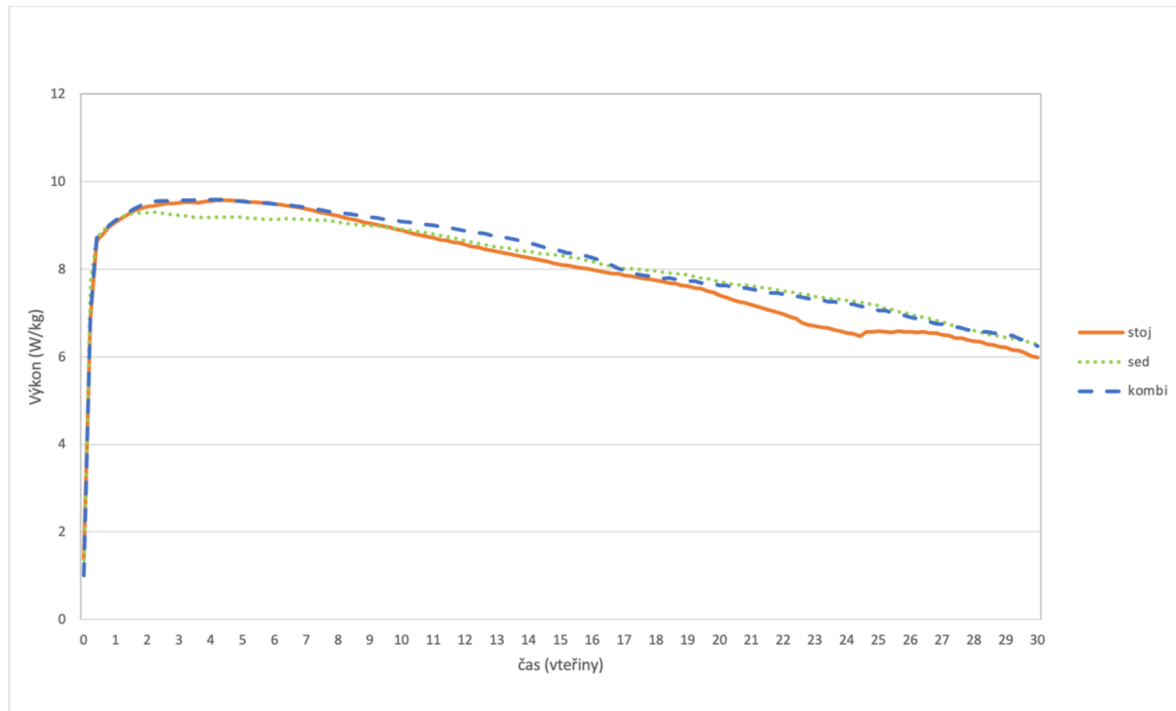
	sed:stoj	stoj:kombi	sed:kombi
<b>Maximální výkon (W)</b>	0,13	-0,03	0,11
<b>Průměrný výkon (W)</b>	-0,2	0,17	-0,02
<b>Relativní průměrný výkon (<math>W \cdot kg^{-1}</math>)</b>	-0,25	0,2	-0,04
<b>Relativní maximální výkon (<math>W \cdot kg^{-1}</math>)</b>	0,15	-0,01	0,15
<b>Index únavy</b>	0,6	-0,27	0,4
<b>Maximální otáčky (rpm/60)</b>	0,12	-0,09	0,03
<b>Maximální srdeční frekvence (bpm)</b>	0,47	-0,2	0,22

*(vlastní zpracování)*

Graf č. 2 znázorňuje průběh relativního průměrného výkonu během Wingate testu ve třech různých pozicích – stoj, sed a jejich kombinace. Každý bod na křivce představuje průměrnou hodnotu všech testovaných osob v daném časovém okamžiku (interval 0,2 sekundy). Na začátku testu jsou výkony pro všechny pozice poměrně nízké ( $1-2 W \cdot kg^{-1}$ ), což je očekávané, jelikož test startuje bez předchozího zatížení. Prudký nárůst hodnot v prvních sekundách odráží rychlou aktivaci anaerobních systémů dodávajících energii pro maximální krátkodobý výkon. Kolem druhé sekundy dosahují všechny pozice podobné úrovně výkonu, přičemž kombinovaná pozice vykazuje mírně vyšší hodnoty. To naznačuje efektivní využití silových předpokladů obou základních pozic. Výkon dále stoupá a vrcholí přibližně v páté sekundě, kde kombinovaná pozice dosahuje nejvyšší hodnoty  $9,46 W \cdot kg^{-1}$ . Tento okamžik představuje maximální využití anaerobního systému před nástupem únavy. Poté začíná postupný pokles výkonu ve všech pozicích vlivem vyčerpání anaerobních zdrojů energie a narůstající svalové únavy. Kombinovaná pozice vykazuje mírnější pokles, což může značit lepší schopnost udržet výkon zapojením různých svalových skupin. V závěrečných sekundách testu je pokles výkonu zřetel u všech pozic, nejnižší hodnoty dosahuje stoj, pravděpodobně kvůli větší náročnosti na koordinaci a rovnováhu. Sed vykazuje relativně nejmenší pokles, což může být výhodné pro disciplíny vyžadující delší časové úseky vysokého výkonu. V poslední sekundě

jsou hodnoty výrazně nižší oproti maximům. Kombinovaná pozice si stále udržuje mírný náskok ( $6,24 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) nad stojem ( $5,98 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) a sedem ( $6,29 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ).

Tato data poskytují trenérům a vědcům cenné informace o vlivu různých pozic na schopnost generovat a udržet výkon. Mohou pomoci při tvorbě tréninkových plánů cílených na rozvoj specifických energetických systémů a celkové výkonnosti sportovců. Výsledky také naznačují, že kombinovaná pozice může být optimální pro sporty vyžadující dynamické změny mezi statickým a dynamickým výkonem.



## Graf 2

Relativní průměrný výkon ( $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) pro všechny testované osoby se záznamem každých 0,2 sekundy (vlastní zpracování)

### 4.1 Průměrný výkon

K důkladnějšímu posouzení statistické významnosti rozdílů mezi jednotlivými polohami byly provedeny post-hoc testy, které umožnily párové porovnání. Při srovnání poloh sed a stoj byla zjištěna  $p$ -hodnota 0,57, což je výrazně nad hranicí statistické významnosti (0,05). Podobně  $p$ -hodnota pro porovnání poloh sed a kombi dosáhla hodnoty 0,88, která také značně převyšuje akceptovanou hladinu významnosti.  $P$ -hodnota pro srovnání poloh stoj a kombi činila 0,46, což opět překračuje hranici pro statistickou významnost.

Na základě těchto výsledků můžeme konstatovat, že v rámci provedené studie nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly v průměrném relativním výkonu ( $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) mezi žádnou z

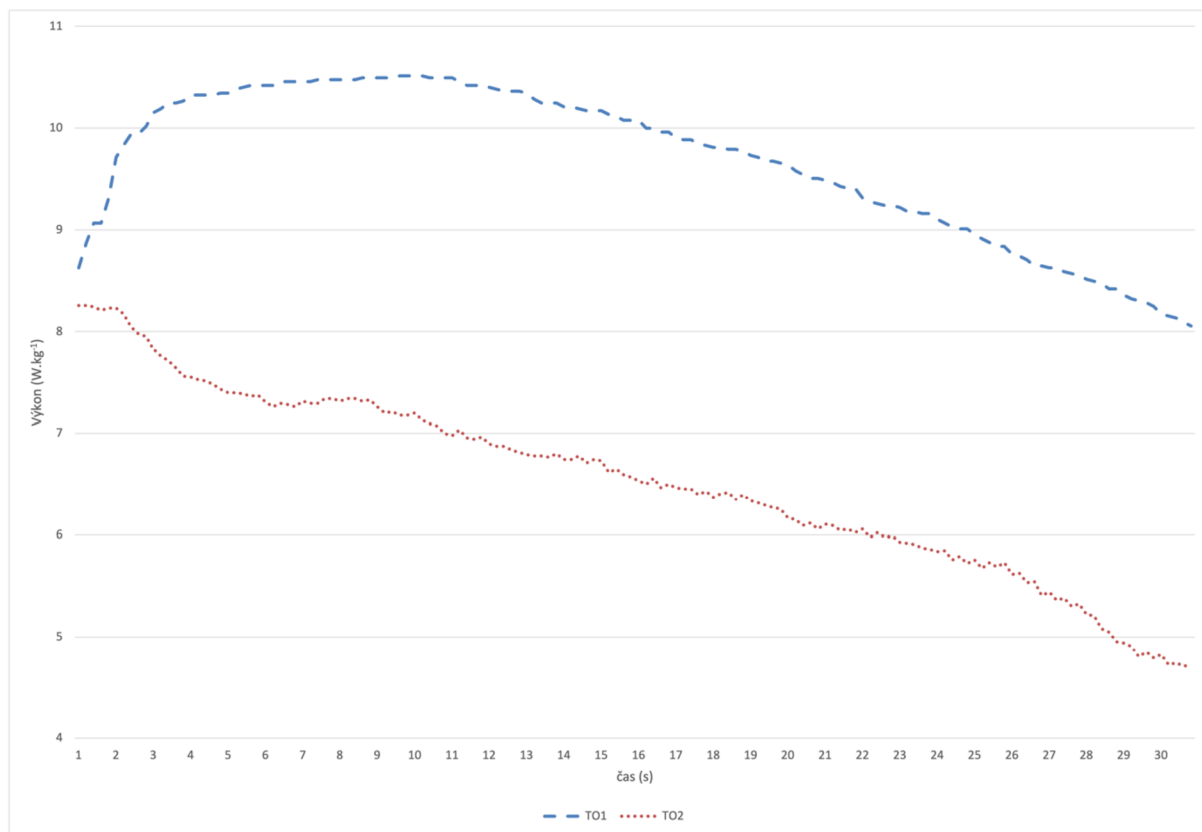
testovaných poloh. Tato zjištění naznačují, že pozice těla během Wingate testu nemá zásadní vliv na průměrný výkon vztažený k tělesné hmotnosti.

Absence statisticky významných rozdílů mezi polohami je důležitá pro interpretaci výsledků studie. Nelze tvrdit, že by určitá pozice těla poskytovala výhodu z hlediska průměrného relativního výkonu. Trenéři a sportovci by proto neměli upřednostňovat jednu polohu před ostatními pouze na základě domněnky o jejím pozitivním vlivu na výkonnost.

## **4.2 Nejlepší a nejhorší průměrný výkon**

Graf č. 3 ukazuje průběh anaerobního výkonu dvou testovaných osob (TO1 a TO2) během Wingate testu. TO1 začíná test s počátečním výkonem  $8,62 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  a na konci dosahuje hodnoty  $10,17 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Tento nárůst svědčí o schopnosti TO1 udržet vysokou intenzitu výkonu po celou dobu testu, což naznačuje dobrou anaerobní kapacitu a odolnost vůči únavě. Naproti tomu TO2 má podobný počáteční výkon  $8,25 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , ale následně u něj dochází k výraznému poklesu až na  $4,72 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Tento prudký pokles výkonu může signalizovat nižší anaerobní kapacitu, rychlejší nástup únavy a omezenou schopnost podávat maximální výkon při déletrvajícím anaerobním zatížení.

Celkově lze z výsledků usuzovat, že TO1 má lepší předpoklady pro sporty s vysokými nároky na anaerobní výkonnost a silovou vytrvalost. Pro TO2 by naopak bylo vhodné zařadit cílený trénink zaměřený na rozvoj anaerobní kapacity a oddálení nástupu únavy, aby se jeho výkon při maximální zátěži zlepšil a dokázal jej udržet po delší dobu.



**Graf 3**

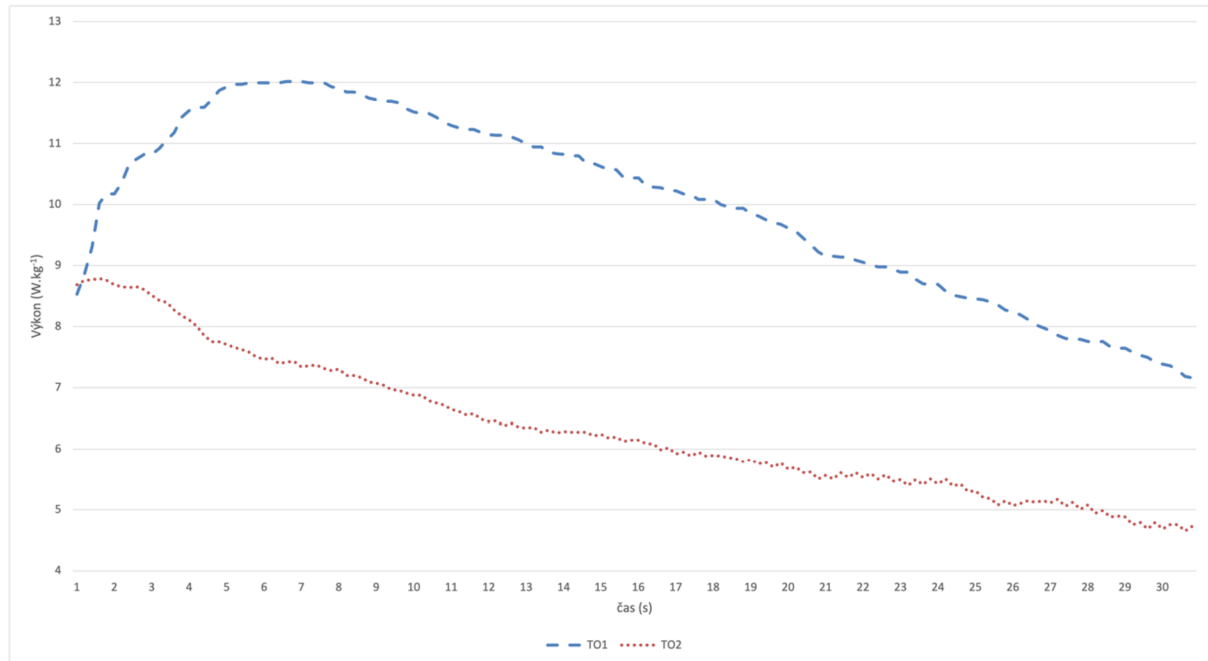
*Porovnání nejlepšího a nejhoršího průměrného výkonu v sedě (vlastní zpracování)*

Na grafu č. 4 můžeme vidět, že u výkonu TO1, je patrné, že se hodnoty pohybují v poměrně širokém rozmezí. V první sekundě máme hodnotu  $8,53 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , která postupně stoupá až na maximum  $12,02 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  během šesté sekundy. Po tomto vrcholu však pozorujeme pokles, který je charakteristický pro vyčerpání anaerobní kapacity a přechod do fáze, kde je výkon omezený. Tento pokles je poměrně prudký, kdy v posledních sekundách testu vidíme hodnoty klesající až k  $7,16 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ .

Na druhé straně, TO2 ukazuje méně proměnlivý výkon. Hodnoty se pohybují v užším rozmezí, začínají na  $8,69 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  v první sekundě a pomalu, ale stále klesají, dokud nejsou v posledních sekundách testu na úrovni okolo  $4,73 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Z toho lze usuzovat, že TO2 má možnou vyšší aerobní kapacitu nebo lepší schopnost vydržet konzistentní výkon po delší dobu, což může být prospěšné ve sportech vyžadujících vytrvalost.

Zajímavým aspektem je, že oba jedinci začínají na podobné úrovni, ale jejich výkonnostní křivky se postupně rozcházejí. TO1 začíná s vysokým výkonem a rychle klesá, což naznačuje rychlý nástup únavy a snížení výkonu. TO2 naopak vykazuje pomalejší pokles, což může ukazovat na lepší odolnost vůči únavě nebo různou strategii rozdělení sil.

Celkově lze z těchto výsledků usuzovat, že oba jedinci mají různé fyziologické profily a strategie, což se projevuje v jejich výkonnostních křivkách. Analyzováním těchto dat by mohli trenéři a sportovci lépe pochopit, jak rozložit úsilí během vysoce intenzivního výkonu a jak se připravit na specifické energetické požadavky.



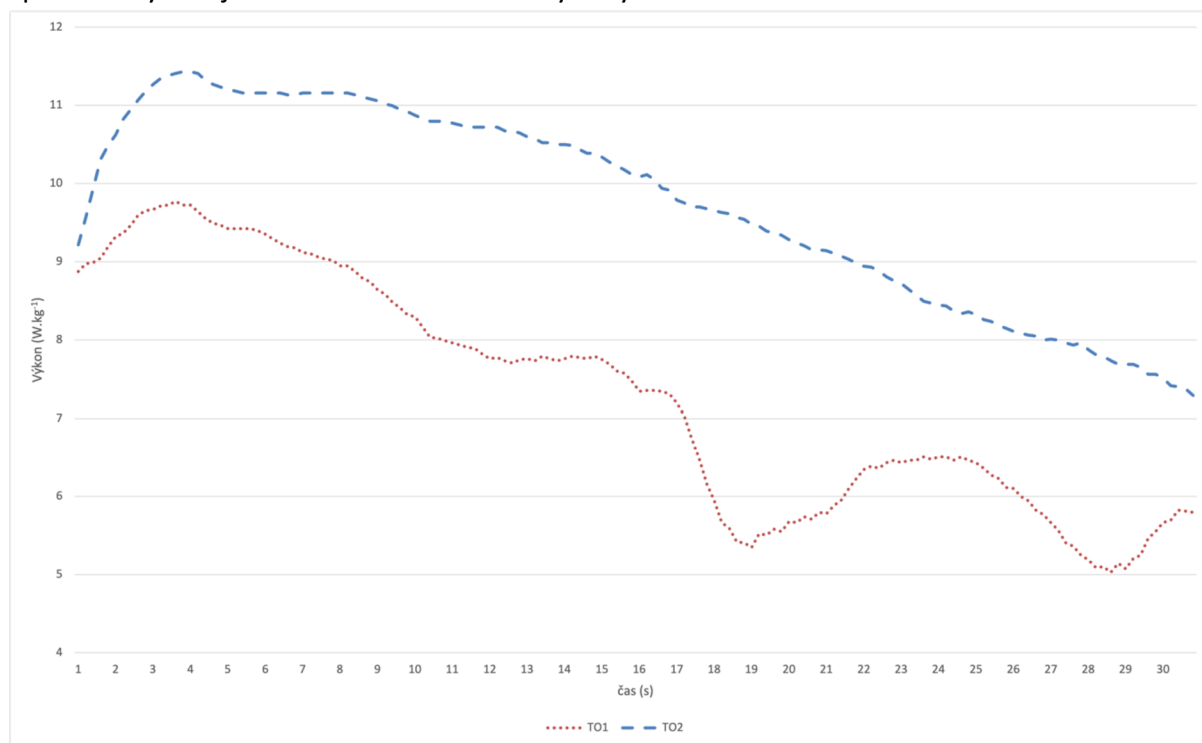
#### Graf 4

*Porovnání nejlepšího a nejhoršího průměrného výsledku ve stoje (vlastní zpracování)*

Graf č. 5 ukazuje rozdílné výkonnostní charakteristiky dvou testovaných osob (TO1 a TO2) během 30sekundového Wingate testu. TO1 začíná na hodnotě  $8,87 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  a postupně se zvyšuje na  $9,79 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  v páté sekundě. TO2 startuje na  $9,22 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  a stoupá až k  $11,43 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  ve stejném časovém úseku. Obě osoby dosahují vrcholu výkonu v prvních pěti sekundách, což naznačuje rychlé nasazení a využití anaerobních energetických systémů. Po dosažení maxima vykazuje TO1 postupný pokles výkonu, klesající na  $9,39 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  v šesté sekundě a dále až na konečnou hodnotu  $5,79 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  v poslední sekundě. Tento trend je charakteristický pro vysoce intenzivní aktivity, kde po vyčerpání anaerobních zásob energie dochází k poklesu výkonu vlivem únavy. Naproti tomu TO2 ukazuje vyšší počáteční výkon a méně prudký pokles, což může naznačovat lepší anaerobní kapacitu nebo efektivnější využití energie během testu. Hodnoty TO2 klesají z  $11,43 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  v páté sekundě na  $7,29 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  v závěru testu, což stále představuje relativně vysoký výkon ve srovnání s TO1.



Rozdíly mezi TO1 a TO2 mohou být dány různými faktory, jako jsou genetické predispozice, trénovanost, vytrvalost a schopnost odolávat únavě. TO2 se zdá být silnější v dlouhodobém udržení výkonu, což by mohlo být výhodou ve vytrvalostních disciplínách. TO1 má naopak rychlejší nástup výkonu, ale i rychlejší pokles, což by mohlo být benefitem v sportech vyžadujících krátké a intenzivní výkony.



**Graf 5**

*Porovnání nejlepšího a nejhoršího průměrného výsledku v kombinované poloze (vlastní zpracování)*

### 4.3 Průměrné relativní výkony všech testovaných

Z grafu č. 6 lze vyčíst, že účastníci začínají s různými úrovněmi výkonu, což odráží individuální rozdíly ve fyzické kondici a anaerobní kapacitě. V prvních sekundách testu lze často vidět nárůst výkonu, což naznačuje, že testované osoby vkládají maximální úsilí do dosažení co nejvyššího výkonu.

Jak test postupuje, u některých účastníků dochází k postupnému poklesu výkonu, což je indikací toho, že jejich anaerobní systémy jsou vyčerpány a nejsou schopni udržet počáteční intenzitu. Tento pokles výkonu je důležitým ukazatelem anaerobní vytrvalosti testované osoby a její schopnosti regenerovat anaerobní energii.

Zajímavé je, že někteří účastníci mohou vykazovat relativně stabilní výkon po celou dobu testu nebo dokonce zaznamenat mírný nárůst výkonu v pozdějších fázích. To může

ukazovat na vynikající anaerobní kondici a také schopnost efektivně využívat anaerobní metabolické dráhy.

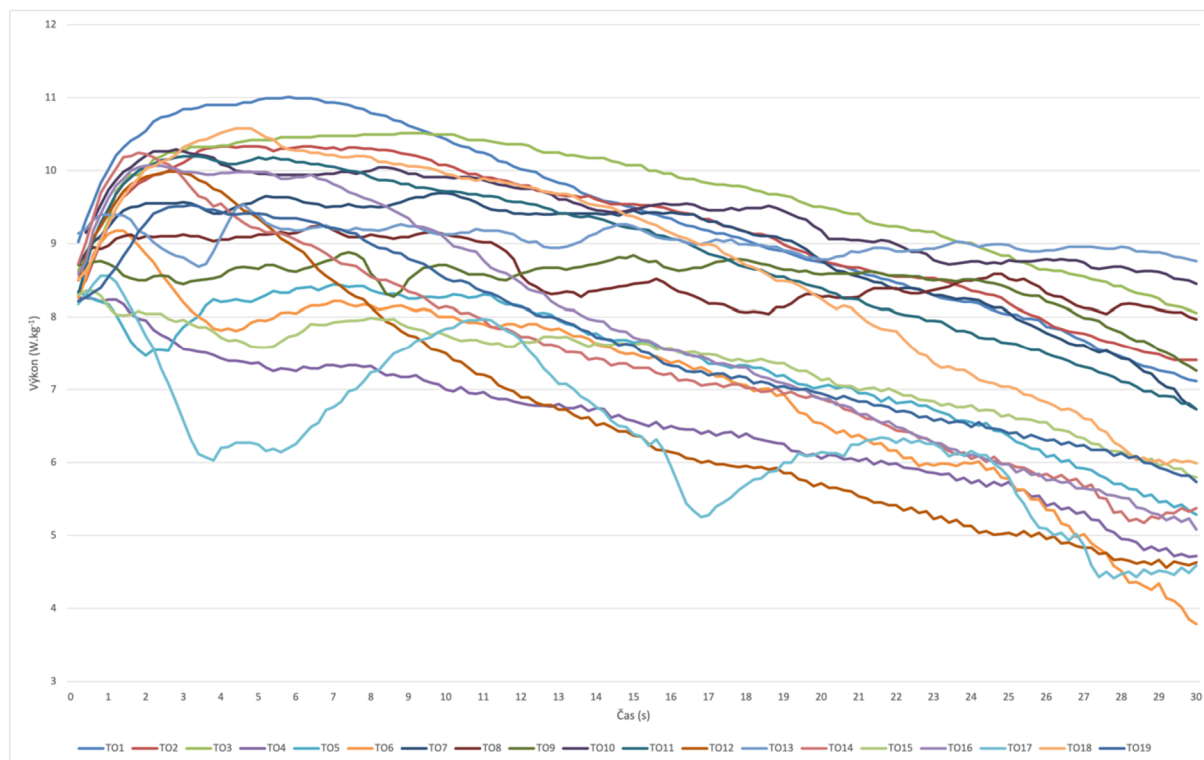
V grafu jsou také patrné individuální rozdíly mezi účastníky, což ukazuje na různorodost v jejich fyzické připravenosti a anaerobních schopnostech. Někteří účastníci mohou mít vyšší počáteční výkon, ale rychleji se unaví, zatímco jiní mohou mít nižší startovní výkon, ale jsou schopni udržet stabilnější výkon po delší dobu.

Například, testovaná osoba označená jako TO1 začíná s výkonem  $9,03 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  a postupně se její výkon zvyšuje, což naznačuje dobrou anaerobní kapacitu a schopnost udržet vyšší výkon během celého testu. Naopak, testovaná osoba TO2 má počáteční výkon  $8,34 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  a během testu vykazuje menší variabilitu ve výkonu, což může naznačovat určité omezení v její schopnosti generovat vysoký výkon pod anaerobní zátěží.

Zajímavý je případ testované osoby TO3, která začíná s výkonem  $8,63 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  a během testu vykazuje výrazný nárůst výkonu, což ukazuje na výbornou anaerobní adaptaci a schopnost rychle reagovat na vysokou fyzickou zátěž. Tento nárůst může být také důkazem efektivního využívání anaerobních energetických systémů.

Na druhé straně, testovaná osoba TO4 začíná s výkonem  $8,26 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  a její výkon během testu kolísá, což naznačuje možné obtíže s udržením konzistentního výkonu pod vysokou zátěží. Tato variabilita může být ovlivněna řadou faktorů, včetně fyzické kondice, úrovně unavení nebo schopnosti regenerace během krátkých odpočinkových období v rámci testu.

V případě testované osoby TO5 lze vidět poměrně stabilní výkon s mírným nárůstem, což naznačuje dobrou vytrvalost a schopnost udržet si vysokou úroveň výkonu po delší dobu. Stabilita výkonu může být také znakem dobře rozvinuté anaerobní vytrvalosti a efektivního managementu energetických zdrojů během intenzivní fyzické aktivity.



**Graf 6**

*Průměrné relativní výkony všech testovaných osob v sedě (vlastní zpracování)*

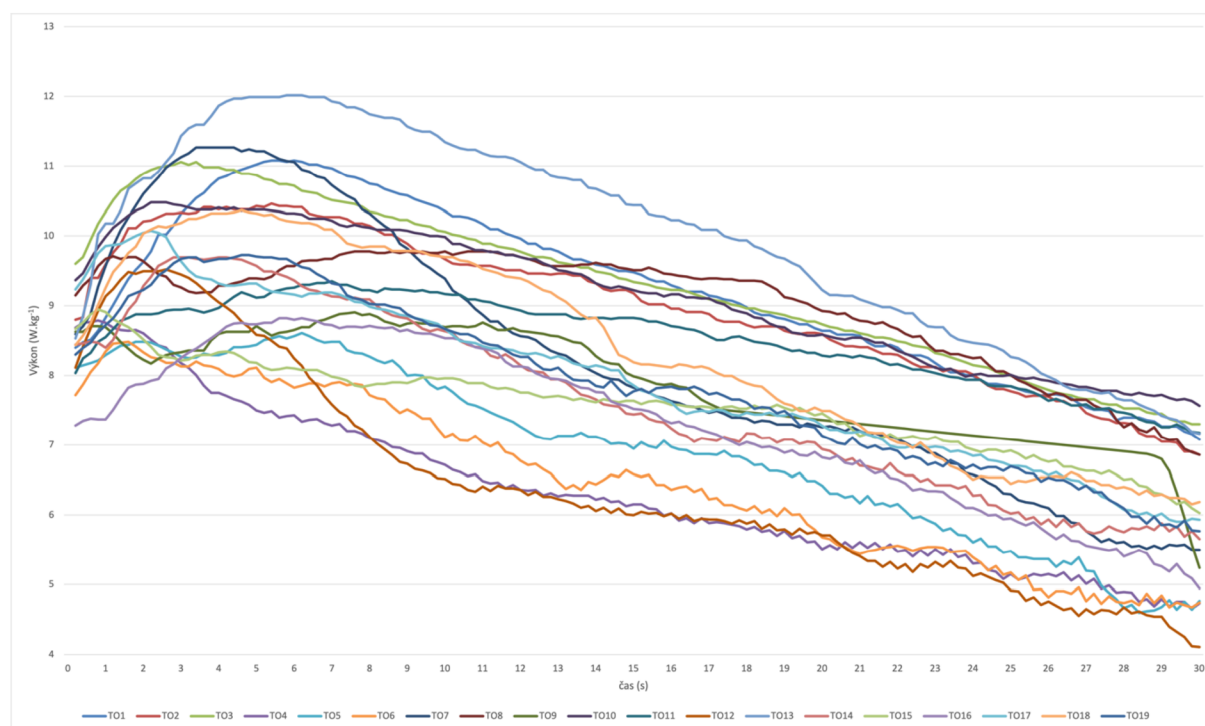
Graf č. 7 zobrazuje průměrný výkon ve stoji z Wingate testu u běžné populace v průběhu 30 sekund. Výsledky jsou uvedeny ve wattech na kilogram tělesné hmotnosti ( $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ).

Na začátku testu dosahují testované osoby výkonu kolem  $8\text{--}9,5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Nejvyšší hodnoty přes  $10 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  jsou pozorovány u osob TO3, TO2 a TO19 v prvních 5 sekundách testu. V průběhu testu výkon postupně klesá u všech osob. Největší pokles je patrný mezi 10. a 20. sekundou, kdy se hodnoty snižují zhruba o  $1\text{--}2 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Nejstrmější pokles vykazují osoby s nejvyšším počátečním výkonem. Ve 20. sekundě se výkon většiny osob pohybuje mezi  $7\text{--}8 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Výjimkou jsou TO3 a TO2, kteří si udržují hodnoty nad  $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$  i v této fázi. V posledních 10 sekundách je pokles výkonu pozvolnější. Na konci testu ve 30. sekundě dosahují testovaní průměrně  $6\text{--}7,5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Nejnižší koncové hodnoty kolem  $6 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  mají TO10 a TO11.

Celkově lze pozorovat, že osoby s nejvyšším výkonem v úvodu (TO3, TO2, TO19) si udržují nadprůměrné hodnoty v průběhu celého testu a končí s výsledky nad  $7 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Naopak osoby jako TO10 a TO11 vykazují podprůměrný výkon po celou dobu a v závěru klesají k  $6 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Zajímavé je srovnání osob TO1 a TO18. Přestože TO1 začíná na vyšších hodnotách kolem  $9 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  oproti  $8,5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  u TO18, jejich výkonnostní křivky se protínají kolem 13. sekundy a v druhé polovině testu má již TO18 lepší výsledky. V cíli dosahuje TO18 hodnoty  $7,3$

$\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , zatímco TO1 pouze  $7,1 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Ukazuje se tak, že počáteční výkon nemusí nutně predikovat konečné umístění. Překvapivě vyrovnané výkony po celou dobu testu podává TO16, který začíná na  $7,3 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  a končí na  $7,0 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , což představuje jeden z nejmenších poklesů ze všech testovaných osob.

Celkově graf názorně demonstuje typický průběh anaerobního Wingate testu – prudký nárůst výkonu v prvních sekundách následovaný postupným poklesem až do vyčerpání energetických rezerv. Individuální rozdíly mezi testovanými osobami jsou značné a ukazují na variabilitu anaerobní kapacity u běžné populace. Výsledky mohou sloužit jako cenný podklad pro posouzení anaerobní výkonnosti ve srovnání s konkrétními jedinci či skupinami.



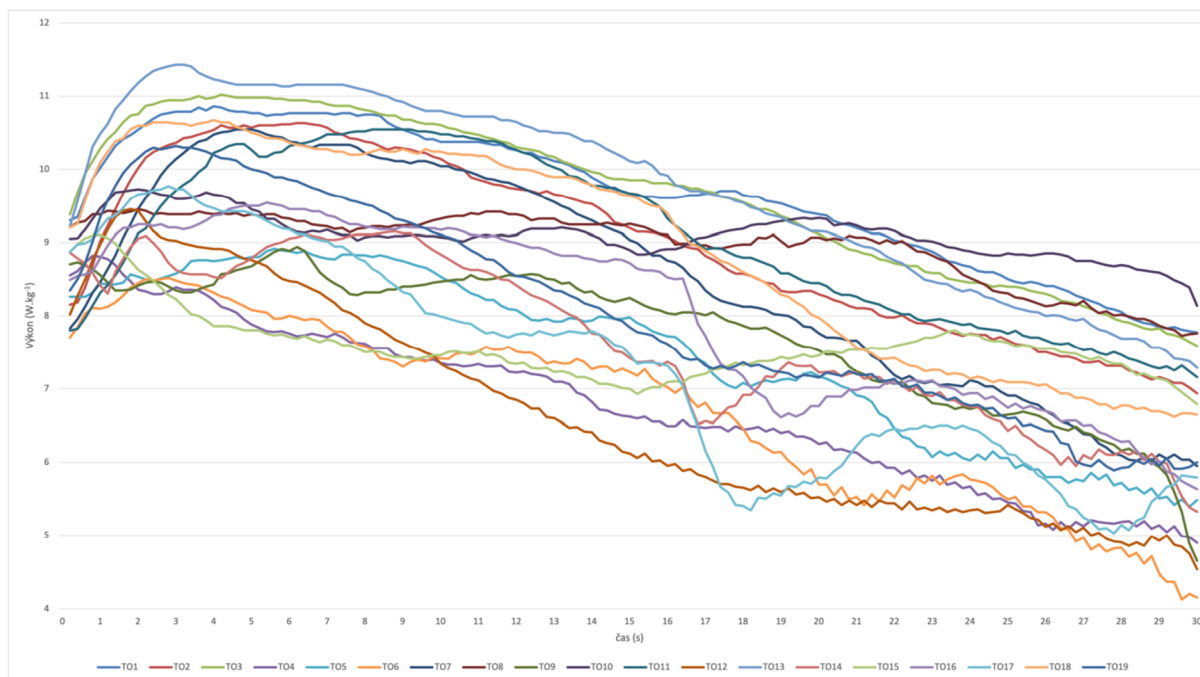
**Graf 7**

*Průměrné relativní výkony všech testovaných osob ve stoji (vlastní zpracování)*

Graf č. 8 ukazuje výsledky průměrného výkonu v kombinované poloze. Na začátku testu dosahují testované osoby nejvyšších hodnot výkonu kolem  $10 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Nejlepších výsledků dosahuje osoba TO3, která má výkon přes  $10,9 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  kolem 4.-5. sekundy testu. Ostatní osoby se pohybují většinou v rozmezí  $10-10,8 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  v úvodních 5 sekundách. V polovině testu kolem 15. sekundy se výkony pohybují nejčastěji mezi  $8-10 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . I nadále zůstává nejlepší TO3 s hodnotami kolem  $10,9 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Velký propad naopak zaznamenaly např. TO4 a TO6 pod  $8 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Trend pozvolného poklesu výkonu pokračuje i v druhé polovině testu. Kolem 20.-25. sekundy se většina osob dostává pod hranici  $9 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , mnozí i pod  $8 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . TO3 si stále udržuje nejlepší výkon, i když i u ní nastal zlatelný pokles k  $9,5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . V

závěrečných sekundách testu se rozdíly mezi probandy ještě zvýrazňují. Zatímco TO3, TO1 a TO8 neklesly pod  $7,5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , u TO4, TO10 a TO16 se výkon propadl až k  $5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  a níže. V 30. sekundě na konci testu je velký rozdíl výsledků a to od  $7,8 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  u nejlepší TO3 po  $4,9 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  u nejhorší TO4.

U TO1, TO8, TO10 a TO15 můžeme pozorovat, že v polovině testu, kdy se přechází ze sedu do stoje, dochází k mírnému nárůstu výkonu, který je při testování profesionálních sportovců běžný. Tento nárůst je způsoben zapojením větších svalových skupin dolních končetin a trupu při přechodu do stoje, což umožňuje krátkodobě zvýšit podávaný výkon. Jedná se o projev dobré koordinace a silové připravenosti těchto sportovců. Naopak u TO16 a TO17 vidíme v polovině testu prudký pád výkonu, který poukazuje právě na nezvládnutí přechodu z pozice sed do pozice stoj, kvůli nedostatečné koordinaci pohybu a síle svalů trupu a nohou. Tito jedinci pravděpodobně nemají dostatečnou úroveň silové připravenosti a stabilizace trupu, aby dokázali efektivně využít větší svalové skupiny po změně pozice. Výsledkem je výrazná ztráta výkonu v druhé polovině testu. Tyto rozdíly ukazují, jak je důležitá specifická sportovní příprava pro zvládnutí přechodových fází během zátěže. Dobře trénovaní sportovci dokáží změnu pozice využít pro krátkodobé zvýšení výkonu, zatímco nedostatečně připravení jedinci při změně pozice výrazně ztrácejí. Z hlediska absolutního poklesu výkonu mezi začátkem a koncem testu je na tom nejlépe TO8, která ztratila  $1,6 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Největší propad o  $5,4 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  zaznamenala TO4. V relativním vyjádření je však pokles výkonu u všech osob dost podobný mezi 30-50 %.



**Graf 8**

*Průměrné relativní výkony všech testovaných osob při kombinované poloze (vlastní zpracování)*

#### 4.4 Maximální výkon

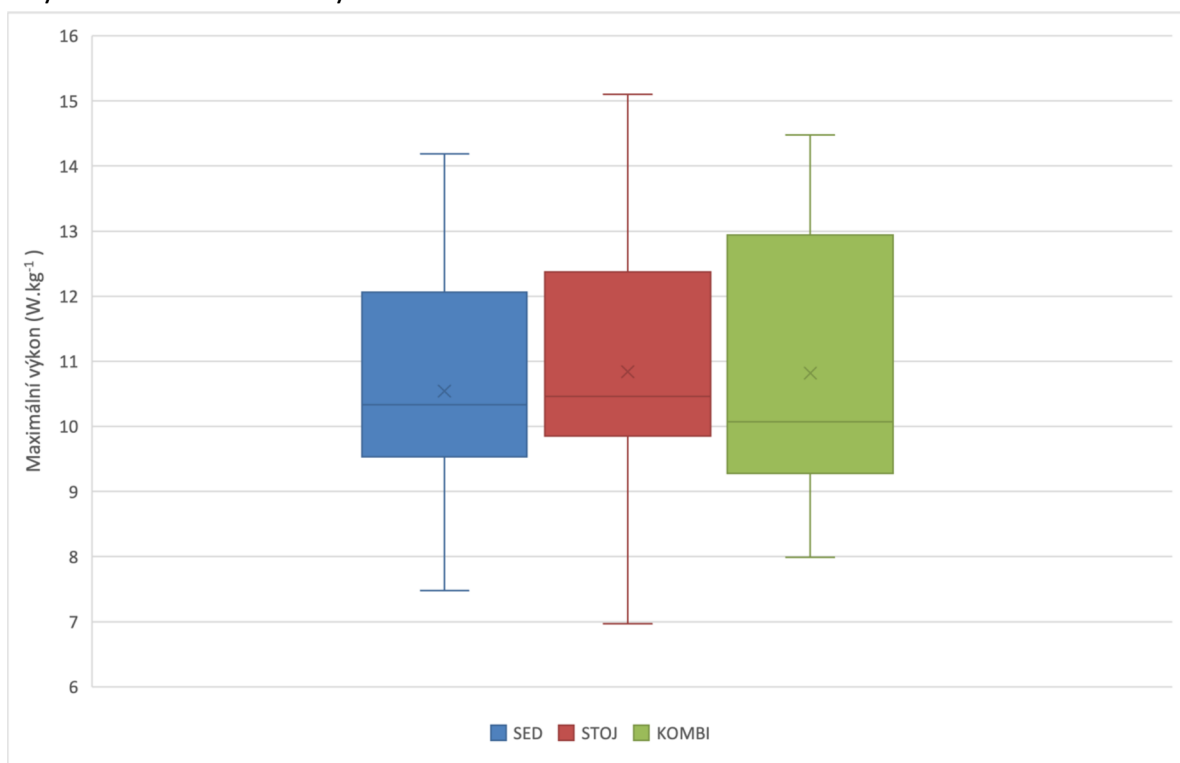
Detailnější pohled na rozdíly mezi porovnávanými skupinami poskytly post-hoc testy.  $P$ -hodnota mezi skupinami sed a stoj dosáhla 0,69, podobně vyšla také  $p$ -hodnota mezi skupinami sed a kombi 0,74 a  $p$ -hodnota mezi skupinami stoj a kombi vyšla 0,93. Žádný z výsledků neukazuje na statisticky signifikantní rozdíly mezi polohami.

Výsledky tedy naznačují, že v maximálním výkonu při Wingate testu se neprojevil statisticky významný rozdíl mezi polohami sed, stoj a jejich kombinací. Tato zjištění mohou být relevantní pro další výzkum ve sportovní vědě a fyziologii, neboť indikují, že změna polohy těla nemusí významně ovlivňovat maximální výkon při krátkodobé intenzivní zátěži, jakou představuje Wingate test. Je však třeba zdůraznit, že výsledky je nutné interpretovat s ohledem na specifické podmínky testu a charakteristiky testovaného souboru. Další výzkum by mohl přinést hlubší vhled do vlivu různých poloh těla na výkon a ověřit, zda by se rozdíly neobjevily za jiných podmínek či u odlišných skupin probandů.

Analýza průměrného i maximálního výkonu na základě  $p$ -hodnot ukázala, že v obou případech nebyly mezi skupinami detekovány statisticky signifikantní rozdíly. Neexistují tedy dostatečně silné statistické důkazy pro tvrzení, že by se tyto skupiny v průměrném výkonu lišily. Post-hoc testy potvrdily absenci signifikantního rozdílu mezi všemi dvojicemi

porovnávaných skupin, a to jak u průměrného, tak maximálního výkonu. Výsledky tak naznačují konzistentnost výkonu napříč testovanými polohami.

Graf č. 9 znázorňuje výsledky maximálního výkonu dosažené při Wingate testu v různých pozicích. V sedě byla nejvyšší zaznamenaná hodnota  $14,19 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , kterou dosáhl testovaný TO2. Tato hodnota představuje vrchol výkonnosti v této pozici. Naopak minimální hodnota  $7,48 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , zaznamenaná u TO6, ukazuje na široký rozsah výkonů mezi testovanými osobami. Medián této kategorie, umístěný ve středu datové sady, byl  $10,33 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , což naznačuje, že polovina testovaných dosáhla výkonu nižšího a polovina vyššího než tato hodnota. Ve stoje dosáhl TO2 opět nejvyššího výkonu  $15,1 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Minimální hodnota ve stoje byla  $6,97 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  (TO6), což poukazuje na ještě větší variabilitu výkonů ve srovnání se sedem. Medián pro stoj byl stanoven na  $10,46 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , indikující mírně vyšší průměrný výkon oproti sedu. V kombinované pozici byl nejvyšší výkon  $14,48 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  (TO14), naznačující, že někteří testovaní mohou preferovat kombinaci různých pozic. Nejnižší hodnota v této kategorii byla  $7,99 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  (TO6) a medián  $10,07 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Tento medián je srovnatelný s hodnotami z ostatních pozic, což naznačuje, že kombinovaná pozice neposkytuje výraznou výhodu ani nevýhodu v maximálním výkonu.



**Graf 9**

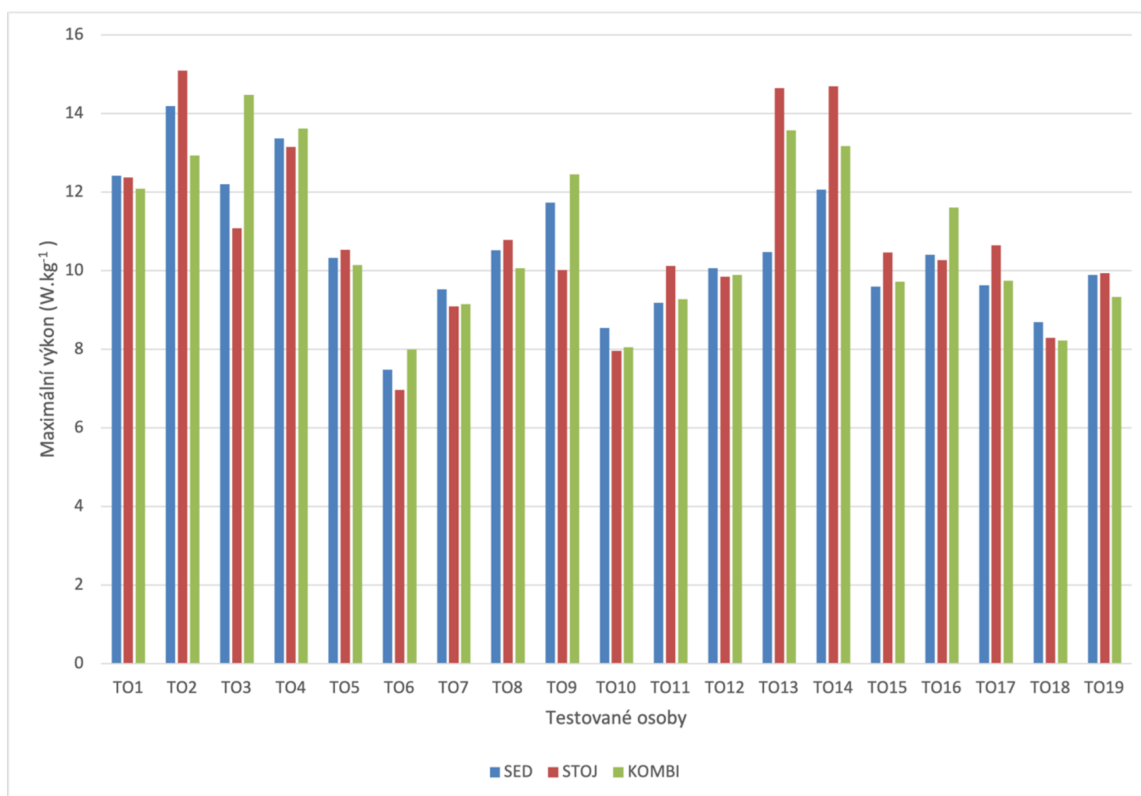
*Maximální výkon v jednotlivých polohách (vlastní zpracování)*

Analýza výsledků v grafu č. 10 odhaluje značnou interindividuální variabilitu. Nejvyššího absolutního výkonu dosáhl subjekt TO2, a to  $15,1 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  ve stoje. Tentýž subjekt měl i nejvyšší výkon vsedě ( $14,19 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ). Naopak nejnižších hodnot dosahoval subjekt TO6, jehož maximální výkon se pohyboval kolem  $7 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  ve všech třech pozicích. Tyto rozdíly ukazují, že úroveň anaerobní výkonnosti se mezi jedinci může lišit téměř dvojnásobně.

Porovnání průměrných hodnot pro jednotlivé polohy těla ukazuje, že rozdíly jsou poměrně malé. Průměrný výkon vestoje ( $10,84 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) je jen nepatrně vyšší než průměrný výkon vsedě ( $10,54 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) a v kombinované pozici ( $10,82 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ). Z toho by se dalo usuzovat, že pozice těla nemá na výsledný výkon příliš velký vliv. Ovšem individuální výsledky odhalují, že u některých subjektů se výkony mezi pozicemi liší výrazněji. Příkladem jsou subjekty TO13 a TO14, kteří dosáhli vestoje o více než  $4 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  vyššího výkonu než vsedě. U subjektu TO13 činil tento rozdíl dokonce 40 % ( $10,48 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  vsedě vs.  $14,65 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  vestoje). Naopak subjekt TO3 podal nejlepší výkon v kombinované pozici ( $14,48 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ), zatímco jeho výkony vsedě a vestoje byly výrazně nižší ( $12,2$ , resp.  $11,08 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ). Tyto výsledky naznačují, že optimální pozice pro dosažení maximálního anaerobního výkonu může být individuálně specifická.

Celkově se výsledky Wingate testu u většiny subjektů pohybovaly v rozmezí  $9-13 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , s několika výjimkami v podobě nadprůměrných (TO2, TO3) či podprůměrných (TO6) výkonů. Vliv polohy těla na výsledný výkon není zcela jednoznačný a pravděpodobně závisí na dispozicích konkrétního jedince. Nicméně fakt, že několik subjektů dosáhlo ve stoje výrazně vyššího výkonu než vsedě, by mohl být podnětem pro další výzkum v této oblasti.





**Graf 10**

*Porovnání maximálního výkonu v jednotlivých polohách u všech testovaných osob (vlastní zpracování)*

V tabulce č. 10 můžeme vidět, že průměrné hodnoty maximálního výkonu se pohybovaly od  $10,54 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  pro sed až po  $10,84 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  pro stoj. Mezi jednotlivými pozicemi nebyly pozorovány výrazné rozdíly v průměrném výkonu, což naznačuje vyrovnanou úroveň anaerobní zdatnosti v rámci testované skupiny.

Nejvyšší průměrný maximální výkon byl zaznamenán vstoje ( $10,84 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ). Tato pozice pravděpodobně umožňuje testovaným osobám lépe využít jejich silové a rychlostní schopnosti, protože vyžaduje větší zapojení celého těla a může lépe simulovat podmínky některých sportovních aktivit, jako je skákání nebo sprinty. Kombinovaná pozice, zahrnující sed i stoj, vykazala téměř shodný průměrný maximální výkon ( $10,82 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) jako stoj. To naznačuje, že kombinace různých typů pohybů a svalových skupin může vést k efektivnímu výkonu srovnatelnému s výkonem ve stoje. Nejnižší průměrný výkon byl pozorován v sedě ( $10,54 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ), což může být způsobeno omezeným pohybem a menším zapojením některých svalových skupin. V porovnání se stojem dochází v sedě obvykle k menší aktivaci celkové svalové hmoty, což může ovlivnit schopnost generovat maximální výkon.

Celkově tato analýza poskytuje zajímavý pohled na výkonnostní schopnosti testovaných osob v různých pozicích při Wingate testu. Ačkoli nebyly pozorovány výrazné

rozdíly mezi pozicemi, výsledky naznačují, že stoj a kombinovaná pozice mohou mít mírnou výhodu oproti sedu z hlediska dosažení maximálního anaerobního výkonu.

**Tabulka 10**

*Maximální výkon v jednotlivých polohách*

	SED	STOJ	KOMBI
TO1	12,42	12,37	12,09
TO2	14,19	15,1	12,94
TO3	12,2	11,08	14,48
TO4	13,37	13,15	13,62
TO5	10,33	10,53	10,15
TO6	7,48	6,97	7,99
TO7	9,53	9,09	9,15
TO8	10,52	10,79	10,07
TO9	11,73	10,02	12,45
TO10	8,54	7,96	8,05
TO11	9,18	10,12	9,28
TO12	10,06	9,85	9,89
TO13	10,48	14,65	13,58
TO14	12,06	14,69	13,17
TO15	9,6	10,46	9,72
TO16	10,41	10,27	11,61
TO17	9,63	10,65	9,75
TO18	8,69	8,29	8,22
TO19	9,89	9,94	9,33
PRŮMÉR	10,5426316	10,8410526	10,8178947

*(vlastní zpracování)*

## 4.5 Index únavy

*P*-hodnoty pro srovnání poloh sed a stoj 0,08, sed a kombi 0,24 a stoj a kombi 0,42, všechny přesáhly hladinu významnosti 0,05. Tyto výsledky naznačují, že mezi zkoumanými polohami nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly v indexu únavy.

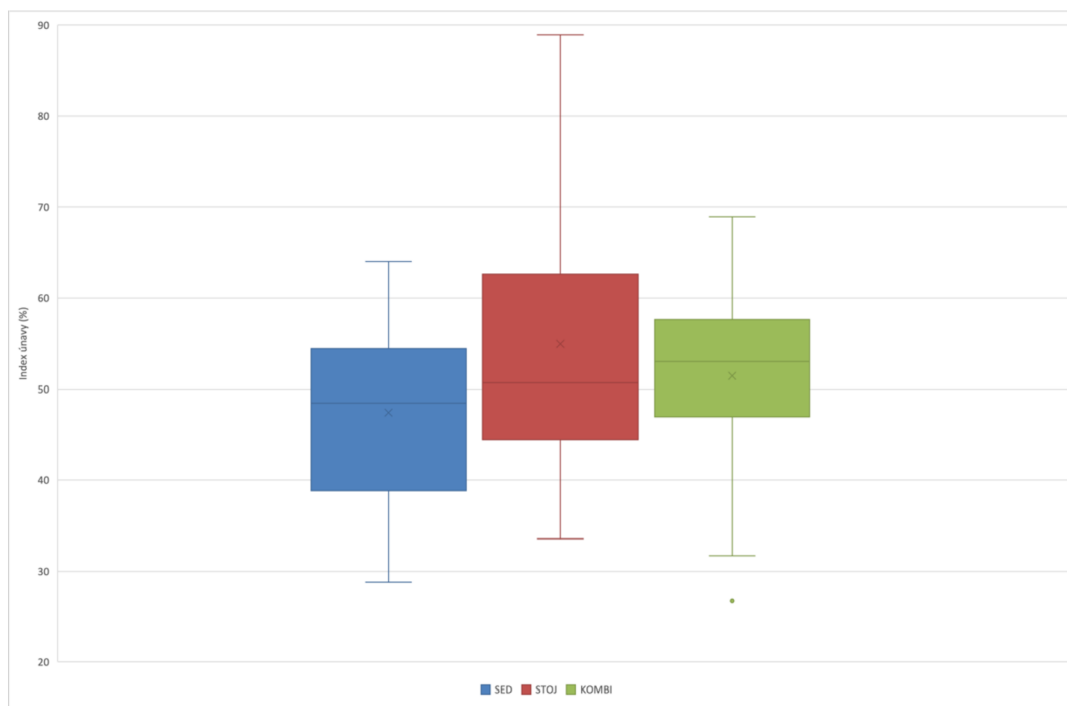
Význam těchto zjištění spočívá v lepším pochopení vlivu tělesné polohy na únavu. Studie ukazuje, že poloha těla nemá na index únavy statisticky významný vliv. To může mít důležité implikace pro navrhování tréninkových a rehabilitačních protokolů, ve kterých by poloha neměla být považována za klíčový faktor ovlivňující únavu.

Je však třeba mít na paměti, že absence statisticky významných rozdílů nutně neznamená úplnou absenci jakýchkoliv rozdílů v únavě mezi skupinami. Výsledky by měly být interpretovány s ohledem na další potenciální vlivy, jako je kondice, věk nebo pohlaví probandů. Tato studie přispívá k hlubšímu porozumění faktorům ovlivňujícím únavu a může vést k přehodnocení některých tréninkových přístupů. Pro potvrzení a rozšíření těchto zjištění by však byly vhodné další výzkumy s větším počtem subjektů a kontrolou dalších proměnných.

Graf č. 11 znázorňuje průměrné hodnoty indexu únavy získané z testů provedených na běžné populaci v různých polohách – vsedě, vestoje a kombinované. Analýza odhaluje pozoruhodné rozdíly v reakci na fyzickou zátěž v závislosti na poloze těla.

Nejnižší průměrný index únavy byl zaznamenán v sedící poloze, a to 47,45 %. Tento výsledek naznačuje, že sed umožňuje efektivnější využití svalů a energetických systémů pro udržení výkonu během testu. Naopak nejvyšší průměrný index únavy byl pozorován ve stoje, a to 54,95 %. Vyšší hodnota může být důsledkem většího zapojení celého těla a tím i vyšší celkové zátěže, což vede k rychlejšímu nástupu únavy. Kombinovaná pozice vykázala průměrný index únavy 51,45 %, tedy hodnotu mezi sedem a stojem. Tato poloha zahrnuje prvky obou předchozích pozic a vyžaduje efektivní koordinaci a zapojení různých svalových skupin, což může vysvětlovat střední hodnotu indexu únavy.

Prezentované průměrné hodnoty indexu únavy poskytují cenný vhled do toho, jak běžná populace reaguje na intenzivní zátěž v různých polohách těla. Je však třeba vzít v úvahu, že schopnost odolávat únavě v určité pozici může být u jednotlivců přirozeně odlišná a někteří mohou vyžadovat specifický trénink pro zlepšení v této oblasti. Index únavy může být ovlivněn řadou faktorů, včetně fyzické kondice, úrovně trénovanosti, výživy a hydratace. Rozdíly v průměrných hodnotách indexu únavy mezi jednotlivými polohami zdůrazňují potřebu zohlednit specifické požadavky dané aktivity či sportu při navrhování tréninkových programů a fyzické přípravy. Pouze tak lze efektivně zlepšovat výkonnost a odolnost vůči únavě.



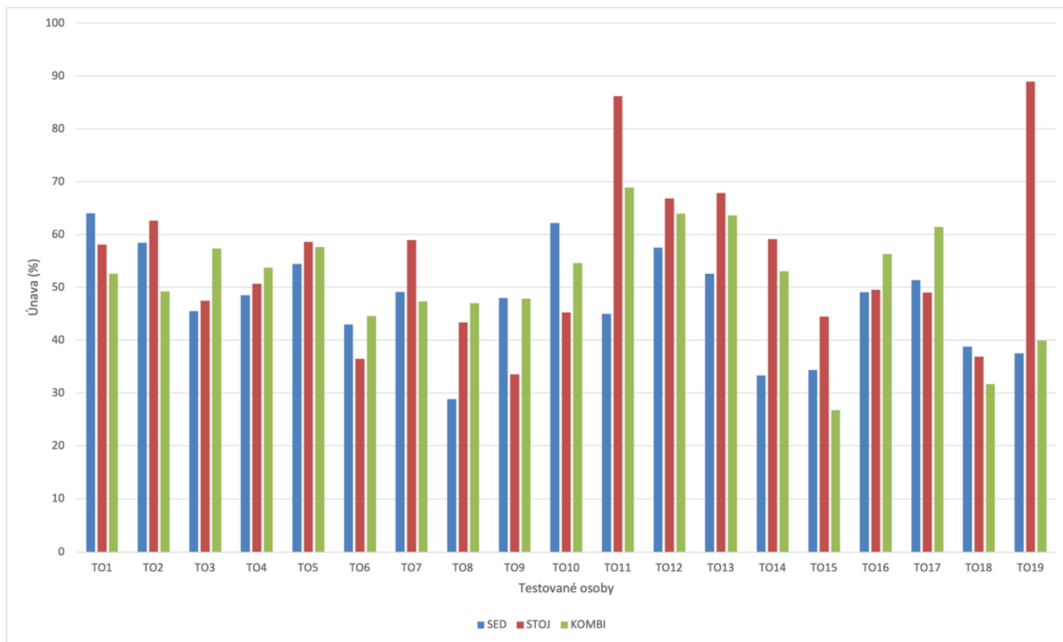
### Graf 11

*Průměr indexu únavy v jednotlivých polohách (vlastní zpracování)*

Graf č. 12 ukazuje značnou variabilitu v indexu únavy mezi jednotlivými testovanými osobami při různých pozicích. Tento náález naznačuje, že anaerobní kapacita a výkon jsou ovlivněny nejen fyzickou kondicí jedince, ale také typem vykonávané aktivity.

Například TO1 vykazala největší únavu v sedu, což může být způsobeno specifickým zapojením svalových skupin v této pozici. Naopak TO2 zaznamenala nejvyšší únavu ve stoje, což může ukazovat na odlišné svalové zapojení nebo větší fyzickou náročnost této pozice pro daného jedince. Zajímavý je případ TO3, která měla nejvyšší únavu v kombinované pozici. To může naznačovat, že přechody mezi pozicemi nebo jejich kombinace byly pro tuto osobu obzvláště vyčerpávající. Tento poznatek může být užitečný pro trenéry a sportovní vědce při plánování tréninků s cílem předcházet přetížení a zlepšovat celkovou fyzickou kondici. TO6 naopak ukázala nejnižší únavu ve stoje, což může svědčit o lepší adaptaci nebo výkonnosti v této pozici. Tato informace může být cenná pro cílený rozvoj specifických fyzických dovedností. Výrazně vyšší index únavy TO11 ve stoje a kombinované pozici by mohl ukazovat na specifickou slabinu v těchto pozicích nebo na technickou chybu během testu. Pro objasnění přesných příčin by byla potřeba důkladnější analýza a případně další testování.

Průměrné hodnoty indexu únavy pro jednotlivé kategorie ukazují nejvyšší průměrnou únavu ve stoje. To naznačuje, že stojící pozice obecně vyžaduje větší fyzické úsilí nebo je pro testované osoby technicky náročnější.



**Graf 12**

*Porovnání indexu únavy v jednotlivých polohách u všech testovaných osob (vlastní zpracování)*

## 5 Diskuze

Cílem prezentované bakalářské práce bylo provést komparativní analýzu anaerobního výkonu u skupiny netrénovaných osob. Konkrétně se jednalo o srovnání maximálního výkonu, průměrného výkonu, indexu únavy, relativního maximálního výkonu a relativního průměrného výkonu získaných při realizaci Wingate testů. Tento test byl aplikován ve třech odlišných polohách, aby bylo možné posoudit, zda a jak poloha těla ovlivňuje výsledky anaerobního výkonu. Wingate test je standardizovaný zátěžový test, který je široce využíván pro měření anaerobní kapacity a síly, a je považován za jeden z klíčových nástrojů pro hodnocení anaerobních schopností v různých sportovních disciplínách. V rámci výzkumu byli účastníci podrobeni stejnému testovacímu protokolu ve všech třech polohách, což umožnilo přímé porovnání výsledků a zjistit, zda dojde k významným rozdílům v anaerobním výkonu v závislosti na změně polohy. Sledované parametry výkonu byly pečlivě analyzovány a interpretovány, aby bylo možné identifikovat možné vzorce nebo tendence, které by mohly mít vliv na tréninkové procesy nebo sportovní výkonnost. Zásadním zjištěním pro tuto práci je, že mezi protokoly sed, stoj a kombi nebyly zjištěny žádné významné rozdíly. Tudíž pozice u netrénovaných jedinců zásadně neovlivní výsledek testu.

Pro zjištění míry fyzické aktivity účastníků ve volném čase byl využit Godinův dotazník o cvičení ve volném čase (Godin Leisure-Time Exercise Questionnaire). Godin (2011) uvedl, že skóre nižší než 14 bodů ukazuje na nedostatečnou úroveň fyzické aktivity, skóre mezi 14 a 23 body odpovídá střední úrovni aktivity a skóre nad 23 bodů značí vysokou míru fyzické aktivity. Na základě tohoto dotazníku bylo zjištěno, že 11 účastníků studie spadá do kategorie nedostatečně aktivních, zatímco 8 účastníků vykazalo střední úroveň fyzické aktivity.

Z těchto výsledků lze vyvodit závěr, že většina účastníků studie neprovádí dostatečné množství fyzické aktivity ve svém volném čase. Tato skutečnost podtrhuje relevantnost výběru účastníků pro tento experiment, který se zaměřuje na zkoumání vlivu různých pozic během Wingate testu na osoby bez pravidelného tréninkového režimu.

Kadlec et al. (2022) ve svém článku píše, že u profesionálních cyklistů jsou výsledky testů ve stoji výrazně lepší, než u testů v sedě. McLester et al. (2004) potvrzují, že při opakovaném testování poloha ve stoje zvyšuje výkonnost.

První studii, která zkoumala, zda u netrénovaných jedinců mají různé polohy při Wingate testu vliv na výkon provedli Costa et al. (2022). Ve skupině netrénovaných jedinců Costa et al. (2022) došli k závěru, že poloha vsedě vs. vestoje nemá význačný vliv na výkon.

Výsledky našeho výzkumu ukazují, že pozice těla během Wingate testu má minimální vliv na relativní průměrný výkon. Přestože jsme předpokládali, že nejlepší výsledky budou dosaženy v sedě, data naznačují, že výsledky v sedě a v kombinované pozici jsou prakticky identické, s hodnotami  $7,6 \pm 1,1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  v sedě a  $7,6 \pm 1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  v kombinované pozici. Vestoje byla naměřena mírně nižší hodnota  $7,4 \pm 1,1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ . Tato zjištění jsou v souladu s výsledky Costy et al. (2022), kteří zaznamenali v sedě  $8,8 \pm 1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  a ve stoji  $8,7 \pm 1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ , což podporuje náš závěr, že pro nesportující populaci může být výhodnější provádět Wingate test v sedě.

Očekávali jsme, že nejlepší výsledky u relativního maximálního výkonu budou ve stoji, avšak naše data ukázala, že výsledky ve stoji a v kombinované poloze jsou velmi podobné, s hodnotami  $10,8 \pm 2,2 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  ve stoji a  $10,8 \pm 2 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$  v kombinované poloze. Na druhou stranu, v poloze v sedě jsme naměřili mírně nižší hodnotu  $10,5 \pm 1,7 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ . Tyto výsledky se liší od zjištění Costy et al. (2022), kde byly naměřeny vyšší hodnoty v sedě  $12,4 \pm 1,7 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ , ve srovnání s pozicí ve stoji  $12,1 \pm 1,5 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ .

Tento rozpor ve výsledcích může být způsoben několika faktory. Jedním z možných důvodů může být rozdíl ve výzkumných skupinách. Probandi mohli mít různé úrovně zkušeností, což mohlo ovlivnit jejich schopnost efektivně generovat výkon v různých pozicích. Dalším faktorem může být biomechanická efektivita. Ve stoji mohou probandi lépe využít svou tělesnou hmotnost pro aplikaci síly na pedály, což může vést k vyššímu maximálnímu výkonu. Vzhledem k těmto faktorům je důležité brát v úvahu specifický kontext a charakteristiky účastníků při interpretaci výsledků Wingate testu a při porovnávání výsledků mezi různými studiemi.

Index únavy při Wingate testu poskytuje důležité informace o tom, jak dobře je testovaná osoba schopna udržovat svůj maximální výkon po celou dobu trvání testu. V našem případě byl index únavy v poloze v sedě zaznamenán na  $47 \pm 10 \%$ , zatímco v pozici vestoje dosáhl hodnoty  $55 \pm 15 \%$  a v kombinované poloze  $51 \pm 10 \%$ . Nejvyšší hodnota indexu únavy byla tedy pozorována v pozici vestoje, což naznačuje, že účastníci testu ve stoji rychleji ztráceli svůj výkon v průběhu času. Tento jev může být způsoben různými faktory, jako je například

biomechanická neefektivita ve stojící pozici, která může vést k rychlejšímu nárůstu únavy svalů a snížení schopnosti udržet vysoký výkon.

Zajímavým zjištěním bylo, že kombinovaná poloha přinesla srovnatelné výsledky s nejlepšími výkony v obou ostatních pozicích, což naznačuje, že by mohla být pro nesportující populaci nejvhodnější volbou. Tento závěr je podpořen předpokladem, že kombinovaná poloha umožňuje efektivnější využití různých svalových skupin, což může vést k lepší celkové výkonnosti a snížení únavy. Naopak, přechod ze sedu do stoje vyžaduje od jedince koordinaci a kontrolu nad vlastním tělem, aby byl přechod plynulý, a to nemusejí všichni testovaní zvládat a být tak kombinovaná poloha pro ně vhodná.

Wilson et al. (2009) konstatovali, že rozdíly mezi jednotlivými pozicemi mohou být způsobeny faktory, jako jsou úroveň tréninku, technikou šlapání a sportovní specializací. Výsledky této bakalářské práce potvrzují předchozí výzkumy, které naznačují, že předchozí cyklistický trénink může být důležitým faktorem pro zlepšení výkonu při jízdě ve stojící pozici.

Jedním z možných důvodů, proč může být pozice vsedě výhodnější než pozice vestoje, je stabilnější a efektivnější přenos síly na pedály. V sedě mohou účastníci lépe využít svou tělesnou hmotnost pro maximální aplikaci síly, zatímco ve stoji může docházet k většímu pohybu těla a tím k menší efektivitě. Navíc, v sedě mohou být účastníci schopni udržet stabilnější kadenci a efektivněji rozložit svou energii během celého testu. Tyto faktory mohou vést k vyššímu celkovému výkonu v sedě, což je klíčové pro nesportující populaci, která nemusí mít dostatečně vyvinuté techniky pro maximalizaci výkonu ve stoji.

Z důvodu omezeného množství probandů, které se podařilo sehnat, je práce ovlivněna různou technikou jízdy na ergometru. Každý proband má trochu jiný styl šlapání a posed na ergometru, což může mít vliv na výsledky měření. Malý vzorek probandů snižuje statistickou sílu a zobecnitelnost výsledků na širší populaci. Je obtížnější odhalit skutečné rozdíly mezi testovanými polohami. Pro získání validnějších závěrů by bylo vhodné studii zopakovat na větším a homogennějším vzorku. I přes zmíněné limitace může tato práce přinést zajímavé poznatky o vlivu polohy těla na krátkodobý maximální výkon u netrénovaných jedinců. Výsledky mohou posloužit jako východisko pro další výzkum a při interpretaci je třeba zmíněné faktory brát v úvahu.



Uvědomujeme si, že výsledky testování mohou být ovlivněny množstvím faktorů, včetně zdravotního a psychického stavu, kvality spánku, stravovacích návyků a hydratace. Z důvodu omezení v rámci naší bakalářské práce jsme nemohli zajistit optimální podmínky pro všechny proměnné. Přesto jsme se snažili o co největší konzistenci podmínek tím, že jsme testované osoby nechali absolvovat Wingate test přibližně ve stejný čas. Pořadí poloh, ve kterém měli probandi podstoupit testování, bylo přiděleno náhodně.

## 6 Závěr

Cílem této práce bylo zjistit, zda má pozice (sed, stoj, kombi) při Wingate testu vliv na konečný výkon. Tato úloha byla plněna v laboratoři funkční zátěžové diagnostiky Jihočeské Univerzity v Českých Budějovicích, kde bylo provedeno veškeré testování. Jako vzorek byli vybráni netrérovaní jedinci ve věku 18–24 let. Malý počet probandů je omezením této práce. V budoucích výzkumech by mohlo být testování zaměřeno na větší počet probandů.

Výsledky této práce ukazují, že u běžné populace má poloha těla minimální vliv na výsledky testu, což naznačuje, že pro netrérované osoby může být výkonnost v zásadě nezávislá na specifické pozici těla. Zvláště zajímavým zjištěním bylo, že při kombinovaném testu, kde došlo k přechodu z pozice sedu do stoje, mohou netrérovaní jedinci čelit obtížím. Tento přechod vykazoval potenciál pro zvýšené riziko úrazu u testovaných osob, což naznačuje, že při navrhování fyzických testů pro netrérovanou populaci je třeba pečlivě zvážit potenciální bezpečnostní rizika spojená s náročnějšími pohybovými úkony. Tyto závěry nabízejí cenné informace pro další výzkum a vývoj metodik testování fyzické kondice u běžné populace.

Hypotéza č. 1, že relativní průměrný výkon bude u probandů nejvyšší v poloze vsedě, se nepotvrdila. Výsledky ukázaly shodný výkon  $7,6 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  vsedě i kombinované poloze. Rozdíl oproti poloze vestoje ( $7,4 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) byl minimální a statisticky nevýznamný (sed vs. stoj –  $p=0,57$ , sed vs. kombi –  $p=0,88$  s stoj vs. kombi –  $p=0,46$ ). Hypotéza č. 2, že nejvyšší maximální relativní výkon bude u probandů dosažen při testech ve stoje, se nepotvrdila. Výsledky ukázaly, že maximální relativní výkon dosáhl hodnot  $10,5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  vsedě,  $10,8 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  vestoje a  $10,8 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  při kombinované poloze. Rozdíly mezi jednotlivými polohami však nebyly statisticky významné (sed vs. stoj –  $p=0,69$ ; sed vs. kombi –  $p=0,74$ ; stoj vs. kombi –  $p=0,93$ ). Hypotéza č. 3, že relativní průměrný výkon bude u probandů nejhorší v kombinované poloze z důvodu přechodu ze sedu do stoje, se nepotvrdila. Výsledky naopak ukázaly, že kombinovaná poloha dosáhla stejných hodnot jako poloha vsedě ( $7,6 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) a mírně lepších než poloha vestoje ( $7,4 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ), ačkoliv rozdíly nebyly statisticky významné (sed vs. stoj –  $p=0,57$ , sed vs. kombi –  $p=0,88$  s stoj vs. kombi –  $p=0,46$ ).

Limitem této práce bylo omezené množství a rozmanitost probandů, což značně omezuje možnost zobecnění výsledků. Z toho důvodu se závěry nedají aplikovat na širší populaci bez dalšího výzkumu s větším a rozmanitějším vzorkem účastníků. Přesto práce

přinesla důležité informace pro praxi, zejména v tom, jak Wingate test aplikovat na běžnou populaci a jaké faktory mohou ovlivnit výsledky tohoto testu. Poskytla také cenné náhledy na potenciální metodické přístupy a omezení, které je třeba při budoucím výzkumu zohlednit.

## Referenční seznam literatury

- Bahenský, P., Marko, D., Malátová, R., Krajcigr, M., & Schuster, J. (2021). *Fyziologie tělesných cvičení*. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Pedagogická fakulta.
- Bar-Or, O. (1987). The Wingate Anaerobic Test. *Sports Medicine*, 4(6), 381-394.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-198704060-00001>
- Bartůňková, S. (2010). *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: učební texty pro studenty fyzioterapie a studia Tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. Karolinum.
- Bartůňková, S. (2013). *Fyziologie pohybové zátěže: učební texty pro studenty tělovýchovných oborů*. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Bartůňková, S., Havlíčková, L., Heller, J., Kohlíková, E., Melichna, J., & Vránová, J. (1999). *Praktická cvičení z fyziologie pohybové zátěže*. Univerzita Karlova v Praze: Karolinum.
- Bernaciková, M., Cacek, J., Dovrtělová, L., Hrnčířiková, I., Hlinský, T., Kapounková, K., Kopřivová, J., Kumstát, M., M. Králová, D., Novotný, J., Pospíšil, P., Řezaninová, J., Šafář, M., & Struhár, I. (2020). *Regenerace a výživa ve sportu*. Masarikova univerzita.
- Busta, J., Bílý, M., & Suchý, J. (2021). *Kondiční a somatické předpoklady ve vodním slalomu*. Karolinum.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (Second Edition). Lawrence Erlbaum Associates. chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/<https://www.utstat.toronto.edu/~brunner/oldclass/378f16/readings/CohenPower.pdf>
- Costa, T. G., Costa, R. R., Gentil, P., do Amaral, L. C., Santos, D. A. T., Campos, M. H., Vieira, C. A., & de Lira, C. A. B. (2022). Outcomes of the Wingate do not differ when performed in a standing or sitting position. *Sport Sciences for Health*, 18(2), 589-595.  
<https://doi.org/10.1007/s11332-021-00832-w>
- Čapek, L., Hájek, P., & Henyš, P. (2018). *Biomechanika člověka*. Grada Publishing.
- Dylevský, I., Valenta, J., & Eberlová, L. (2009). *Funkční anatomie*. Grada.
- Fiala, P., Valenta, J., & Eberlová, L. (2015). *Stručná anatomie člověka*. Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum.
- Friel, J. (2013). *Tréninková bible pro cyklisty*. Mladá fronta.
- Gastin, P. B. (2001). Energy System Interaction and Relative Contribution During Maximal Exercise. *Sports Medicine*, 31(10), 725-741. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131100-00003>
- Gavora, P. (2015). *Obsahová analýza v pedagogickom výskume: pohľad na jej súčasné podoby*. Pedagogická orientace, 25(3), 345-371. chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/[https://publikace.k.utb.cz/bitstream/handle/10563/1008189/Fulltext\\_1008189.pdf?s](https://publikace.k.utb.cz/bitstream/handle/10563/1008189/Fulltext_1008189.pdf?s)
- Godin, G. (2011). The Godin-Shephard leisure-time physical activity questionnaire. *Health & Fitness Journal of Canada*, 4(1), 18-22.
- Heller, J. (2018). *Zátěžová funkční diagnostika ve sportu: východiska, aplikace a interpretace*. Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum.
- Heller, J., & Pavliš, Z. (1998). *Trenérské listy*. HOKEJ-PRESS.
- Heller, J., & Vodička, P. (2018). *Praktická cvičení z fyziologie tělesné zátěže*. Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum.

- Jančík, J., Závodná, E., & Novotná, M. (2006). *Fyziologie tělesné zátěže – vybrané kapitoly*. Retrieved January 31, 2023, from <https://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyziio/texty/index.html>
- Kadlec, J., Marko, D., Vondrasek, J. D., & Bahenský, P. (2022). Effect of body position during the Wingate Test. *Journal of Physical Education and Sport*, (22), 6. [https://www.researchgate.net/publication/359618361\\_Effect\\_of\\_body\\_position\\_during\\_the\\_Wingate\\_Test](https://www.researchgate.net/publication/359618361_Effect_of_body_position_during_the_Wingate_Test)
- McLester, J. R., Green, J. M., & Chouinard, J. L. (2004). Effects of Standing vs. Seated Posture on Repeated Wingate Performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(4). <https://doi.org/10.1519/14073.1>
- Merkunová, A., & Orel, M. (2008). *Anatomie a fyziologie člověka: Pro humanitní obory* (1st ed.). Grada.
- Orel, M. (2019). *Anatomie a fyziologie lidského těla: pro humanitní obory* (1st ed.). Grada.
- Rohsler, R., Campos, F. de S., Varoni, P. R., Baumann, L., Demarchi, M., Teixeira, A. S., Lucas, R. D. de, Nunes, R. F. H., & Flores, L. J. F. (2020). Performance comparison in the Wingate test between standing and seated positions in competitive cyclists. *Motriz: Revista de Educação Física*, 26(2). <https://doi.org/10.1590/s1980-6574202000020169>
- Sigmundová, D., & Sigmund, E. (2010). *Statistická a věcná významnost a použití koeficientů velikosti účinku při hodnocení dat o pohybové aktivitě*. Tělesná kultura: Recenzované periodikum Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. [https://telesnakultura.upol.cz/artkey/tek-201201-0004\\_STATISTICKA\\_A\\_VECNA\\_VYZNAMNOST\\_A\\_POUZITI\\_DAT\\_O\\_POHYBOVE\\_AKTIVITE.php](https://telesnakultura.upol.cz/artkey/tek-201201-0004_STATISTICKA_A_VECNA_VYZNAMNOST_A_POUZITI_DAT_O_POHYBOVE_AKTIVITE.php)
- Struhár, I. (2019). *Zátěžová diagnostika v tělovýchovné a sportovní praxi* (2. dopl. vyd.). Masarykova univerzita.
- Šťastný, P., Fiala, M., & Petr, M. (2010). Rozdíly rychlostně silových předpokladů akademické reprezentace v ledním hokeji vůči extraligovým standardům hráčů Českého svazu ledního hokeje v anaerobním Wingate testu. *Studia Kinanthropologica*, 11(2), 94-100. doi: 10.32725/sk.2010.027
- Štumbauer, J. (1990). *Základy vědecké práce v tělesné kultuře*. České Budějovice: Pedagogická fakulta v Českých Budějovicích.
- Üçok, K., Gökbel, H., & Okudan, N. (2005). The Load Of The Wingate Test: According To The Body Weight Or Lean Body Mass?. *European Journal of General Medicine*, 2(1), 10-13. <https://doi.org/10.29333/ejgm/82259>
- Vandewalle, H., Pérès, G., & Monod, H. (1987). Standard Anaerobic Exercise Tests. *Sports Medicine*, 4(4), 268-289. [https://www.researchgate.net/publication/19849181\\_Standard\\_Anaerobic\\_Exercise\\_Tests](https://www.researchgate.net/publication/19849181_Standard_Anaerobic_Exercise_Tests)
- Várnay, F., Homolka, P., Mífková, L., & Dobšák, P. (2020). *Spiroergometrie v kardiologii a sportovní medicíně*. Grada Publishing.
- Wilson, R. W., Snyder, A. C., & Dorman, J. C. (2009). Analysis of Seated and Standing Triple Wingate Tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(3), 868-873. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31819d0932>

### Internetové zdroje

- COMPEK MEDICAL SERVICES, s.r.o. (1993). *Ergometr Lode Excalibur Sport s měřením TK*. Retrieved January 29, 2023, from [https://www.compek.cz/e-shop/ergometr-lode-excalibur-sport-s-merenim-tk\\_708-102.html](https://www.compek.cz/e-shop/ergometr-lode-excalibur-sport-s-merenim-tk_708-102.html)
- Evropská unie. (2022). *Sport and physical activity*. Europa.eu. Retrieved August 18, 2023, from <https://europa.eu/eurobarometer/surveys/detail/2668>
- Hurley, S. (2023). *Muscles Used for Cycling and How to Train Them*. Trainerroad. Retrieved January 30, 2023, from <https://www.trainerroad.com/blog/muscles-used-for-cycling-and-how-to-train-them/>
- Lehnert, M., Botek, M., Sigmund, M., Smékal, D., Šťastný, P., Malý, T., Háp, P., Bělka, J., & Neuls, F. (2014). *Kondiční trénink*. <https://publi.cz/books/149/Cover.html>
- MedSystem s.r.o. (n.d.). *InBody 770*. Retrieved January 29, 2023, from <https://www.inbody.cz/produkty/20-inbody#podrobna-specifikace>
- MedSystem s.r.o. (n.d.). *Výškoměr BSM370*. Retrieved January 29, 2023, from <https://www.inbody.cz/produkty/104-vyskomer>
- Polar-eshop.cz. (1995). *POLAR T31- hrudní pás*. Retrieved January 29, 2023, from <https://www.polar-eshop.cz/polar-t31-hrudni-pas>
- The primary muscles in cycling – the pedaling cycle*. (2021). Way2Champ. Retrieved January 30, 2023, from <https://way2champ.com/the-primary-muscles-in-cycling-the-pedaling-cycle/>

## Poznámkový aparát

### Seznam použitých zkratk:

- PP – „peak power“ maximální výkon;
- AP – „average power“ průměrný výkon;
- RPP – „relative peak power“ relativní maximální výkon;
- RAP – „relative average power“ relativní průměrný výkon;
- FI – „fatigue index“ index únavy;
- AC – „average cadence“ průměrné otáčky;
- PHR – „peak heart rate“ maximální srdeční frekvence.