



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

Zjištění vlivu respirátoru FFP2 na ventilační parametry, dechový vzor a vytrvalostní výkon u studentů TV

Vypracoval: Tomáš Cettl

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

**Determination of the effect of the FFP2
respirator on ventilation parameters,
breathing pattern and endurance
performance of PE students**

Author: Tomáš Cettl

Supervisor: PhDr. Petr Bahenský, Ph.D.

České Budějovice, 2024

Bibliografická identifikace

Název bakalářské práce: Zjištění vlivu respirátoru FFP2 na ventilační parametry, dechový vzor a vytrvalostní výkon u studentů TV

Jméno a příjmení autora: Tomáš Cettl

Studijní obor: Zu-TVZu

Pracoviště: Katedra tělesné výchovy a sportu PF JU

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

Rok obhajoby bakalářské práce: 2024

Abstrakt:

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou vlivu respirátoru FFP2 na ventilační parametry, dechový vzor a vytrvalostní výkon u studentů TV ve věku 19 až 24 let. Bylo zkoumáno, na kolik má respirátor FFP2 vliv na ventilační parametry, dechový vzor a vytrvalostní výkon v různých intenzitách zátěže. Celkem 22 probandů bylo otestováno dvakrát, jednou bez ochrany dýchacích cest a podruhé s ní. Testování na běžecím pásu bylo zaznamenáváno optoelektronickou pletysmografií (OEP) v Laboratoři funkční a zátěžové diagnostiky KTVS PF JU. Studenti absolvovali oba testy s odstupem jednoho týdne a ve stejném stavu fyzické kondice. Mezi zkoumané ventilační parametry patřila minutová ventilace, dechová frekvence, dechový objem a celkový čas dechu. Výsledný rozdíl průměrných hodnot vytrvalostního výkonu bez respirátoru $14,67 \pm 2,08$ minuty a s respirátorem $13,96 \pm 1,79$ minuty byl věcně významný. Výsledky naší práce dokazují, že využívání respirátoru by mohlo sloužit k rozvoji vytrvalostních schopností.

Klíčová slova: běžecí ergometr, dechové sektory, ochrana dýchacích cest, optoelektronická pletysmografie

Bibliographical identification

Title of the bachelor thesis: Determination of the effect of the FFP2 respirator on ventilation parameters, breathing pattern and endurance performance of PE students

Author's first name and surname: Tomáš Cettl

Field of study: Zu-TVZu

Department: Department of Sports studies

Supervisor: PhDr. Petr Bahenský, Ph.D.

The year of presentation: 2024

Abstract:

This bachelor thesis deals with the analysis of the influence of the FFP2 respirator on ventilation parameters, breathing pattern and endurance performance of PE students aged 19 to 24 years. The effect of the FFP2 respirator on ventilation parameters, breathing pattern and endurance performance at different exercise intensities was investigated. A total of 22 probands were tested twice, once without respiratory protection and the second time with it. Treadmill testing was recorded by optoelectronic plethysmography (OEP) in Laboratory of Load Diagnostics at Department of Sport Studies, University of South Bohemia. Students completed both tests one week apart and in the same state of physical condition. The ventilation parameters examined included minute ventilation, respiratory rate, tidal volume and total breathing time. The resulting difference in the average values of endurance performance without a respirator of $14,67 \pm 2,08$ minute and with a respirator of $13,96 \pm 1,79$ minute was materially significant. The results on our work prove that the use of a respirator could serve to develop endurance skills.

Keywords: treadmill, respiratory sectors, respiratory protection, optoelectronic plethysmography

Prohlášení

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

Datum

.....

podpis studenta

Poděkování

Děkuji mému vedoucímu bakalářské práce panu PhDr. Petru Bahenskému, PhD. za cenné rady, připomínky, odbornou pomoc při konzultacích, zapůjčený materiál a poskytnutí laboratoře KTVS k provedení měření. Dále bych chtěl poděkovat všem probandům a personálu laboratoře, kteří pro výzkum obětovali svůj čas. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat své rodině za neustálou podporu během studia.

Obsah

1 Úvod	8
2 Teoretická východiska	9
2.1 Dýchací systém	9
2.1.1 Anatomie dýchacích cest	9
2.1.2 Fyziologie dýchání.....	10
2.1.3 Dýchací systém při zatížení	10
2.1.4 Typy dýchání	12
2.2 Oběhový systém	13
2.2.1 Anatomie oběhového systému.....	13
2.2.2 Oběhový systém při zatížení	14
2.3 Vliv ochrany dýchacích cest	15
2.4 Epidemie COVIDU-19.....	16
2.5 Motorické schopnosti	17
2.6 Vytrvalostní schopnosti	19
2.7 Sportovní výkon	22
2.8 Vytrvalostní výkon	23
2.9 Zátěžová funkční diagnostika	25
2.9.1 Historie zátěžové funkční diagnostiky	25
2.9.2 Význam zátěžové funkční diagnostiky	25
2.10 Spiroergometrie.....	26
3 Cíl, úkoly, hypotézy a vědecké otázky	30
3.1 Cíl práce	30
3.2 Úkoly práce	30
3.3 Hypotézy	30
3.4 Vědecké otázky	30
3.5 Rešerše literatury.....	31
4 Metodika	32
4.1 Využité testovací přístroje	32
4.2 Použité metody.....	36
4.3 Použité programy	37
4.4 Charakteristika testovaného souboru	37
4.5 Průběh výzkumu	37
5 Výsledky	41
5.1 Ventilační parametry	41
5.1.1 Minutová ventilace	41
5.1.2 Dechová frekvence	45
5.1.3 Dechový objem	48
5.1.4 Inspirační čas.....	51
5.1.5 Expirační čas.....	54
5.1.6 Celkový čas dechu	58
5.2 Dechový vzor.....	62
5.3 Vytrvalostní výkon	69
6 Diskuse	72
7 Závěr	76
Referenční seznam literatury	78
Internetové zdroje	81

1 Úvod

Pandemie koronaviru SARS-CoV-2 bezesporu ovlivnila životy valné většiny lidstva, kdy kvůli opatřením museli obyvatelé Země dodržovat nastolená pravidla jednotlivých zemí. Jedním z hlavních opatření, a zároveň předmětem, který si většina jedinců spojuje s touto celosvětovou epidemií, je nošení roušek či respirátorů – jakožto prevenci před nákazou, která se vzduchem šíří formou kapének. Nošení zdravotnických prostředků zakrývajících dýchací cesty přináší také spoustu negativních jevů, přičemž nejvýraznějším je ztížené dýchání.

Poté, co jsem se dozvěděl o výzkumu, který se zabývá vlivem respirátoru FFP2 na ventilační parametry, dechový vzor a vytrvalostní výkon u studentů tělesné výchovy Jihočeské univerzity, jsem se rozhodl o této problematice zjistit více. Faktem, také je, že sám jsem po dobu celé pandemie vypomáhal na odběrovém místě v jindřichohradecké nemocnici, a mám tak k tématu blízký vztah.

V teoretické části byly shromážděny podklady k vypracování praktické části. Na začátku uvádíme informace týkající se dýchacího a oběhového systému. Další kapitola se zabývá vlivem ochrany dýchacích cest na kvalitu života a výkon, v souvislosti s pandemií koronaviru SARS-CoV-2, známého pod označením COVID-19. Dále se práce zabývá motorickými schopnostmi, kde jsou jednotlivě popsány rychlostní, silové, obratnostní a vytrvalostní schopnosti, na které se zaměřujeme nejvíce. Poté si přiblížíme také sportovní a vytrvalostní výkon. Na tyto kapitoly navazuje zátěžová funkční diagnostika z hlediska historie a významu. Poslední kapitolou teoretické části práce je spiroergometrie, kde je možné se dozvědět o zkoumaných parametrech.

Praktická část ukazuje výsledky zkoumaných parametrů testovaných probandů formou krabicových, koláčových a sloupcových grafů. Jsou zde sepsány výsledky ventilačních parametrů (minutová ventilace, dechový objem, dechová frekvence, délka nádechu, délka výdechu a celková délka dechového cyklu), dechového vzoru a vytrvalostního výkonu probandů s respirátorem a bez respirátoru, které budeme mezi sebou porovnávat. Následná stanoviska, jako potvrzení/vyvrácení hypotéz či odpovědi na vědecké otázky, budeme řešit v diskusi.

2 Teoretická východiska

2.1 Dýchací systém

Výměnu respiračních plynů a dodávku energetických substrátů společně s dalšími látkami zajišťují transportní mechanismy, kde je nezbytná spolupráce oběhového a dýchacího systému (Bartůňková et al., 2013).

Dýchací soustava představuje soustava či soubor orgánů, který se podílí na výměně plynů mezi vnějším prostředím (atmosférou) a krví. Dýchací soustava je složena z dýchacích cest (horní a dolní) a plic (Kachlík, 2018).

Malátová et al. (2017) s výše uvedeným tvrzením souhlasí – tito autoři charakterizují dýchání jako proces, během něhož dochází k výměně plynů mezi atmosférou, krví a tkáňovými buňkami.

2.1.1 Anatomie dýchacích cest

Anatomicky se dýchací soustava dělí na horní a dolní dýchací cesty – horní dýchací cesty se skládají z nosní dutiny a nosohltanu, dolní dýchací cesty jsou složeny z hrtanu, průdušnic a průdušek, plic (Čihák, 2013).

Horní dýchací cesty začínají nosní dutinou, což je ohraničený prostor kostěnými výběžky horní čelisti, kostí čichovou a čelní a v malém rozsahu nosními kůstkami. Funkcí nosní dutiny je očištění a zvlhčování vdechovaného vzduchu a jeho předehřátí na tělesnou teplotu. Přejít mezi nosní dutinou a hrtanem tvoří nosní část hltanu neboli nosohltan. Nosohltan a ústní část hltanu jsou úzce spojeny, a jejich hranici tvoří měkké patro a čípek, díky nimž dochází při polykání k oddělení svaloviny měkkého patra ústní dutiny od nosní dutiny. Je-li vzduch vdechnut ústy, je veden přímo do hrtanu bez úpravy v nosní dutině (Dylevský, 2009).

Hrtan je chrupavčitá trubice a zároveň nepárový orgán, jehož hlavní funkcí je respirace a fonace, tj. tvorba základního hlasového tónu, který vzniká rozechvěním těsně přiložených hlasivek k sobě. Při dýchání se hlasivky naopak od sebe oddalují. Vzduch je poté veden do 12–13 cm dlouhé a 2 cm široké chrupavčité trubice zvané průdušnice. Přibližně ve výši čtvrtého hrudního obratle se průdušnice rozvidluje na dvě hlavní průdušky. Levá a pravá průduška mají odlišnou stavbu – levá je užší, delší, prohnutější a ostřeji odstupuje od průdušnice, za to pravá je širší, kratší, rovnější a ustupuje pozvolněji. Postupným větvením vzniká průduškový strom složený z menších průdušek a průdušinek (Kachlík, 2018).

Hlavní součástí dýchacího systému jsou plíce, které jsou rozděleny přepážkou na dvě části plíce složené z laloků – pravá plíce má 3 laloky, levá jeden. Plicní sklípky neboli alveoly zajišťují funkci výměny kyslíku přes tenkou stěnu. Z alveol se formují plicní lalůčky uchovávající vzduch, jenž je přes stěnu plicních sklípků a membránu červených krvinek veden a zároveň vázající na sebe hemoglobin. Opačným směrem se dostává ven oxid uhličitý (Slavíková & Švíglerová, 2012).

2.1.2 Fyziologie dýchání

Malátová et al. (2017) charakterizují dýchání jako proces, během něhož dochází k výměně plynů mezi atmosférou, krví a tkáňovými buňkami.

Dýchání dělíme na ventilaci, tj. vnější, a respiraci, tj. vnitřní. Odlišnost mezi těmito jevy je především v prostředí, ve kterém výměna probíhá – zatímco při ventilaci dochází k výměně vzduchu mezi zevním prostředím a plícemi, při respiraci se vyměňuje vzduch mezi plícemi, krví a tkáněmi (Malátová et al., 2017). Vdechovaný vzduch je složen podobně jako je u atmosféry, přičemž je relativně stálý. Atmosférický vzduch, který vdechujeme, obsahuje 78,08 % dusíku, 20,95 % kyslíku, 0,93 % argonu, 0,03 % oxidu uhličitého a zbytek je v podobě seskupení několika dalších plynů (Hořejší, 1991). Podle Trojana et al. (2003) se suchý atmosférický vzduch skládá z 20,98 % O₂, 0,04 % CO₂, 78,06 % N₂ a 0,92 % vzácných plynů.

2.1.3 Dýchací systém při zatížení

Fyzická zátěž do značné míry ovlivňuje funkce dýchacího systému. Tyto vlivy způsobují změny v dýchacím systému, které mohou být děleny na reaktivní a adaptační (Bahenský et al., 2021).

Reaktivní změny lze pociťovat již před započítáním výkonu v takzvaném předstartovním stavu. Důvodem je zvýšená míra dráždivosti centrálního nervového systému, která je vyvolávána zrovna probíhajícími emocemi (stres, obavy, napětí). Při výkonu je začátek činnosti dělen na dvě fáze – iniciální (fáze s rychlými změnami trvající okolo 30 až 40 vteřin) a přechodná (charakteristická pomalejšími změnami trvající okolo 2 až 3 minut). Po těchto fázích následuje homeostatická fáze, jinak také rovnovážný nebo setrvalý stav, který trvá v závislosti na dodávání dostatečného množství kyslíku transportním systémem zajišťující rovnováhu mezi aerobními ději ve tkáních, přičemž se většinou jedná o desítky minut. Poslední fází je fáze po zátěžová, kde dochází k poklesu hodnot, a také může trvat desítky minut (Dobšák, 2009).

S reaktivními změnami se pojí několik důležitých jevů, které je zapotřebí znát a pochopit. Jedná se o:

- mrtvý bod – stav, který vznikne dysbalancí funkcí orgánů, které zajišťují pohybovou činnost. Vzniká na pomezí anaerobního a aerobního metabolismu. Období výskytu mrtvého bodu souvisí s intenzitou zatížení. Projevuje se objektivně (pokles výkonu, zhoršená ekonomika dýchání, horší koordinace) a subjektivně (nouze o dech, svalová slabost, píchání v boku);
- druhý dech – stav, kdy dochází k opětovnému vyrovnání funkcí (ekonomické dýchání, snížení dechové a srdeční frekvence, klesá krevní tlak, stoupání výkonu organismu);
- pravý setrvalý stav – „steady state“, rovnovážný stav metabolických pochodů a funkcí organismu;
- nepravý setrvalý stav – krátkodobý stav, který vzniká při vysoké intenzitě zátěže, kde není možno zajistit dostatečnou dodávku kyslíku (Havlíčková et al., 2006);
- kyslíkový deficit – chybějící množství kyslíku od počátku práce po dosažení setrvalého stavu závisící na věku, úrovni tělesné zdatnosti a intenzitou zátěže;
- kyslíkový dluh – nadspotřeba kyslíku po zátěži vlivem z důvodu setrvačné práce orgánů transportního systému (Máček et al., 2011).

Adaptační změny se projevují jako důsledek dlouhodobého zatěžování nebo tréninku. Dobšák (2009) míní, že díky tréninku dochází k pozitivnímu ovlivnění statických a dynamických funkcí plic a transportního systému, zvýšení využívání kyslíku, kapacity $VO_2\text{max}$ a aerobního prahu či ke snížení kyslíkového deficitu. Z výzkumu Bahenského et al. (2019) bylo zjištěno, že kladný dopad na ventilační parametry sportovců, na využití všech dechových sektorů a na ekonomizaci dýchání mají intervence dechových cvičení. Podle Havlíčkové et al. (2006) nejvíce podmiňuje adaptační změnu vytrvalostní trénink, díky kterému má jedinec lepší mechaniku dýchání, nižší dechovou frekvenci a vyšší maximální dechový objem.

2.1.4 Typy dýchání

Hanzlová a Hemza (2007) ve své práci uvádí tři základní typy dýchání – klavikulární (podklíčkové), žeberní (hrudní) a abdominální (břišní). Klavikulární dýchání je nejnáročnější a nejméně účinné, protože je prováděno velmi rychlými a mělkými nádechy. Typickým znakem pro tento typ dýchání je zdvihání klíčních kostí, ramen a horních párů žeber. O hrudním dýchání mluvíme tehdy, jestliže je dechová aktivita zabezpečována hlavně činností mezižeberních svalů. Ve fázi nádechu dochází ke zvedání a roztahování hrudního koše do stran činností mezižeberních svalů. Správně prováděné hrudní dýchání předchází onemocněním oběhového systému a srdce. Při abdominálním dýchání dochází k naplnění celých plic vzduchem a následně k vyprázdnění. Celý proces obstarává z velké části bránice, která v dolní části plic podporuje výměnu dýchacích plynů. Proto je tento typ přijímání kyslíku nejvíce efektivní. Malé využívání břišního dýchání může způsobovat zácpu, nekvalitní trávení a hemoroidy.

Tři typy dýchání popisuje také Hnízdil et al. (2005) a dodává, že pro správné dýchání je podstatná návaznost všech tří následujících typů:

- podklíčkové dýchání – lokomoce druhého až pátého páru žeber nahoru a vpřed, jedná se o málo efektivní způsob;
- dolní žeberní dýchání – pohyb spodních žeber do stran a vpřed, typ přijímání kyslíku charakteristický pro ženy;
- brániční dýchání – nádech řídí především bránice a výdech podporuje břišní svalstvo, toto dýchání je typické spíše pro muže.

Aby docházelo ke správnému dýchání, je potřeba celému procesu stále přikládat velkou pozornost a kontrolu. Za zásadní je popisováno brániční dýchání, u netrénovaných jednotlivců se podílí zhruba na 30 až 40 % a u fyzicky zdatných na 50 až 60 % dýchání v klidovém stavu (Bartůňková et al., 2013).

Podle Dylevského (2009) jsou dýchací pochody rozděleny na 3 sektory: horní hrudní, dolní hrudní a břišní. V rovnovážném stavu dýchání se nejdříve spustí břišní sektor, následně dolní hrudní, a nakonec horní hrudní sektor, tím vzniká dechová vlna. Autor dále uvádí, že břišní sektor zodpovídá za 60 % z celkové činnosti dechu. Během klidového dýchání by v ideálním případě byl poměr podklíčkového, hrudního a břišního dýchání v době dechové vlny 10 %, 30 % a 60 %.

2.2 Oběhový systém

Bahenský et al. (2021) popisují oběhový nebo také kardiovaskulární systém jako soustavu několika důležitých funkcí v lidském organismu, které podporují všechny ostatní fyziologické systémy. Mezi hlavní funkce kardiovaskulárního systému řadíme:

- dodávku kyslíku a dalších živin;
- odstranění oxidu uhličitého a ostatních dalších metabolických zplodin;
- transport hormonů a dalších molekul;
- podporu termoregulace a kontrola rovnováhy tělesných tekutin;
- udržování acidobazické rovnováhy;
- regulace imunitních funkcí (Kenney et al., 2012).

Kenney et al. (2012) taktéž sdělují, že jako všechny systémy, kde dochází k oběhu, také oběhový systém má určité komponenty, které tomu napomáhají. Jedná se o srdce (pumpu), cévy (systém kanálů a trubek) a krev (tekutý prostředník).

2.2.1 Anatomie oběhového systému

Srdce je čtyřkomorový orgán (konkrétně skládající se z pravé síně a komory a levé síně a komory) velikosti pěsti fungující jako jedna jednotka, které plní několik funkcí odvíjecí se podle svých jednotlivých částí. Pravá srdeční pumpa zajišťuje dvě funkce – příjem odkysličené krve vracející se ze všech částí těla a pumpování krve do plic k okysličení prostřednictvím plicního oběhu. Komory levé srdeční pumpy taktéž vykonává dvě funkce – příjem okysličené krve z plic a pumpování krve do aorty kvůli distribuci po celém těle (McArdle et al., 2016).

Cévy slouží jako síť kanálů a trubek k rozvodu krve po celém těle. Podrobněji dělíme cévy na tepny, žíly a vlasečnice. Tepny (arterie) vedou krev ke tkáním bohatou na kyslík, tedy okysličenou. Krev je čerpána z levé komory do aorty, díky níž a menších arteriálních cirkuluje krev po celém těle, kdežto žíly vedou odkysličenou krev do menších žil a posléze do dolní duté žíly, kde krev prochází břišní a hrudní dutinou směrem k srdci. Nadále krev proudí do horní duté žíly a je vedena do pravé síně navazující na pravou komoru a na závěr do plic, kde dochází k okysličení v plicní alveolární kapilární síti. Vlasečnice tvoří menší a menší svalové cévy, obsahující přibližně 5 % z celkového krevního oběhu (McArdle et al., 2016).

2.2.2 Oběhový systém při zatížení

Při zatížení dochází k jistým změnám v oběhovém systému, které mohou být reaktivního, adaptivního, strukturálního a funkčního typu (Bahenský et al., 2021).

Reaktivní změny se dělí dle lokalizace do dvou složek. První složkou je centrální, kterou se rozumí spojitost mezi srdcem a jeho ukazateli (srdeční frekvence, srdeční systolický objem, srdeční minutový objem) – např. srdeční frekvence může být ovlivněna denní dobou, trénovaností, teplotou, hlukem, stravou atd. Druhou složkou je periferní, kterou jsou chápány tepny, žíly a vlasečnice – např. při zátěži je odlišně distribuována krev v určitých částech těla (Bartůňková et al., 2013).

Adaptivní změny souvisí s trénovaností. Výrazné změny jsou dosaženy především vytrvalostním tréninkem, ten například srdce posilňuje a zbytnuje, nejvýraznější je zvětšení levé komory (Bartůňková et al. 2013).

Ke strukturálním změnám patří např. hmotnost srdce či srdeční objem – hmotnost srdce je úměrná hmotnosti těla jedince, avšak průměrný jedinec má srdce o váze přibližně 310 g, kdežto trénovaný jedinec má srdce těžké 550 g. U srdečního objemu je to u průměrného jedince a trénovaného 750 ml a 1 200 ml. Obecně lze hovořit o 120–130 % vyšších hodnotách mezi průměrnými a trénovanými jedinci (Bartůňková et al., 2013).

Funkční změny jsou především spjaty se srdeční frekvencí a systolickým oběhem srdečním. U běžné populace je srdeční frekvence okolo 70–72 tepů za minutu, kdežto u vytrvalostních sportovců se jedná o rozmezí 60–65 tepů za minutu a u velmi dobře trénovaných vytrvalců dokonce pod 40 tepů za minutu. U systolického srdečního objemu mají trénovaní jedinci vyšší hodnoty oproti běžné populaci (Wilmore & Costill, 2004). Porovnání můžeme vidět v tabulce číslo 1.

Tabulka 1

Klidový a maximální SV s ohledem na trénovanost

Fitness status	SV klid (ml)	SV max (ml)
Netrénovaný	55–75	80–110
Trénovaný	80–90	130–150
Vysoce trénovaný	100–120	160–220

(Wilmore & Costill, 2004)

2.3 Vliv ochrany dýchacích cest

Většina lidí má spojené nošení ochrany dýchacích cest s vypuknutím pandemie COVIDU-19. Ovšem je zapotřebí také zmínit, že různé typy ochrany dýchacích cest se v jistých profesích, například v hospodářství, těžebním průmyslu či medicíně, využívaly každý den již dříve.

Problematikou efektu respirátoru při vykonávání práce se zabývalo mnoho studií. Aliabadi et al. (2022) se zajímali o problematiku komunikace a srozumitelnosti při nošení ochrany dýchacích cest v hlučném prostoru – bylo zjištěno, že při aplikaci chirurgické roušky byla srozumitelnost o 10 % nižší, během nošení respirátoru N95 o 20 % a během současného nošení ochranného štítu dokonce o 50 %.

Bansal et al. (2009) zjistil, že využívání ochrany dýchacích cest FFP2 způsobuje pracovníkům několik fyziologických zátěží, jako například odpor respirátoru při inspiraci a expiraci vzduchu či opětovné vdechování vydechnutého vzduchu.

Dále Georgi et. al (2020) provedli rozsáhlejší výzkum týkající se nemocničního personálu, kde bylo hlavním cílem zjistit, zda nošení různého druhu ochrany dýchacích cest, konkrétně látkové, či chirurgické roušky a respirátoru FFP2, ovlivní kardiorespirační parametry při různých typech zátěže, přesněji 50, 75 a 100 wattů. Výsledkem bylo, že čím byl výkon vyšší, a rouška, či respirátor méně propustné, tím horší byly parametry dechové frekvence, srdeční frekvence a systolického a diastolického krevního tlaku. Mimo kardiorespirační potíže bylo od probandů zjištěno, že více než polovina měla problémy s nepohodlím zapříčiněné bolestí hlavy, návaly horka, závratěmi či dyspnoí, přičemž více než 75 % problému bylo tvořeno právě respirátorem FFP2.

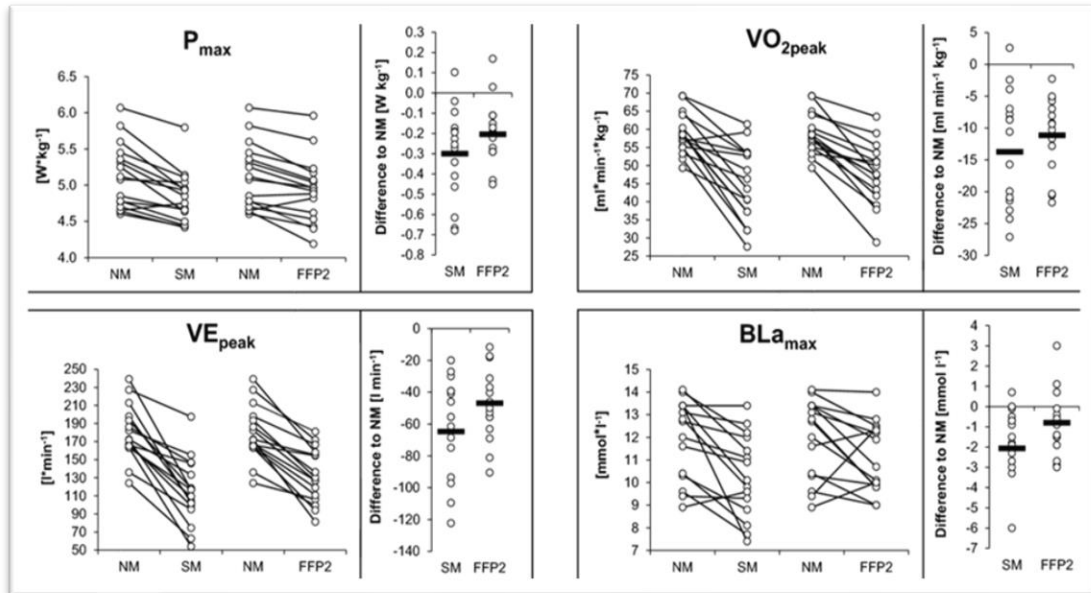
S obdobnými výsledky přišel také Fikenzer et al. (2020), který ze své studie zjistil, že nošení chirurgické roušky výrazně snižuje hodnoty výkonu, minutové ventilace a $VO_2\max$, přičemž respirátor FFP2 již snížené hodnoty ovlivňuje přibližně jednou tolikrát.

U elitních sportovců nedochází k takové negativní změně, jako u běžné populace, nicméně se také prokazují nižší hodnoty zkoumaných parametrů, nosí-li ochranu dýchacích cest. Zvláštností ale je, že u elitních sportovců jsou výsledky při aplikaci chirurgické roušky horší než při aplikaci respirátoru FFP2, přičemž u běžné populace je to naopak – jako hlavní příčinu se uvádí akutní dyspnoe z nasávání zdeformované a zvlhčené roušky (Egger et al., 2021). Na obrázku číslo 1 níže lze vidět

rozdíly hodnot výkonu, maximálního příjmu kyslíku, minutové ventilace a koncentrace laktátu v krvi mezi aktivitou bez ochrany dýchacích cest, s chirurgickou rouškou a s respirátorem FFP2.

Obrázek 1

Komparace kardiopulmonálních parametrů elitních sportovců bez ochrany dýchacích cest, s chirurgickou rouškou a s respirátorem FFP2



(Egger et al., 2021)

2.4 Epidemie COVIDU-19

Pojem COVID-19 je zkratkové označení onemocnění koronavirem SARS-CoV-2, které vypuklo na přelomu listopadu a prosince roku 2019 ve městě Wuhan v čínské provincii Hubei. Jako hlavní důvod první nákazy COVIDEM-19 se uvádí kontakt mezi člověkem a netopýrem, který funguje jako přenašeč, na místním trhu s mořskými plody. Identifikace COVIDU-19 není jednoduchá, a u každého jedince se projevuje individuálně, mezi nejtypičtější příznaky se řadí horečka, kašel, dýchací potíže, únava a ztráta chuti společně s čichem. Kvůli přenosu pomocí kapének došlo k rozšíření onemocnění do okolních oblastí a postupem času i do sousedních států jako Thajsko, Vietnam či Jižní Korea. Onemocnění se bleskově šířilo na začátku roku 2020, se kvůli popularitě cestování rozšířilo i na další kontinenty, což vedlo k oficiálnímu prohlášení World Health Organization, která dne 12. března 2020 vydala oficiální zprávu o celosvětové epidemii (Ciotti et al., 2020).

Rozšíření epidemie po celém světě mělo obrovský dopad na téměř všechny sféry každodenního života. Docházelo k úpadku ekonomiky jednotlivých států a celého světa,

cestovní ruch byl omezen a pozastaven rušením letů, se kterou souvisela také doprava a transport, kvůli státním opatřením, mezi které nejčastěji patřil lockdown, došlo k omezení kultury a sportu. Největší vliv měla pandemie na tělesné a mentální zdraví. Podle statistik WHO (2023) z února 2023 zemřelo na tento virus přes 6,8 milionů obyvatel a potvrzená nákaza byla u bezmála 760 milionů lidí. Z důvodu šíření nákazy se podle států nezávisle nastolila preventivní opatření, která měla za úkol přenos viru omezit až zastavit. Mezi nejvyužívanější prostředky patřil výše zmíněný lockdown, rozestupy a, do teď často využívané, nošení ochrany dýchacích cesty v podobě roušek či respirátorů (Suryasa et al., 2021).

Sport byl jedním z odvětví, které bylo drasticky ovlivněno. Celosvětové rozšíření infekčního onemocnění mělo za následek rušení či dočasné přerušování veškerých sportovních akcí. Zanedlouho se přišlo s alternativou obnovení sportovních událostí, ale bez diváků a za dodržování přísných pravidel. Vrcholoví sportovci měli umožněno vykonávat svou sportovní činnost bez ochrany dýchacích cest za předpokladu negativního testu. Impulsem pro zvýšení zájmu o výzkumy týkající se vlivu respirátoru na kardiorespirační parametry u sportovců bylo opatření, že amatérští sportovci či běžná populace, která je fyzicky aktivní, musí při sportovní činnosti mít ochranu dýchacích cest, což vyvolávalo všemožné negativní dopady na dýchání (Grix et al., 2021).

2.5 Motorické schopnosti

Motorické schopnosti, jinak také pohybové schopnosti, lze charakterizovat jako obecné faktory jednotlivce odrážejících se na výsledcích pohybové činnosti. Podle Měkoty a Novosada (2005) se jedná o obsáhlou a členitou řadu schopností, které ovlivňují dosahování výkonu jak ve sportu, tak také v práci či tvorbě, kde pohyb je dominantní složkou. Taktéž zmiňuje, že pohybové činnosti nejsou podmíněny pouze motorickými schopnostmi, ale také předpoklady jako somatotypem, výkonovou motivací či vlastnostmi osoby. Hierarchický model motorických schopností můžeme vidět na obrázku číslo 2.

Dovalil et al. (2002) míní, že pohybové schopnosti jsou relativně stálé v čase čili jejich úroveň nekolísá ze dne na den, a změny v těchto schopnostech lze docílit soustavným přizpůsobením tréninkové jednotky.

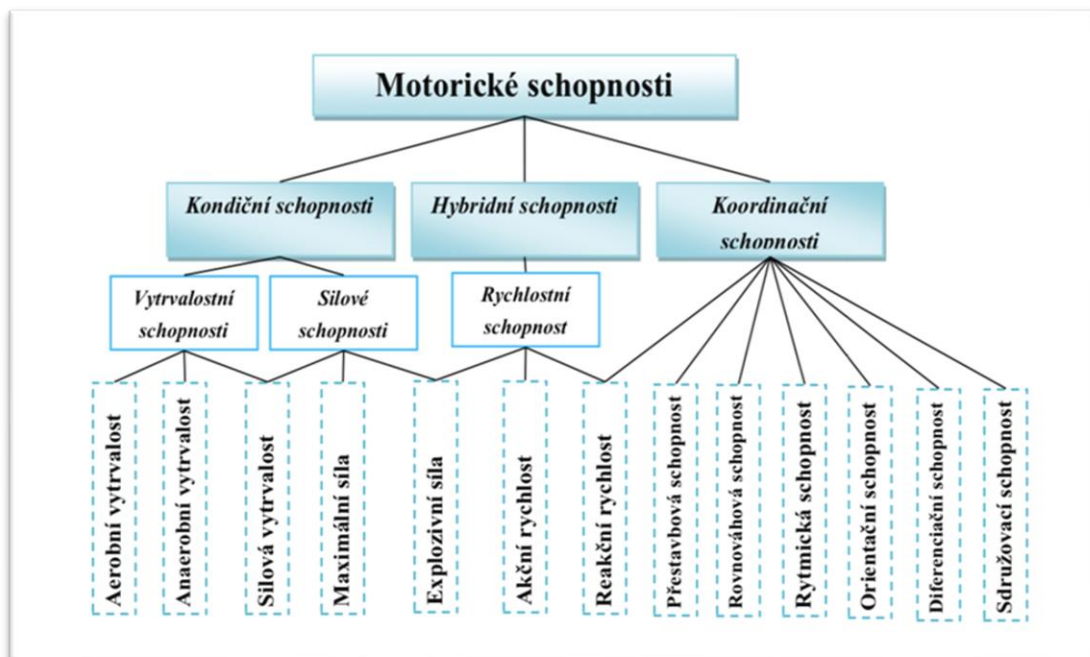
Podobný pohled má také Burton a Miller (1998), kteří zmiňují, že motorické schopnosti jsou obecné rysy, kapacity a vlastnosti, které podkládají výkonnost v řadě pohybových schopností, jsou relativně stálé a nijak modifikovatelné zkušeností a praxí.

Čelikovský (1985) dělil motorické schopnosti z hlediska zátěže, tedy na rychlostní, silové, vytrvalostní a obratnostní, k nimž ještě řadil vzájemné kombinace jako vytrvalostně-rychlostní, vytrvalostně-silová a rychlostně-vytrvalostní. V moderním pojetí se používá víc komplexní a funkční pohled na pohyb, který uvádí Měkota (2005). Motorické schopnosti jsou děleny na:

- kondiční – jsou determinovány energeticky, řadí se sem vytrvalostní a silové schopnosti;
- koordinační – podílejí se na řízení pohybu;
- hybridní – kombinace kondiční a koordinační, regulují pohybové činnosti a jsou podmíněné energeticky, patří sem rychlostní schopnosti.

Obrázek 2

Hierarchický model motorických schopností



(Měkota, & Novosad, 2005, s. 15)

Rychlostní schopnost chápeme jako započítání pohybu v co nejkratším časovém rozpětí a provádění ho vysokou, potažmo maximální rychlostí (Bahenský et al., 2021). Bernaciková et al. (2020) charakterizují rychlost jako schopnost, kde je zapotřebí co nejrychlejší reakce na určitý podnět nebo vykonávání určitého pohybu bez odporu či s minimálním odporem co nejrychleji v krátkém časovém intervalu, tj. 5–7 sekund.

Silovou schopností nazýváme úkon udržování nebo překonávání vnějšího odporu svalovou kontrakcí, přičemž podkladem pro silovou schopnost je mohutnost svalové kontrakce (Bahenský et al., 2021). Podle Bartůňkové et al. (2013) je silová schopnost tou nejdůležitější schopností – bez ní by nebylo možné funkce zbývajících schopností. Silovou schopnost dělíme na dva druhy:

- statické silové schopnosti – tzv. izometrická kontrakce, dochází ke změně svalového napětí, ale délka zůstává stejná;
- dynamické silové schopnosti – tzv. izotonická kontrakce, dochází ke změně svalové délky, ale napětí zůstává stejné (Votík, 2005).

Koordinální schopnosti, nebo také obratnostní schopnosti, jsou dle Pavlíka (2010) schopnosti podmíněné procesy regulace a řízením pohybové činnosti, kde se předpokládá značné zapojení centrální nervového systému. Bedřich (2006) doplňuje, že se jedná o co nejekonomičtější pohybovou činnost z hlediska času, prostoru a dynamické struktury díky vyšším nárokům na jednotlivé analyzátoři a nižšímu zapojení energetických procesů. Koordinální schopnosti lze rozdělit na:

- kinesteticko-diferenciační – schopnost ovlivňovat silové, časové a prostorové charakteristiky pohybu;
- prostorově-orientační – schopnost určení polohy a pohybu těla v prostoru;
- rovno-váhová – schopnost udržování těla v určitých polohách či v průběhu přemísťování těla stav udržet;
- reakční – schopnost smysluplného a rychlého zahájení činnosti jako reakce na podnět;
- rytmická – schopnost člověka, která umožňuje správnou představu, a tudíž také pochopení rytmů obsažených v pohybové činnosti;
- schopnost sdružování a přestavby – schopnost kombinovat pohyby a přizpůsobit je daným podmínkám (Zimmermann et al. 2003).

2.6 Vytrvalostní schopnosti

Vytrvalostní schopnost (zkráceně VS) má mnoho charakteristik a definic. Podle Lehnerta (2010) se jedná o schopnost udržení určité intenzity pohybové činnosti po co nejdelší dobu bez poklesu její efektivity. Perič (2010) naopak uvádí, že se jedná

o schopnost odolávat únavě, která je taktéž základním stavebním kamenem a předpokladem pro vysokou výkonnost sportovce. Podobný pohled má také Měkota a Novosad (2005) – podle těchto autorů je vytrvalost základním pilířem fyzické kondice a předpokladem či prostředkem k dosažení úspěchu v několika sportech

Vytrvalost je vnímána jako schopnost vykonávat pohyb po delší časový úsek na určité úrovni bez poklesu efektivity a intenzity. Lze ji také charakterizovat jako schopnost odolávat únavě. Vytrvalost lze rozdělit podle několika faktorů, kterými jsou dominance vybraného metabolismu (anaerobní, aerobní), dominance určitého energetického zdroje (tuky, bílkoviny, sacharidy), časové hledisko (rychlostní, krátkodobý, střednědobý, dlouhodobý), množství aktivovaných svalových skupin při jednotlivých činnostech (lokální, celková) a míry specifčnosti cvičení (specifická, nespecifická) (Bernaciková et al., 2020).

Vytrvalostní schopnosti jsou nejméně geneticky determinovány, tj. jejich úroveň lze celkem snadno ovlivnit tréninkem. Podle Bedřicha (2006) jsou vytrvalostní schopnosti dány genetikou v rozmezí 60–80 %, tudíž možnost zlepšení zapříčiněné tréninkem je vysoká a výsledky se mohou dostavit v rámci týdnů. Mimo genetiku je vytrvalost ovlivněna následujícími faktory:

- somatické předpoklady;
- účinnost a výkonnost transportního systému;
- převaha zastoupení SO vláken v agonistech;
- efektivní souhra agonistů a antagonistů;
- regulační plasticita metabolických dějů;
- automatizace pohybových dovedností (Měkota, 2005).

Důležitou roli hrají ve vytrvalostních výkonech hrají také tyto činitelé:

- optimální tělesná hmotnost;
- schopnost příjmu O₂;
- ekonomika techniky prováděné pohybové aktivity;
- způsob krytí energetických potřeb;
- úroveň volní koncentrace zaměřené na překonání příznaků únavy;
- druh vytrvalosti, v závislosti na typu prováděné pohybové činnosti (Bedřich, 2006).

Vytrvalostní schopnost lze členit z několika hledisek, na kterém se shoduje většina autorů, a to konkrétně ze čtyř – dle množství zapojené svalové hmoty, dle typu svalové kontrakce, dle délky trvání a dle způsobu energetického krytí (Hnízdil, 2012).

Členění podle množství zapojené hmoty, tj. strukturální kritérium, určuje, jakou procentuální část či podíl svalové hmoty je využito k provádění motorické činnosti. Lokální VS je charakteristická zapojením 1/3 svalstva, obvykle menších svalových skupin. Mezi typické činnosti můžeme zmínit výdrž ve shybu či kliky. Globální VS se projevuje v motorické činnosti komplexní povahy se zapojením 2/3 svalů, objem vykonané práce je obvykle velký při mírné až střední intenzitě, může se však také jednat o krátké intervaly maximální zátěže. Lze sem zařadit plavání, běh na lyžích či sprint (Hnízdil, 2012).

Dělení podle typu svalové kontrakce je buďto na dynamickou VS či statickou VS. Dynamická činnost znamená střídání mezi svalovou kontrakcí a uvolněním, kdežto statická činnost vede k rychlejší únavě a jedná se o provedení vnějšího odporu ve stanovené poloze bez vnějších projevů svalového zkrácení. (Lehnert et al., 2014).

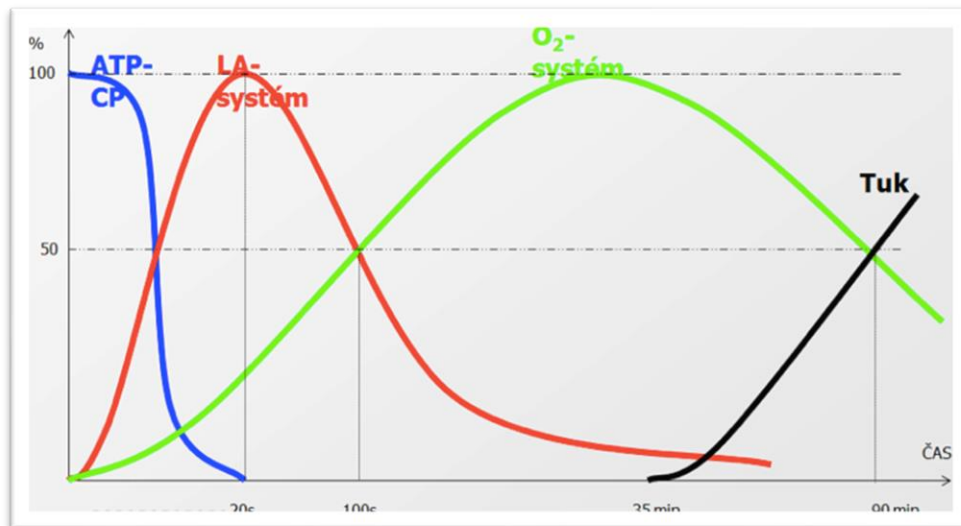
Další možné dělení je z hlediska časového kritéria a doby, jak dlouho je pohybová aktivita či činnost vykonávána. Rychlostní VS je charakterizována sub maximální až maximální intenzitou v rozmezí 15–50 vteřin, např. běh na 400 m (Hnízdil, 2012). Podle Dovalila et al. (2012) se jedná o 20–30 vteřin, podle Měkoty a Novosada (2005) o 7–35 vteřin. Anaerobní kapacita organismu je hlavním rozhodujícím faktorem pro rozvoj. Na ní navazuje krátkodobá VS, jejíž hranice je od 50 vteřin do 2–3 minut. Činnost je provázena maximální intenzitou a příčina únavy je kumulace kyseliny mléčné, např. běh na 800 m (Hnízdil, 2012). Střednědobá VS činnosti s nepřetržitou dobou trvání od 2 do 10 minut, obvykle střední intenzity. Jako poslední určujeme dlouhodobou VS – tu lze nadále rozdělit do čtyř fází – I. je od 10–35 minut (běh na 10 000 metrů), II. od 35–90 minut (fotbalový zápas), III. od 90 min – 6 hodin (maraton) a poslední IV. nad 6 hodin (triatlon Ironman) (Lehnert et al., 2014).

Poslední využívané dělení vytrvalostní schopnosti je podle energetického krytí, které je úzce spojeno s dobou trvání. Kreatinfosfátový systém, zkráceně ATP–CP systém, zásobuje tělo na 2–20 kontrakcí a je využíváno při rychlostní VS. Anaerobní glykolýza neboli LA–systém používáme při krátkodobé vytrvalosti, kdy při zatížení dochází k tvorbě ATP a kyseliny mléčné, známé též jako laktát. Aerobní glykolýza nebo také O₂

system, je využívána při střednědobé zátěži a je charakteristická tvorbou ATP, oxidu uhličitého a vody. Především u dlouhodobé vytrvalosti se mění energetické krytí podle doby pohybové činnosti – v první fázi čerpá tělo energii z glykogenu, ve druhé fázi glykogen společně s tukem, ve třetí fázi tuk a v poslední fázi z bílkovin (Vobr, 2013). Na obrázku číslo 3 níže lze vidět grafické znázornění energetického krytí v závislosti na čase.

Obrázek 3

Schématické znázornění zapojení jednotlivých energetických systémů



(Vobr, 2013)

2.7 Sportovní výkon

Jedním ze základních pojmů sportu a sportovního tréninku je dle Dovalila et al. (2002) sportovní výkon, ke kterému se soustřeďuje pozornost sportovců, trenérů i jiných odborníků. Ke zlepšování výkonu dochází především během tréninku, pro který má výzkum sportovního výkonu podstatný význam. K provedení sportovního výkonu dochází při specifických pohybových činnostech. Během těchto činností dochází k řešení úkolů, při nichž sportovec musí brát ohled na vymezená pravidla dané aktivity a snaží se dosáhnout maximálního výkonu.

Teorie sportu vnímá sportovní (také pohybový, či motorický) výkon jako jednu ze základních kategorií. Sportovním výkonem se rozumí aktuální projev specializovaných schopností jednotlivce, současně vždy dochází ke shodě průběhu a výsledku vykonávané pohybové aktivity. Závěrečné hodnocení výsledků činnosti je pak možné provádět za pomoci fyzikálních jednotek (hmotnost, vzdálenost, čas), množství zásahů (koše, branky), subjektivní vyhodnocení (bodování), atd. (Zvonař et al., 2011).

Sportovní výkon ovlivňuje celá řada faktorů. Část z nich má na výkon podstatný vliv, ale předpokladem k dosažení maximálního výkonu je ideální úroveň všech faktorů, které se na výkonu podílejí (Daniels, 2013).

K základním faktorům ovlivňujícím výkon řadíme somatické faktory, kondiční faktory, dále techniku, taktiku a psychiku. Tyto faktory označujeme jako vnitřní a tím pádem ovlivnitelné cvičením, právě to je jejich významným znakem. Jako vnější faktory označujeme ty, které se nedají ovlivnit tréninkem. Týká se to společenských, přírodních a ekonomických podmínek, či biomechanického vlivu materiálu (Dovalil et al., 2002).

Somatické faktory jako poměrně stálé a z velké části geneticky předurčené činitele mají v množství sportů význačné postavení. Náleží k nim podpurný systém, jako kostra, svalstvo, vazy a šlachy. Mezi hlavní somatické faktory řadíme: tělesnou výšku, tělesnou hmotnost, složení těla (poměr, množství a kvalita svalových vláken), délka paží a nohou v poměru k trupu (Dovalil et al., 2002)

Dovalil et al. (2002) se domnívají, že kondičními faktory sportovního výkonu jsou pohybové schopnosti. Řadíme sem silové, rychlostní a vytrvalostní dispozice. Při vytrvalostním výkonu jsou na jistém stupni nezbytné všechny, dominují ovšem především vytrvalostní předpoklady.

2.8 Vytrvalostní výkon

Jako vytrvalostní výkon se charakterizuje měřitelná pohybová aktivita, která trvá v rozmezí 20 až 30 minut a na jejím ukončení se může podílet celkové vyčerpání jedince. První analýzy vytrvalostního výkonu byly prováděny již ve 20. letech minulého století. Často souviseli s poklesem výkonnosti vzhledem k míře svalové únavy (Joyner & Coyle, 2008).

Svalová činnost je podstatou tělesné zátěže a patří také k základním životním projevům, zároveň ovlivňuje do velké míry vytrvalostní výkon. Sval je složen ze svalových vláken, která nejsou vždy stejná – odlišují se nejen barvou, ale také fyziologickými vlastnostmi, např. rychlostí zkracování či schopností vytvářet sílu. Poměr druhů svalových vláken je u každého individuální a do velké míry je dán geneticky, důležitou roli hraje však také pohybové návyky jedince a hladina hormonů v krvi, což platí především na vytrvalostní znaky jedince (Powers & Howley, 2012). Na rozdělení svalových vláken se můžeme podívat v tabulce číslo 2.

Tabulka 2

Rozdělení svalových vláken

Druhy sval. vláken	Zkratka	Charakteristika	Ideální pro
typ I	SO (slow oxidative)	pomalá červená	VS
typ IIa	FOG (fast oxidative glycolitic)	rychlá červená	RS
typ IIx	FG (fast glycolitic)	rychlá bílá	SS
typ III	-	přechodná	-

(Bahenský et al., 2021, s. 113)

Pro vytrvalostní výkon a obecně vytrvalostní schopnost jsou nejdůležitější vlákna pomalá červená. Ty tvoří průměrně 45–55 % vláken ve svalech horních a dolních končetin, jsou velmi tenká, bohatě kapilarizovaná a dobře vybavena pro pomalé kontrakce. Nachází se zde menší množství myofibril a velké množství mitochondrií – to vede k dobré kapacitě pro aerobní metabolismus. Důležitou vlastností je taktéž malá unavitelnost (Bartůňková et al., 2013).

Vliv na výkon kromě fyzických a psychických možností organismu má také zevní prostředí, a to pozitivní, nebo negativní (Bahenský et al., 2021).

Nejčastěji se setkáme s tepelným vlivem. Při vyšších teplotách dochází k evaporaci. Díky ztrátě tekutin zapříčiněné pocením se může vytvořit stav dehydratace. Nadměrná ztráta tekutin a minerálů může vést ke křečím. Kromě toho může dojít během delšího pobytu na slunci k úpalu (přehřátí a kolaps termoregulačních center) a úžehu (způsoben slunečním zářením). Nízké teploty způsobují nízkou aktivitu svalových enzymů a mohou vést k prochladnutí organismu (McArdle et al., 2016).

Mezi další vlivy patří povětrnostní podmínky (silný vítr), akustické vlivy (hluk, podpora fanoušků či pískot), zvýšený a snížený tlak či životní prostředí (špatná kvalita ovzduší, smog) (Bartůňková et al., 2013).

Důležitým faktorem ovlivňující vytrvalostní výkon je spánek a strava. Jones et al. (2019) podotýkají, že sportovci s dostatečným spánkem, tj. 8–9 hodin, dosahují lepších sportovních výkonů než jedinci s nižšími hodnotami. Při vytrvalostních výkonech tělo získává energii z tuků a výjimečně z bílkovin (jedná-li se o nadměrně dlouhé disciplíny), velmi důležité je také konzumace sacharidů (Clarková, 2000).

2.9 Zátěžová funkční diagnostika

Fyziologie tělesné zátěže je zaměřena na sledování odezvy organismu na zatížení a na studium adaptací navozených fyzickým zatěžováním. Fyziologie tělesné zátěže aplikovaná do oblasti sportu se soustředí na charakterizaci a popis sportovních výkonů a identifikaci vhodných fyziologických charakteristik pro různé sportovní činnosti a výkony, lišící se v závislosti na úrovni sportovní výkonnosti (od rekreační až po vrcholovou úroveň) (Heller, 2018).

2.9.1 Historie zátěžové funkční diagnostiky

Hodnocení zdatnosti a výkonnosti se datuje do dávné historie, konkrétně do 8. století př. n. l., kdy v antické Spartě docházelo k hodnocení výsledků tvrdého výcviku mladých budoucích bojovníků. Po další staletí docházelo k posuzování způsobilosti pro výkon fyzicky náročných prací. Přesnější měření započalo na konci 17. století, kde docházelo k posouzení lidské zdatnosti na zvedání a nošení zátěže a následnému porovnání se silou koně.

Laboratorní vyšetřování zdatnosti a výkonnosti se začalo využívat koncem 19. století – v Německu byl využívám klikový ergometr k měření výkonu horních končetin, o pár let později ve Francii byl vynalezen první brzděný bicyklový ergometr (Van Praahg & Franca, 1998).

První kardiovaskulární testy pochází z počátku 20. století, když docházelo k porovnávání srdeční frekvence a systolického krevního tlaku vestoje a vleže. Předpokladem těchto testů bylo, že zdatnější jedinci budou vykazovat maximální zvýšení v krevním tlaku, zatímco srdeční frekvence se nijak nezmění (Kolesár & Mikeš, 1981).

Oblast měření spotřeby kyslíku byla zkoumána poprvé ve 20. letech 20. století, přičemž za průkopníky s považuje Francis Gano Benedict a Hans Murschhauser, kteří přišli s myšlenkou, že maximální spotřeba kyslíku a kyslíkový dluh jsou dva hlavní faktory limitující výkonnost člověka (Kolesár & Mikeš, 1981).

2.9.2 Význam zátěžové funkční diagnostiky

Heller (2018) zmiňuje, že budeme-li hovořit o zátěžové funkční diagnostice ve sportu, je zapotřebí vědět, co tento pojem znamená. Podle Evropské charty, přijaté roku 1992, s jedná o všechny formy tělesné činnosti, které si, ať už prostřednictvím organizované účasti či nikoli, kladou za cíl projevení či zdokonalení tělesné a psychické

kondice, rozvoj společenských vztahů nebo dosažení výsledku na všech úrovních. Současné pojetí sportu je širší než to starší, kde se jako sport označovaly pouze aktivity řízené konkrétními pravidly.

V první řadě se zátěžová funkční diagnostika týká vyšetřování zdatnosti a výkonnosti jedince. Zdatnost je charakterizována jako soubor předpokladů optimálně reagovat na různé podněty prostředí, jiná definice popisuje zdatnost jako připravenost či způsobilost organismu konat práci (Heller, 2013).

Výkonnost je oproti zdatnosti užším pojmem a představuje méně obecnou oblast. Tento pojem znamená schopnost podávat určitý výkon či opakovat určitý výkon na poměrně stabilní úrovni. Ve sportovním výkonu se vždy odrážejí vrozené dispozice, vlohy a talent. Vliv na úroveň výkonnosti mají také další faktory – prostředí (sociální, ekonomický, demografický a konkrétní geografický – nadmořská výška, dostupnost sportovišť atd.) (Heller, 2013).

Pro stanovení fyzické zdatnosti zůstává nadále tzv. „zlatý standard“, za který se považuje maximální aerobní test pro nepřímé stanovení $VO_2\text{max}$ neboli maximální spotřeba/příjem kyslíku. Ten je možný odhadnout či zjistit pomocí terénních a laboratorních testů. Výhodou terénních testů je nenáročná realizace a možnost otestování více probandů najednou, nevýhodou je však vliv zevního prostředí (vítr, zima, déšť) a nepříliš přesné hodnoty. Mezi nejznámější terénní testy patří Cooperův běh na 12 minut, Légerův člunkový běh či test chůze na 2 km. Přesnější variantou jsou laboratorní testy, kde mají probandi nastavené ideální prostředí pro podání co nejvyššího výkonu. Nejznámějšími testy jsou testy stanovující maximální spotřebu a příjem kyslíku (na běhacím koberci či bicyklovém ergometru), step test, test W_{170} či Křížův test (Heller, 2018).

2.10 Spiroergometrie

Heller (2018) popisuje spiroergometrii jako laboratorní funkční vyšetření, které při standardním způsobu zatěžování monitoruje kardiorespirační a metabolické změny uskutečňující se v organismu jedince, přičemž maximální aerobní kapacita je základním výstupem spiroergometrického vyšetření v oblasti diagnostiky zdatnosti a výkonnosti člověka.

Zkratka $VO_2\text{max}$ v dřívějších dobách znamenala maximální spotřebu kyslíku. Ačkoli se stále jedná o správnou a aktuální definici, v dnešní době se používá přesnější pojem maximální příjem kyslíku, jelikož ve skutečnosti jsme schopni měřit příjem kyslíku organismem, ale nikoli přímo jeho spotřebu na tkáňové úrovni. Důvodem, proč je maximální spotřeba/přijem kyslíku považována za základní parametr zdatnosti a výkonnosti člověka, je ten, že vyjadřuje horní limit aerobní zátěžové tolerance. Mimo jiné také odráží kapacitu plic, schopnost srdce a krve transportovat kyslík k pracujícímu svalstvu a využití kyslíku ve svalstvu při zátěži. Nejčastěji se vyjadřuje vzhledem k tělesné hmotnosti ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) (Heller, 2018).

Ačkoli je v celosvětovém měřítku nastavena shoda, co se týče koncepce $VO_2\text{max}$, protokoly zátěžových testů k jeho stanovení se výrazně odlišují. To je dáno především tradicí jednotlivých států a oblastí, speciálním zaměřením či zkušeností a praxí individuálních laboratoří nebo zdravotních a univerzitních pracovišť (Heller, 2018).

V našem měření a celkově v dnešní době je nejvíce využíván Bruceův protokol, který byl vytvořen v roce 1963 americkým kardiologem Robertem A. Bruceem za účelem diagnostiky onemocnění srdce a plic. Je charakteristický začátkem s nízkou úrovní pro zahřátí a kardiopulmonální adaptaci s poměrně velkou mírou zvyšování zátěže, konkrétně o 3–4 MET na fázi. Zkratka MET značí bazální metabolický ekvivalent a popisuje, kolik energie je zapotřebí k uskutečnění vykonávané aktivity, přičemž jeden MET představuje zatížení se spotřebou kyslíku o velikosti $3,5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$. Změny zatížení jsou dány postupným zvyšováním rychlosti a navyšováním sklonu pásu. Bruceův test trvá dohromady 21 minut a má 7 stupňů zatížení, přičemž ke změně dochází každé 3 minuty. Začíná se s rychlostí $2,7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a sklonem 10 % a končí rychlostí $9,7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ a sklonem 22 %. V tabulce číslo 3 níže jsou znázorněny všechny jednotlivé části (Evans & White, 2009).

Tabulka 1

Přehled Bruceova protokolu

Stupeň	Bruceův protokol		
	v (km·h ⁻¹)	sklon (%)	t (min)
1	2,7	10	3
2	4,0	12	3
3	5,5	14	3
4	6,8	16	3
5	8,0	18	3
6	8,8	20	3
7	9,7	22	3

(Evans & White, 2009)

Mimo tento protokol se ve velké míře využívají jeho modifikace či další protokoly, které fungují na obdobném principu. Při Balke-Wareovo protokolu je proband testován při konstantní rychlosti 5,3 km·h⁻¹ s počátečním sklonem 0 %, přičemž každou minutu je přidán sklon o hodnotě 1 % až do finálních 26 %. Z tohoto testu byl modifikován Astrandův protokol, kteří slouží pro zdatnější a aktivně sportující jedince, zatímco Balke-Wareův protokol je uzpůsoben lidem se srdečními či plicními chorobami. Astrandův protokol má konstantní rychlost o hodnotě 8 km·h⁻¹ a kromě fáze 1, která trvá 3 minuty, je délka fází 2 minuty s navýšením sklonu o 2,5 %. Naughtonův protokol pracuje s rychlostí 3,2 km/h a je vhodný pro vysoce rizikové pacienty (Evans & White, 2009).

U aerobních testů se zpravidla hodnotí několik parametrů, do naší práce však byly nejdůležitější následující:

- MV – minutová ventilace, množství prodýchaného vzduchu plicemi za jednu minutu [l·min⁻¹];
- DF – dechová frekvence, počet dechů za minutu [n·min⁻¹];
- VT – dechový objem, množství vzduchu nadechované nebo vydechované ve stavu fyzického a psychického klidu [l·min⁻¹];
- IMT – inspirační čas [s];
- EMT – expirační čas [s];
- BMT – celkový čas dechu [s];

- PRC VT – podíl množství vzduchu v podklíčkovém sektoru [%];
- ARC VT – podíl množství vzduchu v hrudním sektoru [%];
- A VT – podíl množství vzduchu v břišním sektoru [%];
- SF – srdeční frekvence, počet tepů za minutu [$n \text{ tepů}/\text{min}^{-1}$] (Heller, 2018).

3 Cíl, úkoly, hypotézy a vědecké otázky

3.1 Cíl práce

Cílem této bakalářské práce je provést analýzu vlivu respirátoru FFP2 na ventilační parametry, dechový vzor a vytrvalostní výkon u studentů TV v Laboratoři funkční zátěžové diagnostiky na KTVS PF JU a komparace výsledků při výkonu s ochranou dýchacích cest a bez ní.

3.2 Úkoly práce

- Rešerše literatury a vymezení teoretických východisek pro tuto práci;
- návrh designu experimentu;
- výběr probandů z řad studentů KTVS PF JU;
- změření somatických předpokladů vybraných probandů;
- provedení testů na běžeckém ergometru u vybraných probandů;
- porovnání naměřených hodnot s ochranou dýchacích cest a bez;
- vypracování výsledků do grafické podoby;
- diskuse;
- vytvoření závěrů.

3.3 Hypotézy

H1) Předpokládáme, že délka testu s ochranou dýchacích cest bude významně kratší než bez ní.

H2) Předpokládáme, že hodnoty dechové frekvence budou významně odlišné při zátěži s ochranou dýchacích cest a bez ní.

3.4 Vědecké otázky

VO1) Bude se lišit dechový vzor v klidu při měření s nasazenou ochranou dýchacích cest a bez ní?

VO2) Bude se lišit dechový vzor při velmi vysoké zátěži s ochranou dýchacích cest a bez ní?

VO3) Budou se lišit hodnoty minutové ventilace v různých úrovních testu s nasazenou ochranou dýchacích cest a bez ní?

3.5 Rešerše literatury

Literatura použitá v této práci vyháží ze seznamu doporučené literatury, a současně je rozšířena o další publikace. Některé zdroje byly pro sepsání této práce velmi zásadní, naopak jiné zdroje byly využity jen okrajově. Původce většiny publikací, z kterých v práci čerpáme, byla Akademická knihovna Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích, dále také Google Scholar a Pubmed. Všechny použité publikace jsou veřejně dostupné.

4 Metodika

4.1 Využité testovací přístroje

InBody 770 – přístroj, který je za pomoci bioelektrické impedanční analýzy schopný změřit tělesné složení. Pro správné měření je nutné, aby se proband vysvlékl ze všeho oblečení, včetně ponožek, mimo spodního prádla. Měření probíhá pomocí osmi katod, které jsou rozděleny po čtyřech na stupínku a na ručních madlech. Při měření jsou do těla probanda vysílány slabé elektrické signály, přičemž se v jednotlivých tělesných segmentech (levá paže, pravé paže, trup, levá noha, pravá noha) vytváří odpor a přístroj tak vypočítává tělesné složení, index tělesné hmotnosti a další kritéria. Tělesná výška byla změřena automatickým výškoměrem InBody BSM370, který slouží jako příslušenství k InBody770 (InBody, 2024). Přístroj InBody 770 si můžeme prohlédnout na obrázku číslo 4.

Obrázek 4
InBody 770



(InBody, 2024)

Cortex MetaControl 3000 - jde o ideálně zkonstruovaný spiroergometrický systém, který se stará o maximální kompatibilitu a spolehlivost během provádění kardiopulmonálních zátěžových CPX testů. Slučuje analyzátor dechových plynů Cortex

Metalyzer a dvanácti svodový elektrokardiograf, společně s dalšími přístroji a doplňky. Tato zařízení jsou napojena na výkonný počítač, ten je společně s Metalyzerem umístěn do přístrojového vozíku, jehož součástí jsou i dva monitory, které zobrazují spirometrické a ergometrické parametry současně s EKG křivkou (SUMMUS vita, 2023).

Cortex MetaLyzer 3B – stacionární systém hodící se pro sportovní ordinace, nemocnice a tréninková centra, slouží pro kardiopulmonální zátěžové testy a umožňuje tak komplexní lékařské vyšetření plic, srdce a metabolismu v klidu i při zátěži. Přístroj lze kombinovat se zátěžovými EKG systémy a je možné ho rozšířit o další doplňky. V součinnosti s posuzovacím softwarem MetaSoft® Studio je schopen sledovat až sto kardiopulmonálních parametrů (Compek, 2023). Přístroj můžeme vidět na obrázku číslo 5.

Obrázek 5
Cortex MetaLyzer 3B



(Compek, 2023)

Lode Valiant 2 CPET – běžecký ergometr Lode Valiant 2 CPET znázorňuje moderní běžecký pás, sestavený specificky pro kardio-pulmonální testování zátěže. Pás umožňuje plynulé nastavení rychlosti od 0,5 do 20 km/h, přičemž rychlost je možné stupňovat po 0,1 km/h. Při maximálním sklonu může být pás nakloněn až od 25 %, dostupná je také funkce záporného sklonu a to až -10 %. Další možností, kterou pás nabízí je volitelné měření krevního tlaku, okysličení krve a srdeční frekvence. Tyto

funkce předurčují využívání k diagnostickým a rehabilitačním účelům ve sportovní medicíně. Bezpečnost během testování je zajištěna bočními madly a systémem, kdy se pás sám zastaví po vytržení magnetu, kterým je proband ke stroji připojen (Compek, 2023). Běžecý ergometr lze vidět na obrázku číslo 6.

Obrázek 6

Běžecý ergometr Lode Valiant 2 CPET



(Compek, 2023)

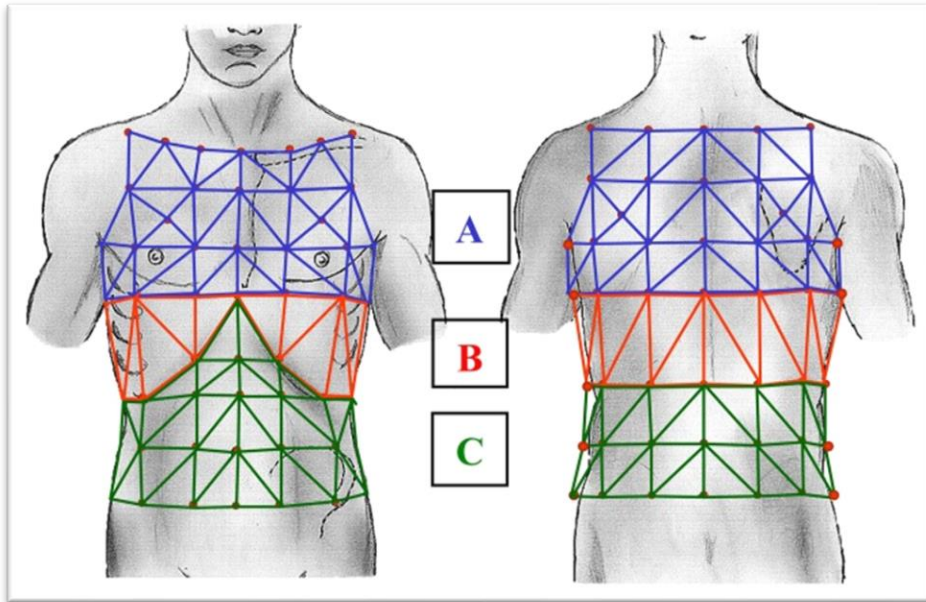
Smart-DX – je inovativní přístroj vyvinutý firmou BTS Bioengineering, který je schopný provádět přesné měření torakoabdominální stěny a nabízí vysokou kvalitu měření v jakýchkoliv podmínkách. Ke sledování a měření dechového vzoru a dalších ventilačních parametrů využívá pohybové analýzy reflexních markerů umístěných na specifických referenčních bodech trupu. Celkem 89 těchto markerů je snímáno osmi optoelektronickými kamerami měřících s přesností 0,1mm, ty odesílají naměřené hodnoty do výkonného počítače. Tento systém sledování plicní ventilace je zcela neinvazivní a umožňuje hodnocení totálních objemů plic a probíhajících změn ve třech částech hrudní stěny (podklíčkový sektor, hrudní sektor a břišní sektor) (SciELO, 2012).

Neoddiskutovatelnou výhodou metody OEP (optoelektronická pletysmografie) je beze sporu to, že nevyžaduje využívání žádného náustku, či masky, které by snižovaly

pohyblivost. Vyšetření je tak možné provádět i u ležících a nekooperujících jedinců. Tím dochází k velkému pokroku ve výzkumu v oboru sportu i medicíny. Na obrázku číslo 7 můžeme vidět rozdělení oddílů hrudní stěny (Romagnoli et al., 2008)

Obrázek 7

Model tří oddílů hrudní stěny



(Romagnoli et al., 2008)

Polar T31 – pro změření srdeční frekvence posloužil hrudní pás vyráběný značkou Polar, který data pomocí Bluetooth přenesl do mobilního zařízení. Vidět ho můžeme na obrázku číslo 8. Nedílnou součástí byla také spiroergometrická maska, kterou probandi měli během testování na běžeckém ergometru na sobě (Polar, 2023).

Obrázek 8

Hrudní pás Polar T31



(Polar, 2023)

4.2 Použité metody

Naše práce vyžadovala využití následujících metod: obsahová analýza, metoda měření a testování, komparativní metoda, věcná a statistická významnost.

Ke shromažďování informací vztahujících se k tématu naší bakalářské práce, které jsme použili v teoretické části, byla použita obsahová analýza. Veškerá odborná literatura, internetové zdroje i vědecké články jsou uvedeny v souhrnném seznamu literatury.

Metodu měření a testování vybraného souboru probandů jsme aplikovali v Laboratoři zátěžové funkční diagnostiky na Katedře tělesné výchovy a sportu Jihočeské univerzity. Pro účely naší práce jsme v laboratoři využily tyto přístroje: InBody770 a BSM370 sloužící ke zjištění tělesného složení a výšky, Cortex MetaControl 3000 a Cortex MetaLyzer 3B pro měření spiroergometrických parametrů, běžecký ergometr Lode Valiant Plus, BTS Bioengineering SMART-DX ke sledování dechového vzoru, hrudní pás Polar H7 a spiroergometrická maska. Samotné měření bylo rozloženo do dvou fází. V té první jsme probandy testovali s nasazenou ochranou dýchacích cest a v druhé bez ní. Čas nutný pro změření jednoho probanda byl zhruba 1 hodina a 20 minut.

Pomocí komparativní metody jsme mohli mezi sebou porovnat výsledky, kterých naši probandi dosáhli během testování s ochranou dýchacích cest a bez ní. Toto porovnání výsledků nám pomohlo k potvrzení či vyvrácení námi stanovených hypotéz, k odpovědím na vědecké otázky a vyhodnocení závěrů práce.

Ke stanovení, zda jsou rozdíly naměřených hodnot obou testů významné s malým, středním, či velkým efektem, jsme využili metodu věcné významnosti. K tomu se běžně využívá následující upravená velikost koeficientu Cohenova d :

- velký efekt – $d \geq 0,80$;
- střední efekt – $d = 0,50$ až $0,80$;
- malý efekt – $d = 0,20$ až $0,50$ (Hendl, 2004).

Statistická významnost byla určena za pomoci t-testu na hladině $\alpha=0,05$. Získané výsledky byly užitečné k vytvoření závěrečné diskuse, ve které jsme s využitím odborné literatury a článků vyvraceli, či potvrzovali vytyčené hypotézy a zodpovídali vědecké otázky. Mezi zkoumané parametry patřily: minutová ventilace, dechová frekvence, dechový objem, inspirační čas, expirační čas, celkový čas dechu, dechový objem

podklíčkového sektoru, dechový objem hrudního sektoru a dechový objem břišního sektoru a vytrvalostní výkon.

4.3 Použité programy

Při testování v laboratoři musely být v součinnosti s přístroji použity také programy, které přístroje ovládají a pomáhají se zpracováním a ukládáním dat. Pro naši práci se jednalo o následující programy: Cortex MetaSoft studio, OEP analyzer, OEP capture a BTS SMART tracker.

Vybrané naměřené hodnoty, které byly vhodné pro účely naší práce, jsme v programu Microsoft Excel 2016 zpracovali do výsledných grafů. Veškeré hodnoty zpracované v naší práci jsou prezentovány pomocí krabicových, sloupcových a koláčových grafů. Obsahová část práce a celková finální podoba byla vyhotovena v textovém editoru Microsoft Word 2016.

4.4 Charakteristika testovaného souboru

Hlavním kritériem pro výběr testovaného souboru probandů bylo, že se musí jednat o studenty tělesné výchovy na Katedře tělesné výchovy a sportu Jihočeské univerzity, čímž jsme získali skupinu aktivních mladých lidí ve věku od 19 do 24 let. Průměrný věk celého výzkumného souboru je $22 \pm 1,6$ let. Průměrná tělesná hmotnost souboru při provádění testů byla $69,2 \pm 9,5$ kg a výška $174,9 \pm 8,2$ cm.

Tím, že se testování uskutečnilo v Laboratoři zátěžové funkční diagnostiky na Katedře tělesné výchovy a sportu Jihočeské univerzity, nevztahoval se na probandy žádný poplatek, a tak záviselo pouze na jejich ochotě a obětovaném čase. Dalším kritériem byla dobrá vůle podstoupit obě testování v námi stanoveném časovém intervalu jednoho týdne a dodržení stejného harmonogramu před každým testem. Velice důležité také bylo, aby alespoň tři hodiny před testem nedocházelo ke konzumaci kávy, minimálně dvě hodiny před testem nebylo přijímáno jídlo a aby dva dny před testováním nebylo tělo vystaveno náročné fyzické zátěži.

Velkou výhodou pro probandy byla pohodlná dostupnost laboratoře. Z celkového vzorku dvaceti dvou lidí je v práci zastoupeno deset žen a dvanáct mužů.

4.5 Průběh výzkumu

Před samotným zahájením výzkumu bylo nutné námi testovaný soubor rozdělit do dvou stejně početných, náhodných skupin – tedy 11 a 11. Pro sestavení těchto skupin

jsme použili internetový generátor randomizer.org, který náhodně rozřadil čísla od 1 do 22. Poté, co jsme získali tyto dvě skupiny, jsme určili, že skupina č. 1 (1, 4, 6, 7, 9, 12, 14, 16, 19, 20, 22) bude svůj první test provádět bez ochrany dýchacích cest. Naopak skupina č. 2 (2, 3, 5, 8, 10, 11, 13, 15, 17, 18, 21) bude nejprve testována s nasazenou ochranou dýchacích cest. Jako ochranu dýchacích cest jsme zvolili respirátor s filtrační třídou FFP2 a pro všechny probandy byla stejná.

K uskutečnění testování a měření docházeli probandi kvůli velké časové náročnosti, test trval přibližně 80 minut, individuálně v předem domluvených termínech, které jim vyhovovali. Jak už jsme zmínili výše, mezi prvním a druhým testem byl naplánován týdenní rozestup, během kterého byl dodržen stejný harmonogram, jako před prvním testem. Je zcela zásadní, aby testování podstupovali test za totožného stavu fyzické únavy. V případě, že došlo k tomu, že některý z probandů onemocněl nebo se zranil, druhý test proběhl až po úplném zotavení. To ovšem byly pouze ojedinělé případy. Po stanovení místa a času testování byl proband dále poučen o vhodném vybavení, jako sportovní kraťasy a běžecká obuv.

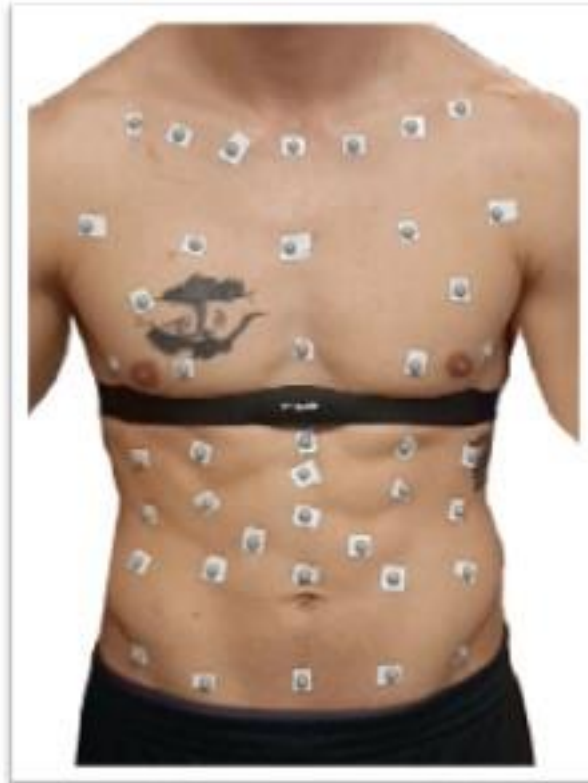
Když se testovaný jedinec dostavil do laboratoře, zapsaly se do elektronického protokolu údaje jako jsou jméno, příjmení a datum narození. V moment, kdy testovaný poskytl souhlas se zpracováním osobních dat a testováním, byl výzkum zahájen. Nejprve byl proband vyzván, aby se vysvlékl do spodního prádla a bez ponožek se přemístil k automatickému výškoměru, který ho v moment, kdy se srovnal do napříměné polohy, změřil. Následovalo přesunutí na přístroj InBody770, kde byl proband nejdříve zvážen a poté ho zařízení samo navigovalo, aby mohlo proběhnout bezproblémové měření tělesného složení. Naměřené hodnoty se automaticky uložily do laboratorního softwaru. Celé toto měření trvalo několik desítek vteřin.

Dále následovala žádost, aby se proband oblékl do sportovního oblečení a nazul si sportovní obuv vhodnou na běžecký pás. Dříve, než jsme začali s lepením markerů, byl na tělo testovaného upevněn hrudní pás pro zaznamenávání srdeční frekvence, aby později nedošlo k překrytí některého z markerů. Poté začalo lepení reflexních markerů na trup a záda, pro analýzu dýchání ve stoje jich je zapotřebí celkem 89 (10 sférických a 79 polokulovitých). Pro lepší představu si na obrázku číslo 9 můžeme prohlédnout rozmístění markerů na přední straně těla. Markery byly lepeny podle rad výrobce, který klade důraz na jejich rozestupy, aby je mohlo správně zaznamenávat všech

8 optoelektronických kamer (5 před běžeckým pásem a 3 za) a nevznikl tak problém při analýze pohybu hrudní stěny.

Obrázek 9

Umístění markerů na přední straně těla



(zdroj vlastní, 2023)

Takto připravený proband byl poučen o průběhu testu, především pak o jeho ukončení. Jedná se o submaximální test, jehož chod ukončuje testovaný sám znamením a následným vyskočením do strany. Během testování proband nesměl mluvit, aby nedošlo k ovlivnění výsledků.

První měření probíhá v sedě, ale už na běžeckém páse, kde je připravené sedátko. V této fázi je důležité, aby měření proběhlo v naprostém klidu, proto testovaný dostal minutu a uklidnění, poté se spustilo první měření OEP systému, které trvá 3 minuty. Po ukončení měření v sedě přecházíme na měření ve stoje. Tetovaný opět dostal jednu minutu na uklidnění a srovnání tepové a dechové frekvence, mezitím bylo odklizené sedátko. Následuje tři minutové snímání ve stoje. U obou těchto měření, stejně jako u všech následujících je důležité, aby testovaný dýchal přirozeně a zůstal v napřímené poloze.

V moment ukončení klidového měření ve stoje se spouští první stupeň Bruceova protokolu, na který každé tři minuty navazuje další stupeň dle tabulky č. 3. Necelé dvě

minuty slouží pro adaptaci na rychlost a sklon pásu, poté je testovaný vyzván k sestoupení z běžecského pásu do stran, vzpřímení, čehož dosáhneme uchopením madel na běhátku napnutými rukami, a vztyčení hlavy, aby nedocházelo k blokování zorného pole kamer. Na poslední minutu se proband vrací na běhátko a probíhá zaznamenávání pomocí OEP. V tomto systému test probíhá dále, dokud testovaný nedosáhne svého maxima a neukončí testování seskočením do stran.

Po svévolném ukončení testu následuje dvou minutové vychození na páse, které má za úlohu zotavení. Po úplném zastavení běhátka je testovaná osoba dotázána na náročnost testu podle Borgovy škály. Po této fázi ještě nastává měření tepové frekvence a krevního tlaku v leže a poté i ve stoje. Všechna data se dokončení testu uložila do počítače a pakliže je proband v pořádku, nepociťuje únavu nebo nevolnost, může opustit laboratoř.

5 Výsledky

Během testování bez ochrany dýchacích cest dosáhl minimálně 9. minuty testu celý soubor probandů, tedy 22 testovaných, na konci 12. minuty už to bylo o jednoho méně (21). Další úrovně, která byla stanovená 15. minutou dosáhlo už pouze 13 testovaných, ta byla pro naprostou většinu vrcholem. Přesto se dvěma probandům podařilo dokončit i 18. minutu testování.

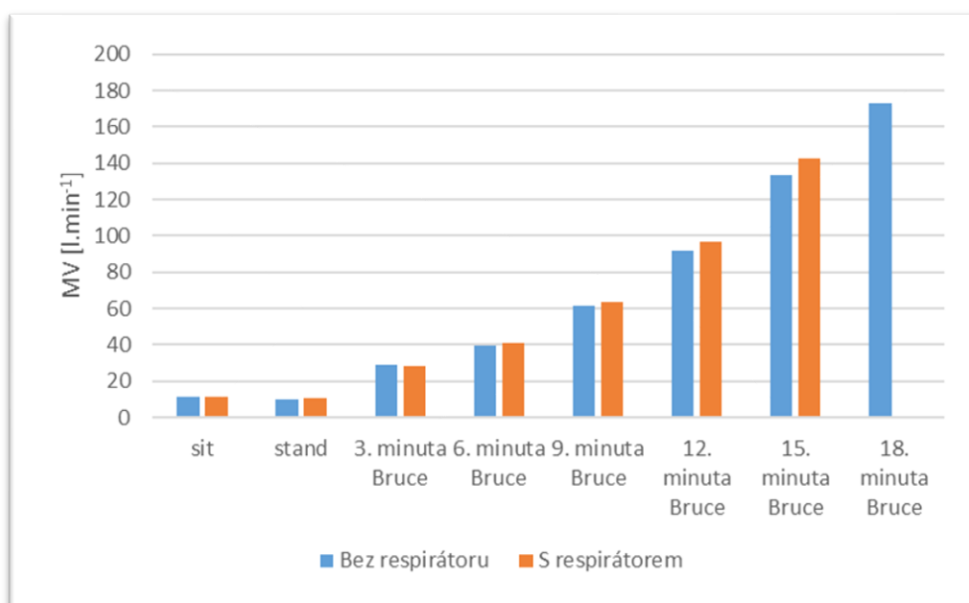
S nasazeným respirátorem FFP2, stejně jako bez něj, zvládlo první tři úrovně Bruceova protokolu všech 22 probandů. Na konci 12. minuty už jich bylo 19. tedy o 2 méně než při testování bez respirátoru. Pátý stupeň testu dokončilo už pouze 9 probandů, což bylo o 4 méně než bez ochrany dýchacích cest. Do 18. minuty testu se v tomto případě nedostal nikdo z testovaných.

5.1 Ventilační parametry

V naší bakalářské práci jsme měřili a dále zkoumali následující ventilační parametry.

5.1.1 Minutová ventilace

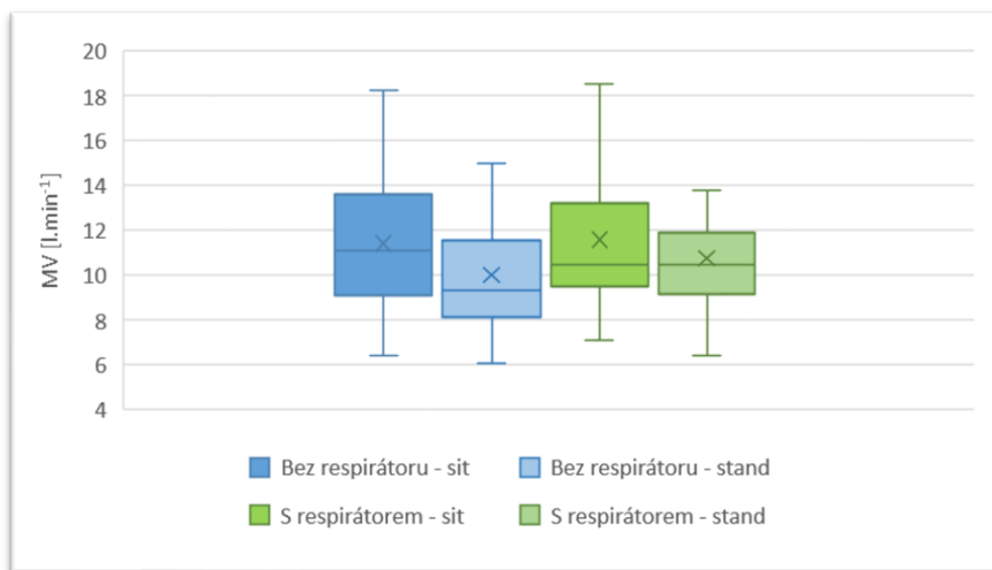
Prvním ventilačním parametrem, na jehož výsledky se zaměříme bude minutová ventilace. Porovnáme její hodnoty v různých stupních zátěže při testování s nasazenou ochranou dýchacích cest a bez ní. Graf číslo 1 znázorňuje průměrné hodnoty minutové ventilace všech probandů během jednotlivých stupňů zátěže. Z grafu je zřejmé, že kromě třetí a osmnácté minuty dosahovali probandi vyšší minutové ventilace s nasazeným respirátorem. Výsledky z jednotlivých úseků testu jsou prezentovány v následujících grafech.



Graf 1

Průměrné hodnoty minutové ventilace všech probandů během jednotlivých stupňů zátěže

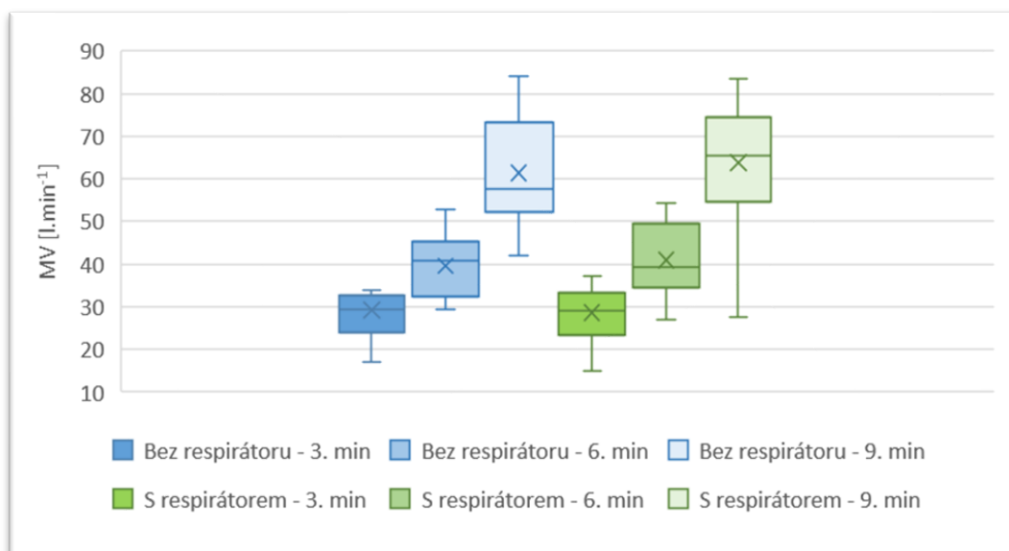
Graf číslo 2 prezentuje porovnání celkového průměru hodnot minutové ventilace s ochranou dýchacích cest a bez ní v sedě a ve stoje. Vyšší průměrné hodnoty v sedě $11,59 \pm 3,04 \text{ l.min}^{-1}$ i ve stoje $10,74 \pm 2,38 \text{ l.min}^{-1}$ probandi dosáhli s nasazeným respirátorem. Při testování bez respirátoru námi testovaný soubor dosáhl v sedě hodnot $11,41 \pm 3,13 \text{ l.min}^{-1}$ a ve stoje $9,99 \pm 2,34 \text{ l.min}^{-1}$. Přičemž rozdíl minutové ventilace ve stoje se ukázal jako věcně významný s malým efektem ($d= 0,315$), jako statisticky významný se rozdíl nepotvrdil. Mezi hodnotami v sedě není věcně ani statisticky významný rozdíl. Z grafu je patrné, že hodnoty v sedě byly v obou případech vyšší než hodnoty ve stoje.



Graf 2

Porovnání průměrných hodnot minutové ventilace v klidu bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v sedě a ve stoje

Graf číslo 3 nám porovnává průměrnou minutovou ventilaci probandů v průběhu třetí, šesté a deváté minuty testování. Jak si můžeme všimnout, tak s přibývajícím zátěží dochází k prudkému nárůstu hodnot MV při testování s respirátorem i bez něj. Při testování bez respirátoru probandi ve třetí minutě dosáhli průměrné hodnoty $29,24 \pm 8,74 \text{ l.min}^{-1}$ a s nasazeným respirátorem $28,62 \pm 7,51 \text{ l.min}^{-1}$. Mezi těmito hodnotami nevznikl věcně, ani statisticky významný rozdíl. Jak už jsme zmiňovali výše, tak v této úrovni testu dosáhli probandi výjimečně nižší průměrné celkové hodnoty minutové ventilace s nasazenou ochranou dýchacích cest. V šesté minutě hodnoty MV dále stoupala a bez respirátoru dosáhly úrovně $39,49 \pm 6,77 \text{ l.min}^{-1}$ a v deváté minutě se zvýšila až na hodnotu $61,31 \pm 11,91 \text{ l.min}^{-1}$. S respirátorem byla v šesté minutě naměřena průměrná hodnota $40,87 \pm 8,48 \text{ l.min}^{-1}$ a v deváté minutě $63,75 \pm 13,39 \text{ l.min}^{-1}$. Ani mezi těmito hodnotami se neprokázala věcná ani statistická významnost. V obou fázích ovšem testování opět dosahovali vyšších hodnot při zátěži s nasazeným respirátorem.

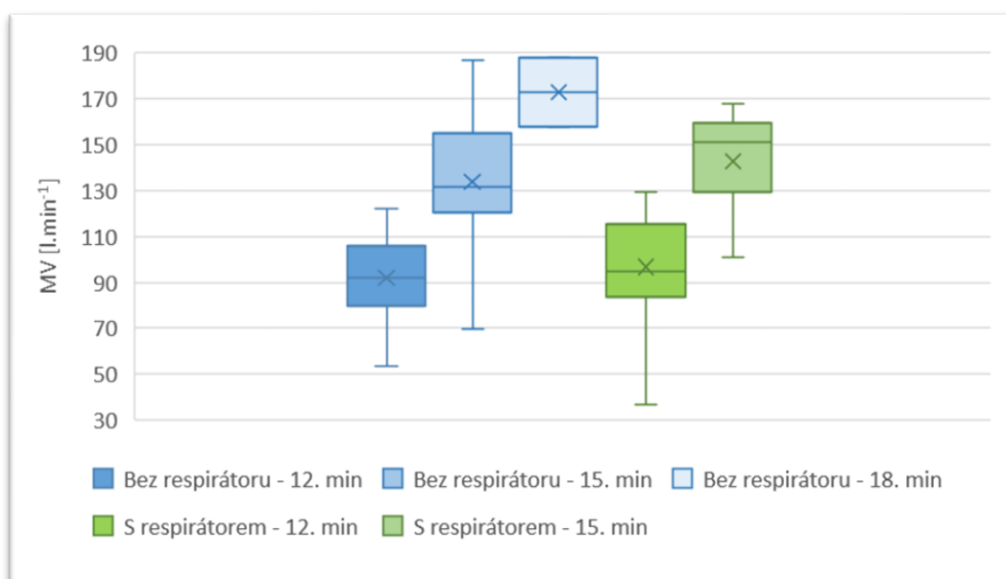


Graf 3

Porovnání průměrných hodnot minutové ventilace při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 3., 6. a 9. minutě Bruceova protokolu

Z grafu číslo 4 lze vyčíst porovnání průměrných hodnot bez respirátoru a s respirátorem ve dvanácté a patnácté minutě Bruceova protokolu, osmnácté minuty už se zúčastnili probandi pouze při testování bez respirátoru a pouze ve dvou případech. Ani dvanácté a patnácté minuty se testovaný soubor neúčastnil jak při testování s ochranou dýchacích cest, tak bez ní, kompletní. Do čtvrtého stupně (12. minuta) testu se bez respirátoru dostalo 21 probandů, s respirátorem ještě o dva méně, tedy 19. Pátého stupně (15. minuta) už se z celkového vzorku 22 probandů, zúčastnilo pouze 13 (bez respirátoru) respektive 9 (s respirátorem) testovaných. Tento stav je stejný i pro všechny ostatní ventilační parametry.

Během testování bez respirátoru dosáhli probandi ve dvanácté minutě průměrné minutové ventilace $92,06 \pm 16,76 \text{ min}^{-1}$, oproti tomu s respirátorem $96,65 \pm 23,03 \text{ min}^{-1}$. Tento rozdíl je pro nás věcně významný s malým efektem ($d=0,228$), statistická významnost nebyla prokázána. V patnácté minutě byla průměrná hodnota bez respirátoru $133,68 \pm 26,97 \text{ min}^{-1}$ a s respirátorem $142,86 \pm 19,82 \text{ min}^{-1}$. Rozdíl z patnácté minuty se opět prokázal jako věcně významný s malým efektem ($d=0,388$), staticky významná nikoliv. Průměrná hodnota minutové ventilace dvou nejvytrvalejších probandů bez respirátoru dosáhla v osmnácté minutě $172,96 \pm 14,99 \text{ min}^{-1}$.

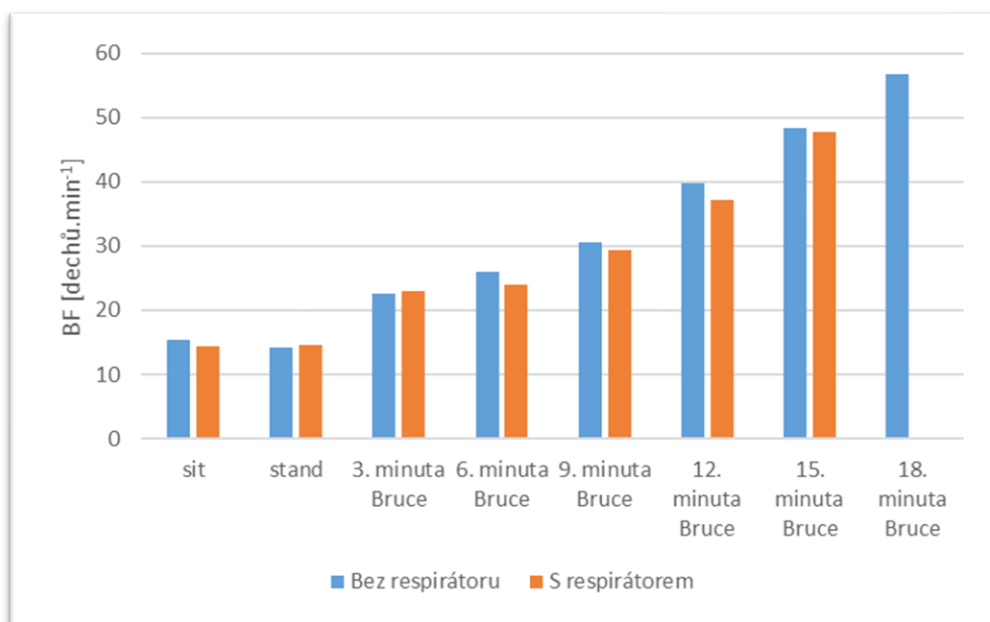


Graf 4

Porovnání průměrných hodnot minutové ventilace při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 12., 15. a 18. minutě Bruceova protokolu

5.1.2 Dechová frekvence

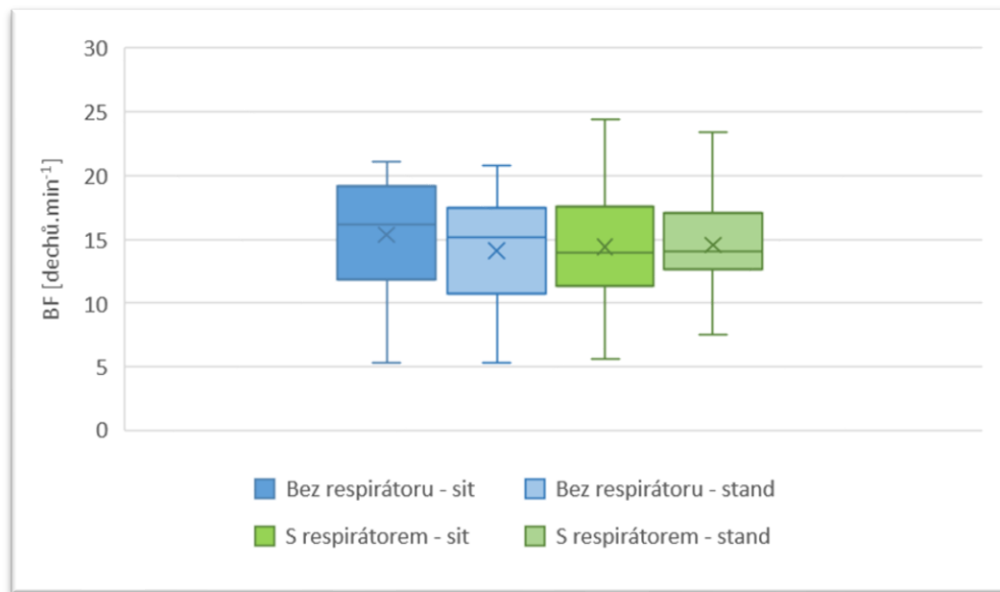
Jako další se podíváme na výsledky dechové frekvence. V textu používáme zkratku BF z anglického breath frequency. V grafu číslo 5 vidíme, že s výjimkou stoje a třetí minuty dosahovali probandi vyšších průměrných hodnot bez ochrany dýchacích cest, toto si opět potvrdíme na dalších grafech.



Graf 5

Průměrné hodnoty dechové frekvence všech probandů během jednotlivých stupňů zátěže

Graf číslo 6 nám ukazuje, že průměrné hodnoty dechové frekvence v sedě jsou poměrně rozdílné. Bez respirátoru dosahovali probandi průměrně hodnoty $15,34 \pm 4,31$ dechů. min^{-1} a s respirátorem $14,41 \pm 4,70$ dechů. min^{-1} . Ve stoje vidíme minimální rozdíl, přesto je hodnota, které probandi dosáhli při stoji bez ochrany dýchacích cest $14,11 \pm 4,24$ dechů. min^{-1} nižší než s nasazenou ochranou $14,57 \pm 3,69$ dechů. min^{-1} . Mezi hodnotami v sedě byl potvrzen věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,208$), statisticky významný rozdíl nebyl. Rozdíl mezi oběma testováními ve stoje není významný statisticky ani věcně.

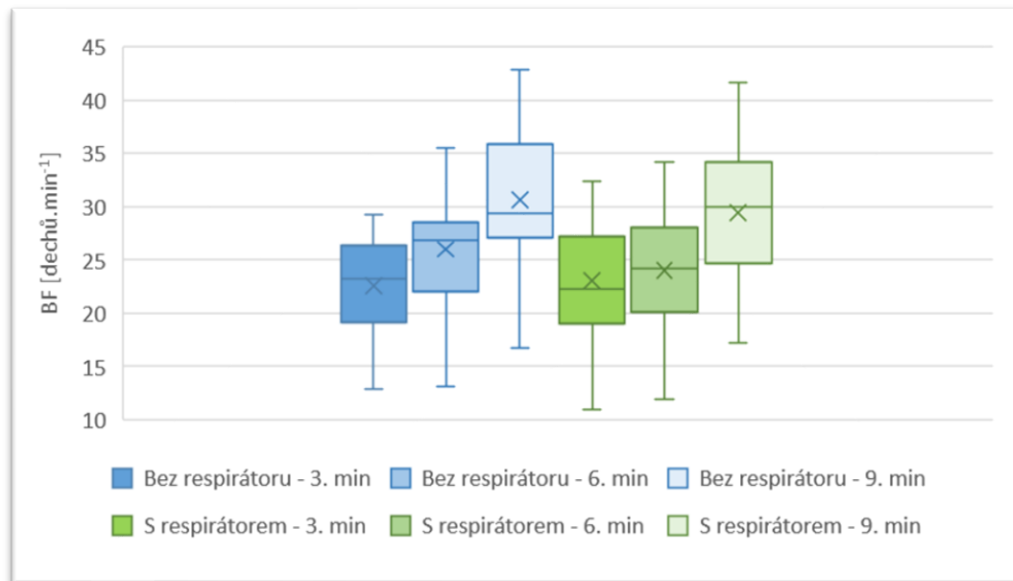


Graf 6

Porovnání průměrných hodnot dechové frekvence v klidu bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v sedě a ve stoje

Průměrné hodnoty BF narůstají se zvyšující se zátěží, jak nám prezentuje graf číslo 7, který vyobrazuje porovnání průměrných hodnot ve třetí, šesté a deváté minutě. Ve třetí minutě při testování bez respirátoru průměrná hodnota činila $22,56 \pm 4,18$ dechů. min^{-1} , testování s respirátorem přineslo vyšší průměrnou hodnotu a to $23,04 \pm 6,93$ dechů. min^{-1} . Rozdíly z třetí minuty nejsou věcně ani statisticky významné. V dalších dvou stupních dosáhli probandi vyšších průměrných hodnot při testování bez respirátoru. V šesté minutě $25,99 \pm 5,77$ dechů. min^{-1} a v deváté minutě $30,63 \pm 6,22$ dechů. min^{-1} . S nasazeným respirátorem dosahovali probandi, pravděpodobně kvůli odporu, který při dýchání přes respirátor vzniká, nižších průměrných hodnot. V šesté minutě to bylo $23,99 \pm 5,62$ dechů. min^{-1} a v deváté minutě $29,42 \pm 6,67$ dechů. min^{-1} . Rozdíl v šesté minutě se projevil jako věcně významný s malým

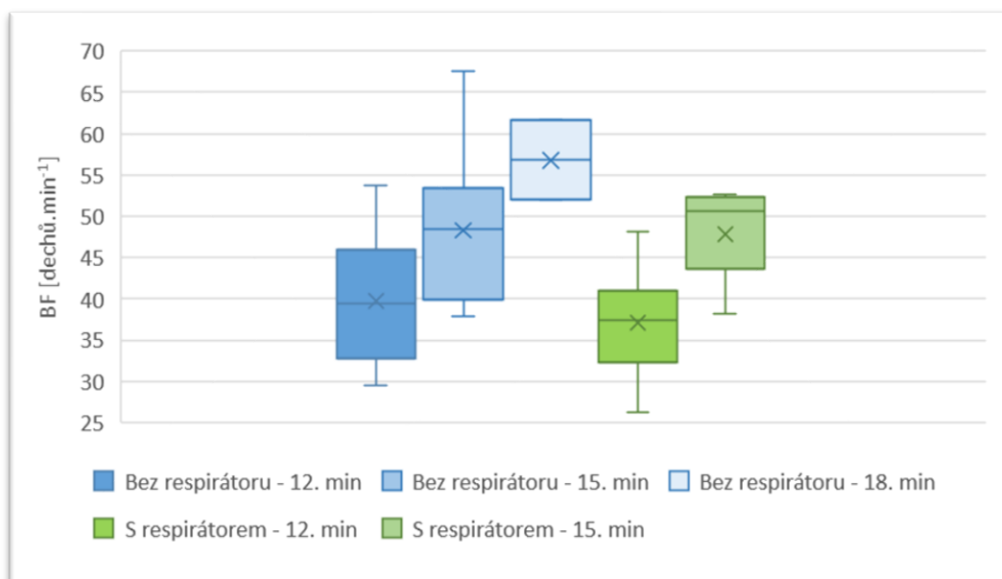
efektem ($d= 0,353$), prokázala se také statistická významnost ($p= 0,022$). V deváté minutě se neprokázal věcně ani statisticky významný rozdíl.



Graf 7

Porovnání průměrných hodnot dechové frekvence při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 3., 6. a 9. minutě Bruceova protokolu

Podíváme-li se na graf číslo 8, můžeme si všimnout, že hodnoty i dále narůstají. Ve dvanácté minutě byla průměrná hodnota při testování bez respirátoru přibližně $39,72 \pm 7,08$ dechů.min⁻¹, v patnácté minutě dále $48,29 \pm 8,17$ dechů.min⁻¹ a v osmnácté minutě $56,77 \pm 4,81$ dechů.min⁻¹. Testování s respirátorem přineslo ve dvanácté minutě hodnoty pohybující se okolo $37,09 \pm 5,41$ dechů.min⁻¹ a v patnácté minutě $47,79 \pm 5,06$ dechů.min⁻¹. Rozdíl průměrných hodnot ve dvanácté minutě je věcně významný s malým efektem ($d= 0,417$), statistická významnost nebyla prokázána. V patnácté minutě se nejedná o věcně ani statisticky významné rozdíly.

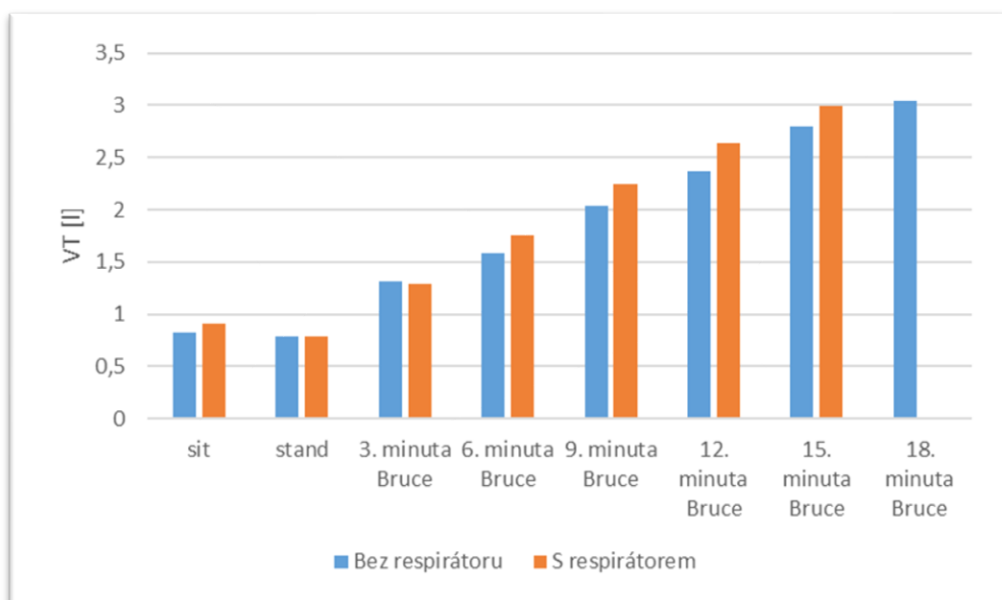


Graf 8

Porovnání průměrných hodnot dechové frekvence při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 12., 15. a 18. minutě Bruceova protokolu

5.1.3 Dechový objem

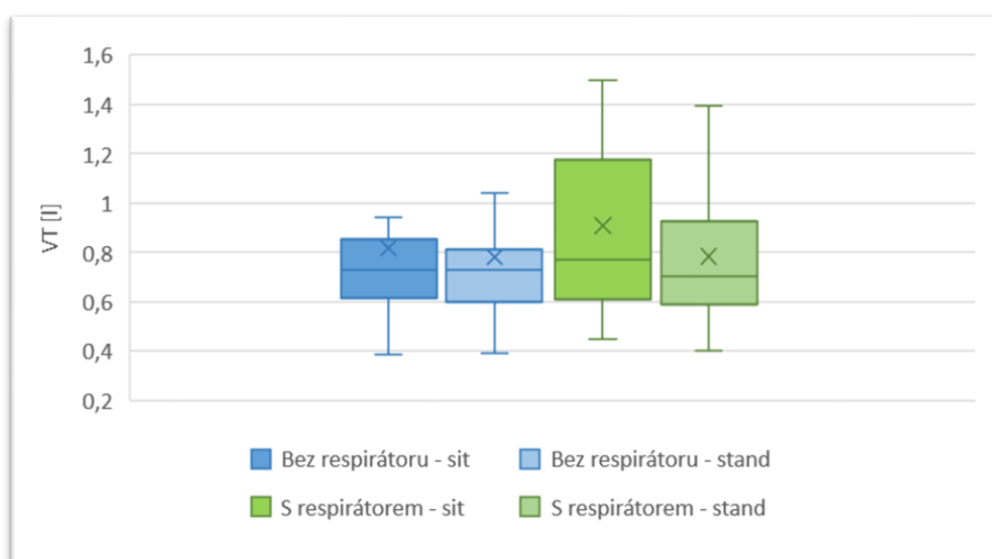
Třetím parametrem, který jsme v naší práci měřili je dechový objem, anglicky tidal volume (VT), jehož hodnoty jsou uváděny v litrech. Na grafu číslo 9 si můžeme všimnout, že ve většině fází testování dosahovali probandi vyšších hodnot dechového objemu s nasazenou ochranou dýchacích cest.



Graf 9

Průměrné hodnoty dechového objemu všech probandů během jednotlivých stupňů zátěže

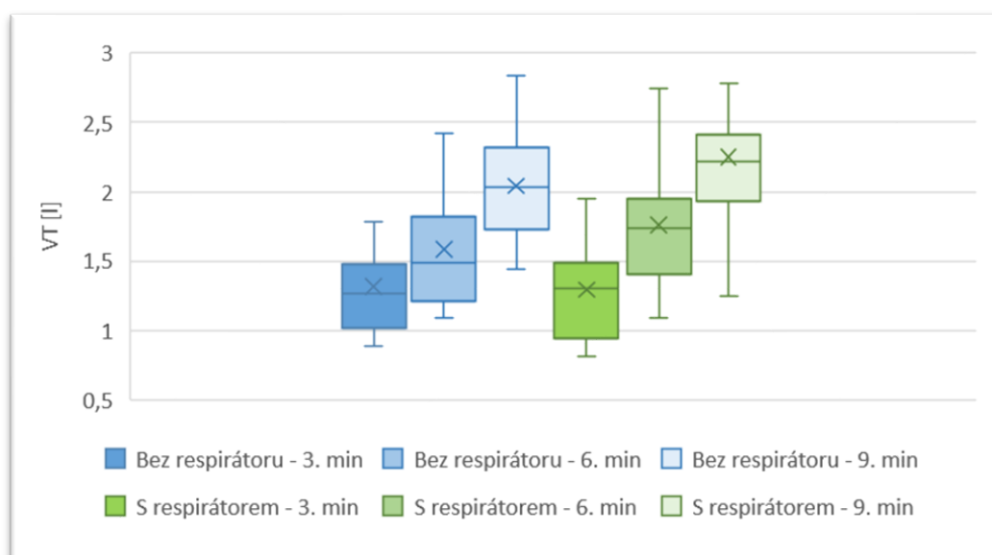
Na dalším grafu s pořadovým číslem 10 vidíme porovnání průměrných hodnot v sedě a ve stoje, jak při testování s respirátorem, tak bez něj. Můžeme si všimnout, že v obou případech dosáhli probandi vyšších průměrných v sedě. Při klidovém měření v sedě bez respirátoru dosáhla průměrná hodnota všech probandů čísla $0,82 \pm 0,39$ l. Oproti tomu průměrná hodnota při sedu s respirátorem byla $0,91 \pm 0,43$ l. V rozdílu těchto hodnot byla prokázána věcná významnost s malým efektem ($d= 0,219$), statisticky významný tento rozdíl není. Ve stoje naši probandi dosáhli průměrných hodnot $0,78 \pm 0,31$ l s respirátorem a $0,78 \pm 0,26$ l bez respirátoru. Mezi těmito hodnotami nebyl prokázán věcně ani statisticky významný rozdíl.



Graf 10

Porovnání průměrných hodnot dechového objemu v klidu bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v sedě a ve stoje

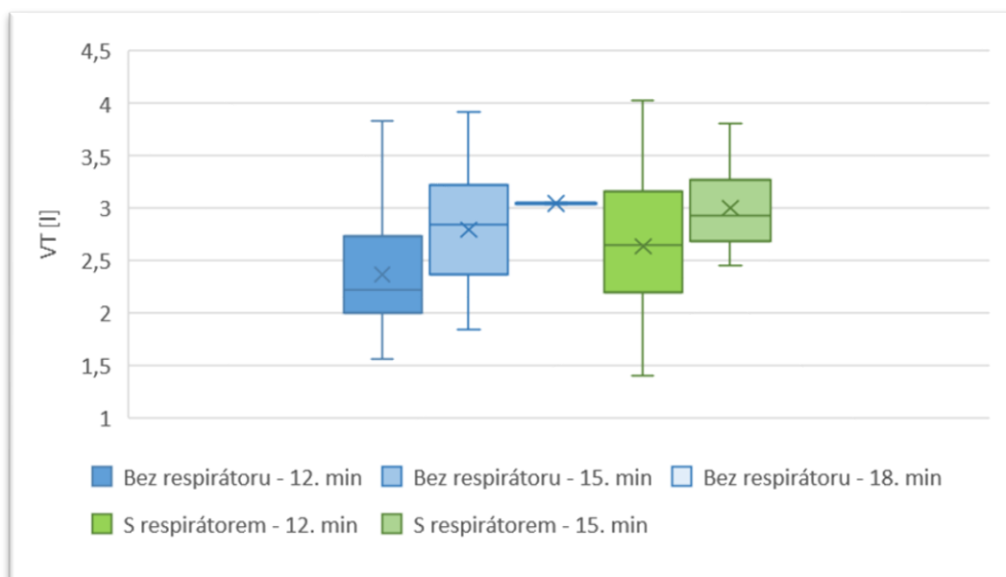
Graf číslo 11 znázorňuje rozdíly naměřených hodnot ve třetí, šesté a deváté minutě testování. Při testování bez ochrany dýchacích cest námi testovaný soubor dosáhl ve třetí minutě průměrné hodnoty $1,31 \pm 0,34$ l, v šesté minutě $1,58 \pm 0,39$ l a v deváté minutě $2,04 \pm 0,41$ l. U testování s ochranou dýchacích cest to poté byly hodnoty dosahující ve třetí minutě $1,29 \pm 0,32$ l, v šesté minutě $1,76 \pm 0,43$ l a v deváté minutě $2,25 \pm 0,59$ l. Ve třetí minutě se neprokázal věcně ani statisticky významný rozdíl. V šesté minutě se potvrdila věcná významnost s malým efektem ($d= 0,424$), potvrdila se také statistická významnost ($p= 0,020$). Stejně tak byl prokázán věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,410$) a statistický významný rozdíl ($p= 0,020$) i v deváté minutě Bruceova protokolu.



Graf 11

Porovnání průměrných hodnot dechového objemu při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 3., 6. a 9. minutě Bruceova protokolu

Na grafu číslo 12 vidíme další vývoj hodnot VT. Ve dvanácté minutě byly zaznamenány následující průměrné hodnoty $2,37 \pm 0,52$ l při testování bez respirátoru a $2,63 \pm 0,65$ l během testování s respirátorem. Rozdíl mezi hodnotami dechového objemu ve dvanácté minutě je věcně významný s malým efektem ($d= 0,457$) a také statisticky významný ($p= 0,023$). V patnácté minutě probandi bez respirátoru dosáhli průměrné hodnoty $2,79 \pm 0,55$ l a s respirátorem $2,99 \pm 0,39$ l. V tomto stupni zátěže se potvrdila věcná významnost s malým efektem ($d= 0,428$), statisticky významný rozdíl nebyl prokázán. Do osmnácté minuty zátěže se dokázali dostat pouze dva probandi, a to při testování bez respirátoru, kterým byly naměřeny téměř totožné výsledky. Dosáhli průměrné hodnoty dechového objemu $3,05 \pm 0,01$ l.

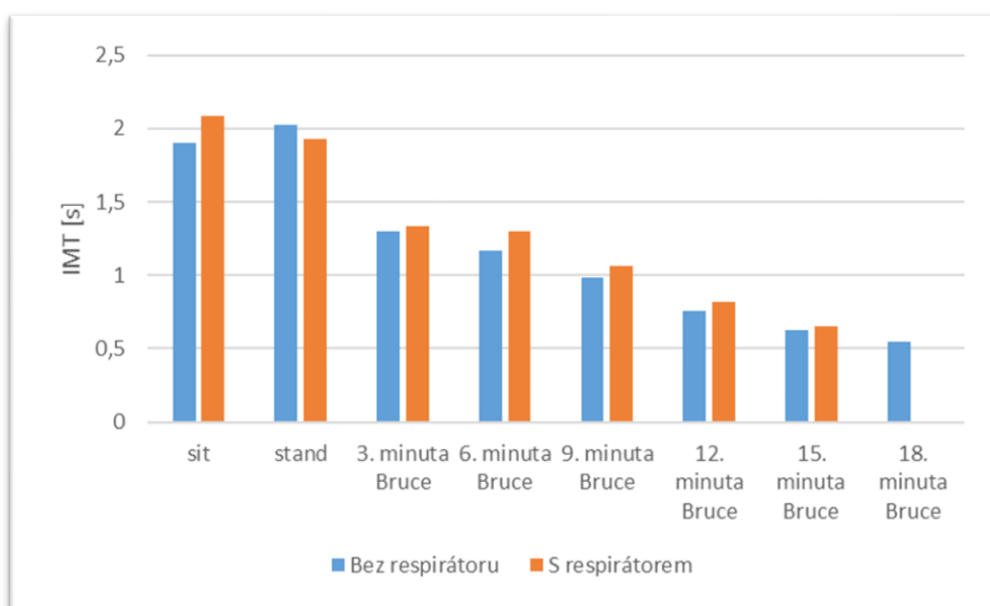


Graf 12

Porovnání průměrných hodnot dechového objemu při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 12., 15. a 18. minutě Bruceova protokolu

5.1.4 Inspirační čas

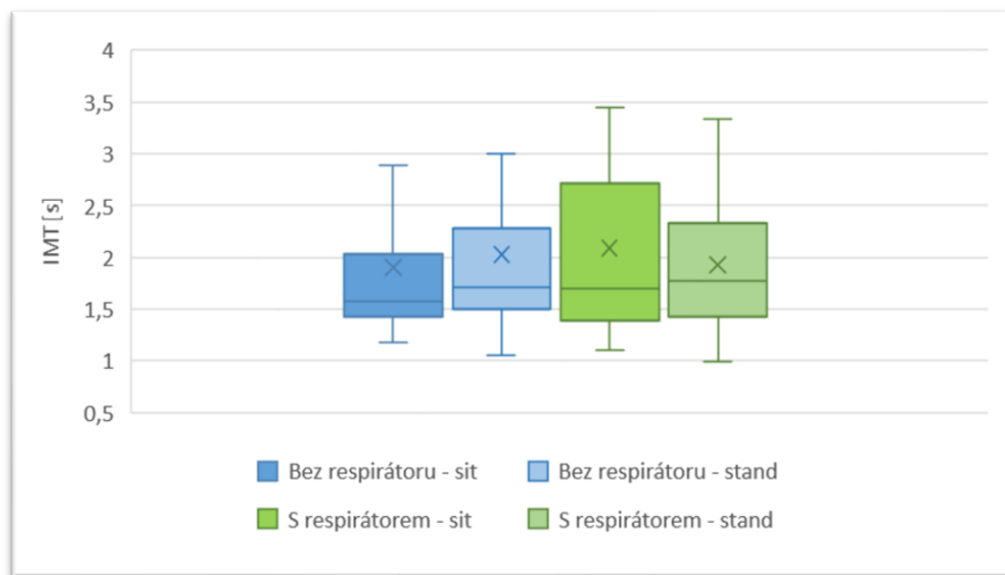
Neboli také délka nádechu. Používáme zkratku IMT z anglického inspiration mean time. Graf číslo 13 nám ukazuje, že nejdelší doba nádechu byla při měření v sedě a ve stoje, tedy v klidu. Dále je zřejmé, že s přibývajícím zátěží se inspirační čas úměrně zkracuje. S výjimkou měření ve stoje trval nádech déle s nasazeným respirátorem, to bylo pravděpodobně zapříčiněno odporem, který při nádechu s respirátorem vzniká.



Graf 13

Průměrné hodnoty inspiračního času všech probandů během jednotlivých stupňů zátěže

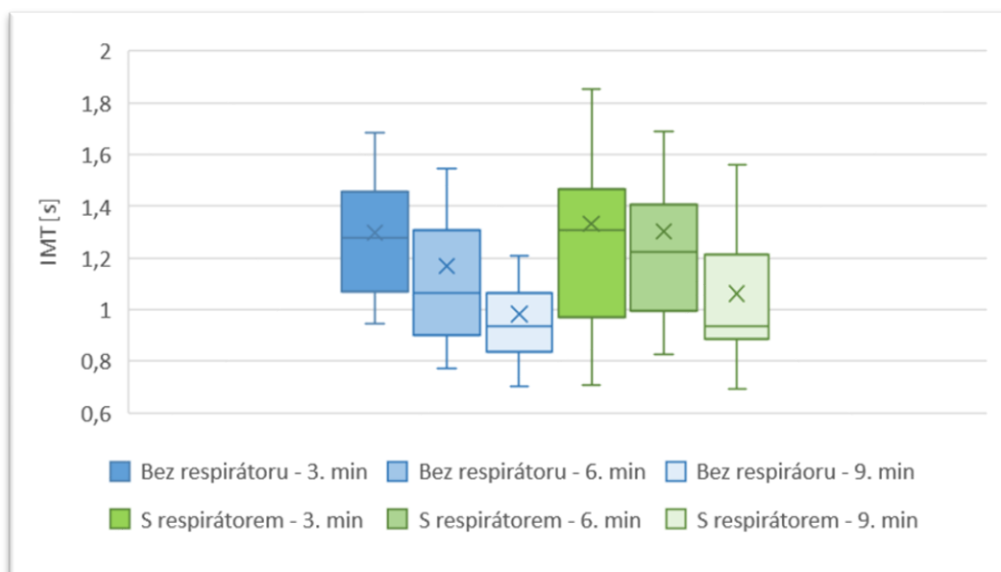
Na grafu číslo 14 můžeme vidět dobu nádechu v klidu. Inspirační čas probandů bez ochrany dýchacích cest v sedě průměrně trval $1,90 \pm 0,84$ s, ve stoje $2,03 \pm 0,93$ s. S ochranou dýchacích cest se jednalo o hodnoty $2,09 \pm 0,95$ s v sedě a $1,93 \pm 0,61$ s ve stoje. V sedě se mezi testem bez respirátoru a s respirátorem prokázala věcná významnost s malým efektem ($d= 0,207$), rozdíl statistické významnosti nebyl potvrzen. Mezi hodnotami naměřenými ve stoje nebyl změřen věcně ani statisticky významný rozdíl.



Graf 14

Porovnání průměrných hodnot inspiračního času v klidu bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v sedě a ve stoje

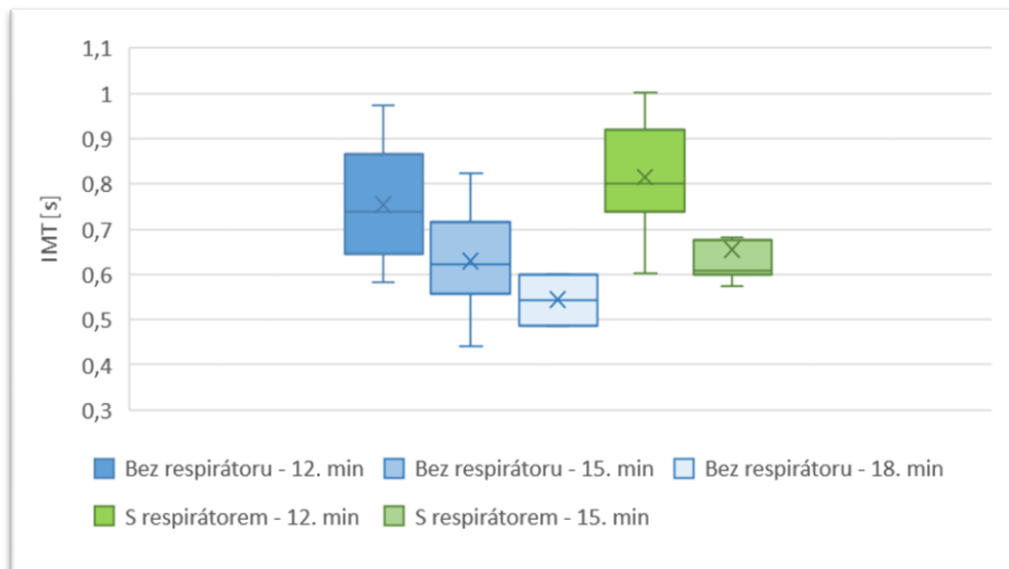
Na grafu číslo 15 si můžeme všimnout, při testování bez respirátoru se probandi v průměru nadechovali kratší dobu. V prvním stupni Bruceova protokolu (3. minuta) nádech bez respirátoru trval $1,29 \pm 0,28$ s, v druhém stupni (6. minuta) $1,17 \pm 0,39$ s a ve třetím stupni (9. minuta) $0,98 \pm 0,22$ s. S ochranou dýchacích cest se tyto hodnoty zvyšovaly. V prvním stupni byl čas nádechu testovaných $1,33 \pm 0,45$ s, v druhém stupni $1,30 \pm 0,43$ s a ve třetím stupni $1,06 \pm 0,29$ s. Ve třetí minutě testu nebyl rozdíl naměřených hodnot věcně ani statisticky významný. V šesté minutě také nebyl prokázán statisticky významný rozdíl, ale objevuje se nám věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,322$). Rozdíl mezi hodnotami v testování bez respirátoru a s respirátorem naměřených v deváté minutě se projevil jako věcně významný s malým efektem ($d= 0,302$) a také jako statisticky významný ($p= 0,042$).



Graf 15

Porovnání průměrných hodnot inspiračního času při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 3., 6. a 9. minutě Bruceova protokolu

Na následujícím grafu číslo 16 lze vidět, že doba nádechu se s přibývajícím zátěží stále zkracuje. Ve dvanácté minutě doba nádechu bez respirátoru činila $0,75 \pm 0,12$ s. Ve stejné minutě, ovšem s nasazeným respirátorem, byla průměrná doba nádechu $0,81 \pm 0,11$ s. Tento rozdíl mezi oběma testy se projevil jako věcně významný se středním efektem ($d= 0,529$) a také jako statisticky významný ($p= 0,046$). V patnácté minutě probandi bez respirátoru dosáhli průměrné hodnoty $0,63 \pm 0,10$ s a při nasazeném respirátoru $0,65 \pm 0,09$ s. Mezi testem bez respirátoru a s respirátorem vznikl věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,254$). Statistická významnost nebyla prokázána. V osmnácté minutě, kterou absolvovali pouze probandi bez ochrany dýchacích cest se průměrná doba nádechu pohybovala okolo $0,54 \pm 0,06$ s.

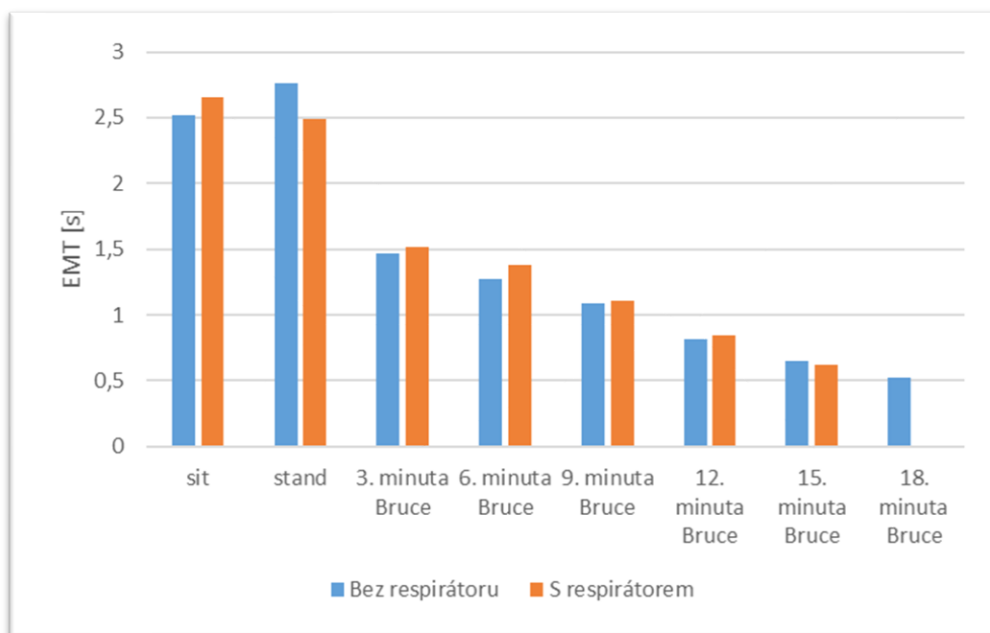


Graf 16

Porovnání průměrných hodnot inspiračního času při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 12., 15. a 18. minutě Bruceova protokol

5.1.5 Expirační čas

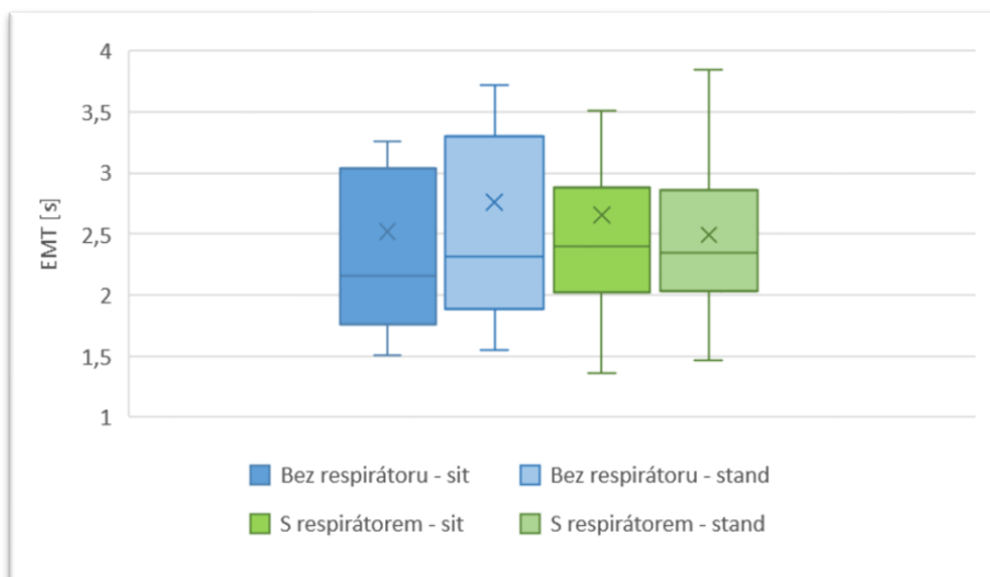
Expirační čas neboli také čas výdechu, nám udává, jak dlouho probandům trvalo vydechnout v jednotlivých stupních testu. Používaná zkratka EMT vznikla z anglického expiration mean time. Stejně jako u předchozího ventilačního parametru si na grafu číslo 17 můžeme všimnout, že nejdelšího expiračního času probandi dosáhli při měření v klidu a poté se doba výdechu zkracovala. Opět je možné vidět, že ve většině úsecích testu je průměrná doba výdechu delší s respirátorem. Tento fakt je možné si vysvětlit odporem, který respirátor způsobuje.



Graf 17

Průměrné hodnoty expiračního času všech probandů během jednotlivých stupňů zátěže

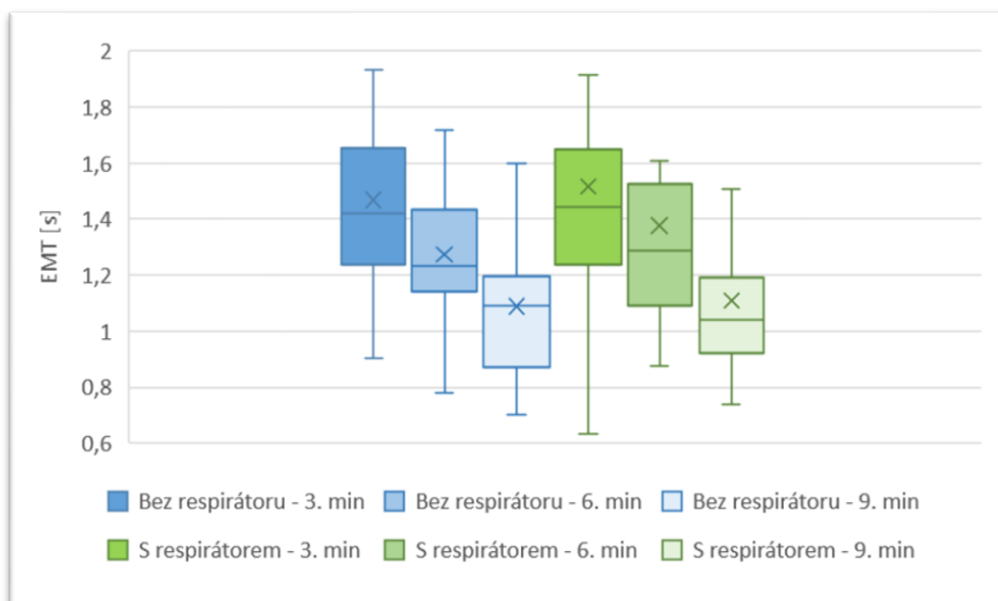
Graf číslo 18 prezentuje průměrné hodnoty expiračního času naměřené v klidu. Bez respirátoru byla průměrná hodnota $2,52 \pm 1,18$ s v sedě a $2,76 \pm 1,15$ s ve stoje. S respirátorem probandi dosáhli průměrné hodnoty $2,66 \pm 1,07$ s v sedě a $2,49 \pm 0,72$ s ve stoje. Rozdíl mezi hodnotami s respirátorem a bez respirátoru byl v sedě věcně i statisticky nevýznamný. Ve stoje se rozdíl nepotvrdil jako statisticky významný, potvrzena ovšem byla věcná významnost s malým efektem ($d=0,277$).



Graf 18

Porovnání průměrných hodnot expiračního času v klidu bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v sedě a ve stoje

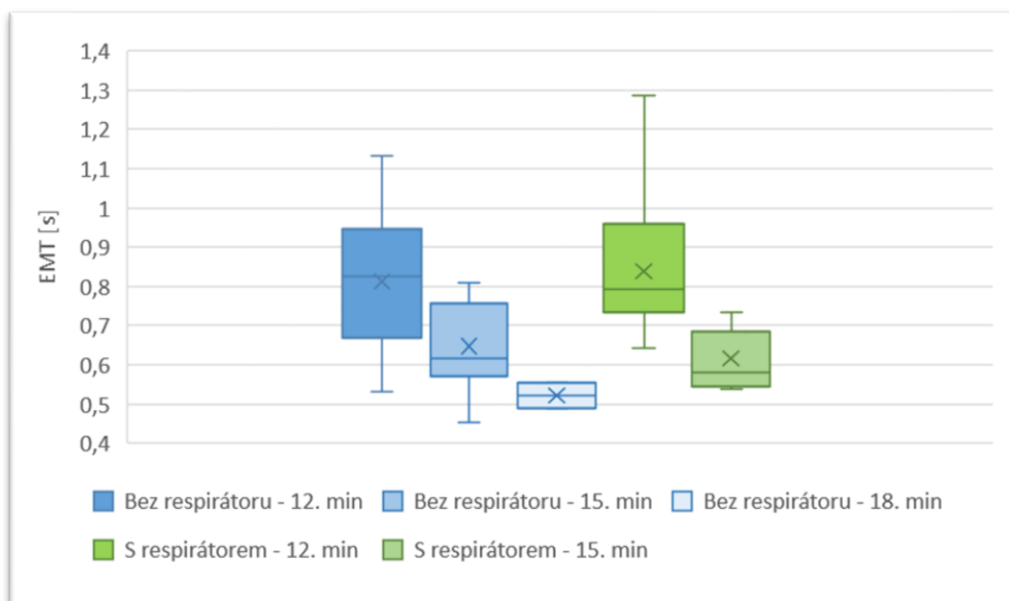
Následný graf číslo 19 představuje průměrné doby výdechu ve třetí, šesté a deváté minutě Bruceova protokolu. Ve třetí minutě bez respirátoru trval výdech probandům $1,47 \pm 0,34$ s, v šesté minutě $1,27 \pm 0,29$ s a v deváté minutě $1,09 \pm 0,28$ s. S respirátorem tyto hodnoty vzrostly v průměru ve třetí minutě na $1,52 \pm 0,49$ s, v šesté minutě na $1,38 \pm 0,39$ s a v deváté minutě $1,11 \pm 0,28$ s. Ve třetí minutě se rozdíl mezi naměřenými hodnotami prokázal jako věcně a statisticky nevýznamný. V šesté minutě byla zaznamenána věcná významnost s malým efektem ($d= 0,297$) a také statistická významnost ($p= 0,050$). Během 9. minuty testování nevznikl věcně ani statisticky významný rozdíl.



Graf 19

Porovnání průměrných hodnot expiračního času při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 3., 6. a 9. minutě Bruceova protokolu

Graf číslo 20 znázorňuje velké zrychlení výdechu v závěrečných minutách testu. Průměrné hodnoty naměřené ve dvanácté minutě testu se pohybovaly okolo $0,81 \pm 0,16$ s bez ochrany dýchacích cest a $0,84 \pm 0,15$ s za používání ochrany dýchacích cest. V tomto případě se nejedná o rozdíl, který by byl věcně, či statisticky významný. Patnáctá minuta znamenala zrychlení výdechu na průměrných $0,65 \pm 0,11$ s bez respirátoru a $0,84 \pm 0,15$ s při testování s respirátorem. Mezi těmito hodnotami byl prokázán věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,339$), statistická významnost nebyla prokázána. Průměrná hodnota v osmnácté minutě bez respirátoru činila $0,52 \pm 0,03$ s.

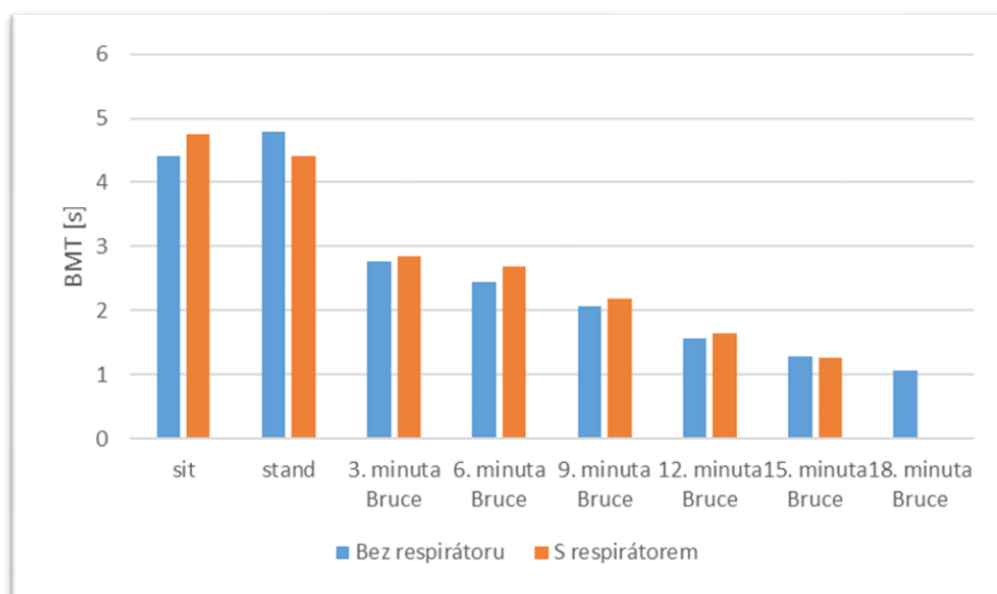


Graf 20

Porovnání průměrných hodnot expiračního času při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 12., 15. a 18. minutě Bruceova protokol

5.1.6 Celkový čas dechu

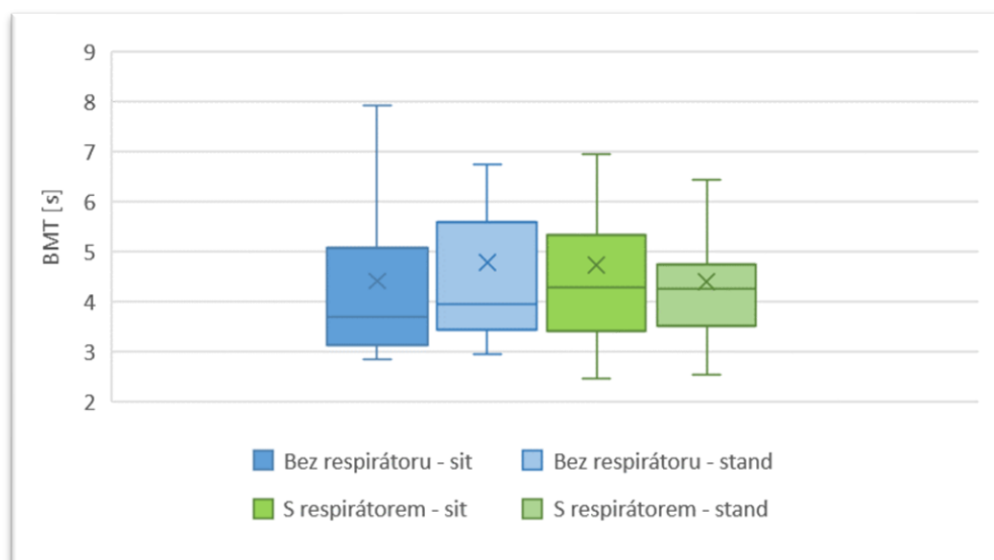
Také délka dechového cyklu, podle anglického breath mean time (BMT). Na grafu číslo 21 si můžeme všimnout stejného jevu jako u inspiračního a expiračního času. Stejně jako doba nádechu a výdechu, tak i celkový čas dechu se se zvyšující se zátěží zrychluje. Vyšších průměrných hodnot dosahují opět probandi při testování s respirátorem FFP2.



Graf 21

Průměrné hodnoty celkového času dechu všech probandů během jednotlivých stupňů zátěže

Na grafu číslo 22 můžeme pozorovat průměrné hodnoty, které byly naměřené při testování s respirátorem i bez něj. Jedná se o hodnoty klidového měření, tedy v sedě a ve stoje. Při testování bez ochrany dýchacích cest byly zaznamenány tyto průměrné hodnoty celkového času dechu $4,42 \pm 1,98$ s v sedě a $4,79 \pm 2,04$ s ve stoje. Během testování s ochranou dýchacích cest probandi dosáhli velmi podobných průměrných hodnot s tím rozdílem, že vyšší hodnota byla zaznamenána v sedě $4,74 \pm 1,96$ s a nižší ve stoje $4,40 \pm 1,21$ s. Rozdíl mezi hodnotami BMT v sedě nebyl věcně ani statisticky významný. Ve stoje byl prokázán věcně významný rozdíl s malým efektem ($d=0,233$), statisticky významný rozdíl nikoliv.

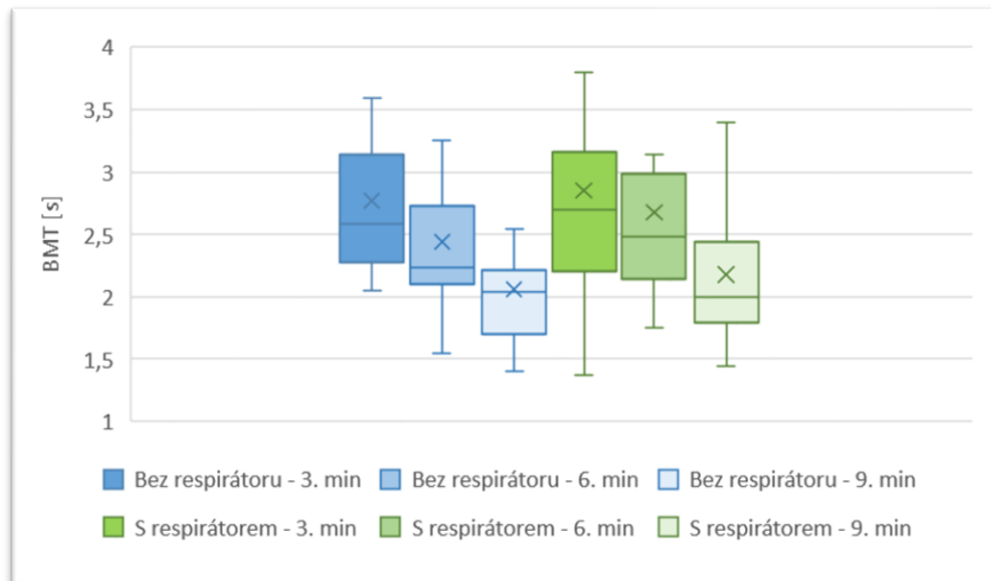


Graf 22

Porovnání průměrných hodnot celkového času dechu v klidu bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v sedě a ve stoje

Na dalším grafu (číslo 23) je znázorněno zrychlování dýchání s přibývajícím únavou a zvyšující se zátěží. Celkových nižších průměrných hodnot probandi dosáhli při testování bez respirátoru. Ve třetí minutě byla průměrná hodnota BMT $2,77 \pm 0,60$ s, v šesté minutě poté $2,44 \pm 0,64$ s a v deváté minutě $2,06 \pm 0,49$ s. Průměrné hodnoty s respirátorem byly opět ovlivněny odporem respirátoru a celkový čas dechu je tak delší. Ve třetí minutě byla délka dechového cyklu průměrně $2,85 \pm 0,92$ s, v šesté minutě $2,68 \pm 0,79$ s a v deváté minutě $2,18 \pm 0,57$ s. Při porovnání hodnot z třetí minuty jsme zjistili, že mezi nimi není věcně ani statisticky významný rozdíl. To už ovšem neplatí o šesté minutě testu, kde byl potvrzen věcně významný rozdíl s malým efektem ($d=0,326$). Potvrzena byla také statistická významnost ($p=0,034$). V deváté minutě je rozdíl mezi

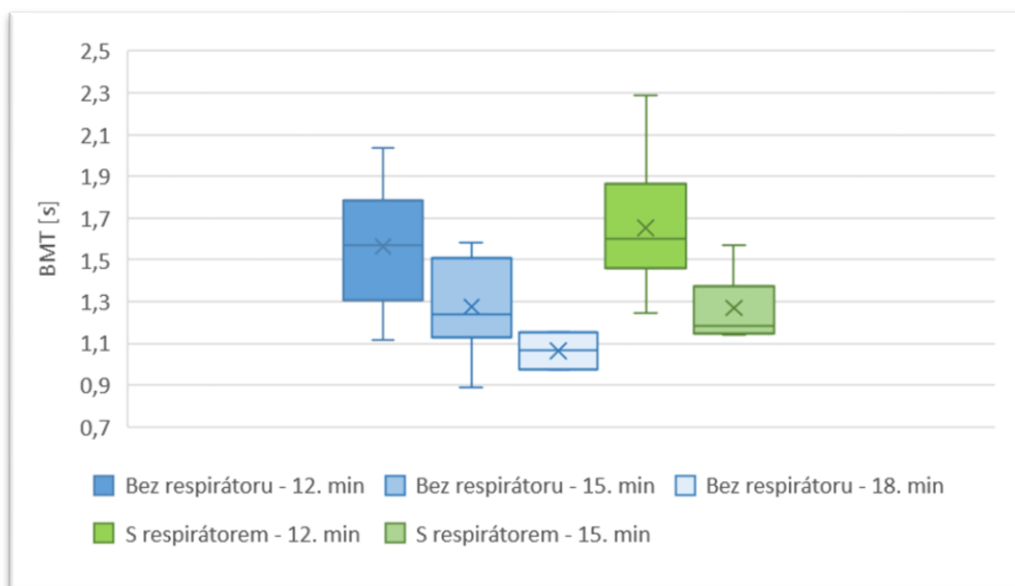
hodnotami věcně významný s malým efektem ($d=0,219$), statistická významnost nebyla prokázána.



Graf 23

Porovnání průměrných hodnot celkového času dechu při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 3., 6. a 9. minutě Bruceova protokolu

Z grafu číslo 24 je možné vyčíst, že se celkový čas dechu v závěrečných minutách testu výrazně zrychloval. Testování bez respirátoru dosahovali ve dvanácté minutě průměrné hodnoty $1,56 \pm 0,62$ s, poté v patnácté minutě $1,28 \pm 0,20$ s a nakonec v osmnácté minutě $1,06 \pm 0,09$ s. U testování s nasazeným respirátorem probandi dosahovali ve dvanácté minutě průměrné hodnoty $1,65 \pm 0,25$ s a v patnácté minutě potom $1,27 \pm 0,15$ s. Odchylka mezi hodnotami BMT ve dvanácté minutě byla věcně významná s malým efektem ($d=0,346$), statisticky významný rozdíl nebyl. V patnácté minutě nebyl potvrzen věcně ani statisticky významný rozdíl. V osmnácté minutě se testu zúčastnili pouze dva probandi, a to jen při měření bez respirátoru, proto nemůže být posouzena věcná ani statistická významnost.



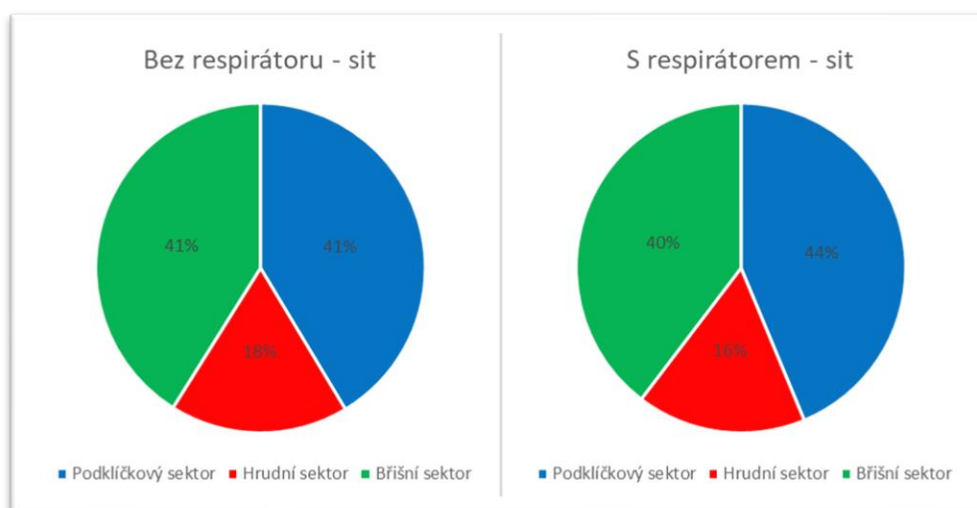
Graf 24

Porovnání průměrných hodnot celkového času dechu při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 12., 15. a 18. minutě Bruceova protokol

5.2 Dechový vzor

Dalším bodem našeho výzkumu byl poměr zapojení dílčích dechových oddílů v klidu a při zátěži, tedy v sedě, ve stoje a v jednotlivých stupních Bruceova protokolu, s ochranou dýchacích cest a bez ní.

V grafu číslo 25 jsou zobrazeny průměrné hodnoty využití jednotlivých dechových sektorů při testování v klidu, konkrétně v sedě. Můžeme si všimnout, že při testování bez respirátoru probandi zapojili ze 41 % podklíčkový sektor, ze 41 % se rovněž zapojil také břišní sektor. Nejméně zapojený byl hrudní sektor, pouze z 18 %. Při testování s respirátorem byla průměrná hodnota využití podklíčkového sektoru o tři procenta vyšší, tedy 44 %. Naopak využití břišního sektoru se zmenšilo na 40 %. Nejméně se opět zapojil hrudní sektor. Ten probandi při testu s nasazeným respirátorem využili z 16 %. Rozdíl mezi hodnotami využití podklíčkového sektoru při měření bez respirátoru a s respirátorem byl věcně významný s malým efektem ($d=0,230$). Statistická významnost nebyla prokázána. Průměrné hodnoty hrudního sektoru mezi sebou mají věcně významný rozdíl s malým efektem ($d=0,204$). Statisticky významný rozdíl nebyl potvrzen. V naměřených hodnotách břišního sektoru při testování s respirátorem a bez respirátoru nebyla prokázána věcná ani statistická významnost.

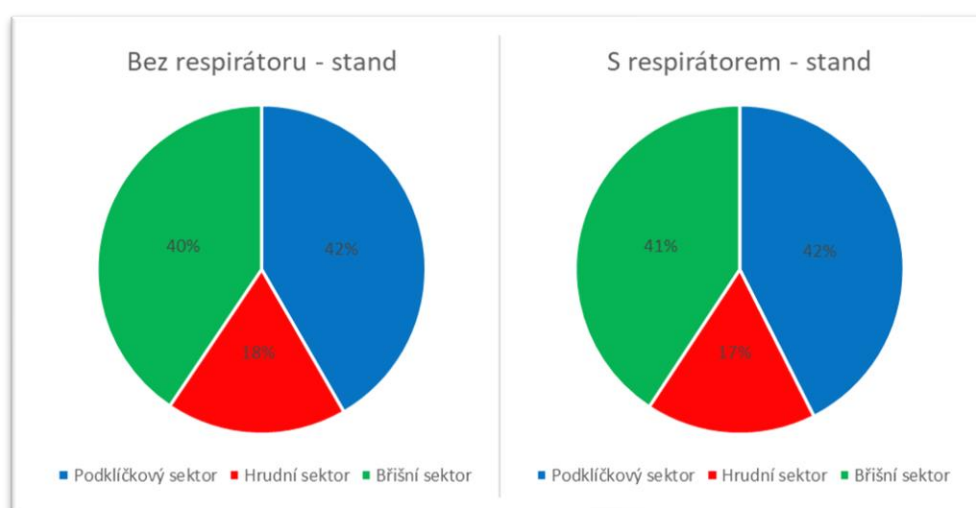


Graf 25

Poměr zapojení jednotlivých dechových sektorů v klidu bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem

Na následujícím grafu číslo 26 můžeme pozorovat, jak probandi zapojovali dechové sektory při testování bez ochrany dýchacích cest a sní ve stoje. Během

testování bez respirátoru dosáhla průměrná hodnota zapojení podklíčkového sektoru 42 %. Břišní sektor byl našimi probandy zapojen ze 40 %. Stejně jako při testování v sedě bylo průměrné zapojení břišního sektoru i ve stoje 18 %. Testování s respirátorem nepřineslo žádné výrazné změny. Podklíčkový sektor byl zapojen úplně stejně, tedy ze 42 %. Zapojení břišního sektoru bylo o jedno procento vyšší. To znamená zapojení břišního sektoru ze 41 %. Hrudní sektor zapojili probandi bez respirátoru pouze ze 17 %. Rozdíl mezi naměřenými hodnotami v podklíčkovém sektoru ve stoje byl v rámci několika desetin procenta a nebyla potvrzena věcná ani statistická významnost. Průměrné hodnoty hrudního sektoru mezi sebou mají věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,238$), statistická významnost nebyla potvrzena. Stejně tak rozdíl průměrných hodnot břišního sektoru v klidu ve stoje nebyl věcně a statisticky významný.

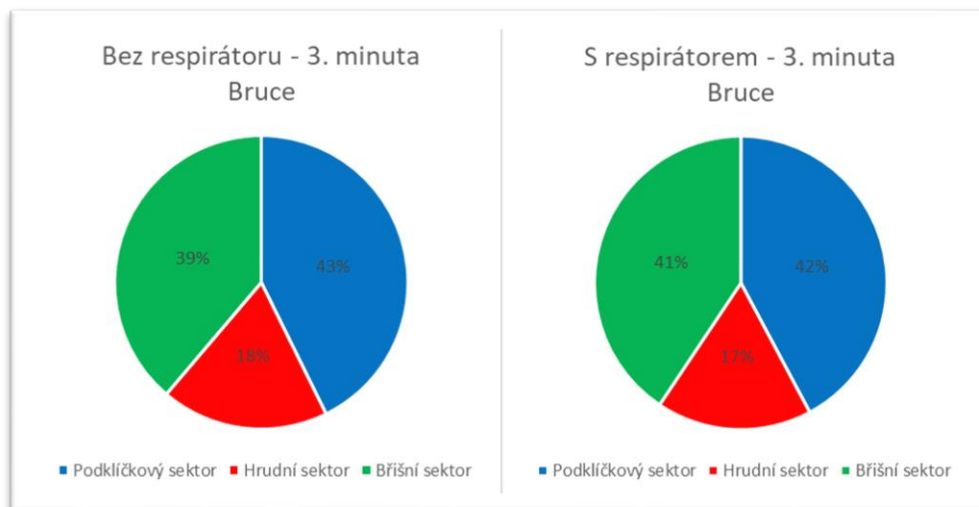


Graf 26

Poměr zapojení jednotlivých dechových sektorů v klidu bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem

Graf číslo 27 znázorňuje průměrné zapojení jednotlivých dechových oddílů v prvním stupni Bruceova protokolu při testu bez i s respirátorem. Probandi při testování bez respirátoru využívali podklíčkový sektor průměrně 43 %, břišní poté 39 % a nejméně zapojovali hrudní sektor 18 %. Test za použití respirátoru donutil probandy do dýchání více zapojit břišní sektor. Průměrné zapojení břišního sektoru se zvýšilo na 41 %. Použití podklíčkového sektoru ve třetí minutě s respirátorem bylo průměrně 42 %. Nejméně byl se 17 % zapojen břišní sektor. Rozdíl v zapojení podklíčkového sektoru ve třetí minutě testu byl statisticky a věcně nevýznamný. Věcně významný rozdíl s malým efektem

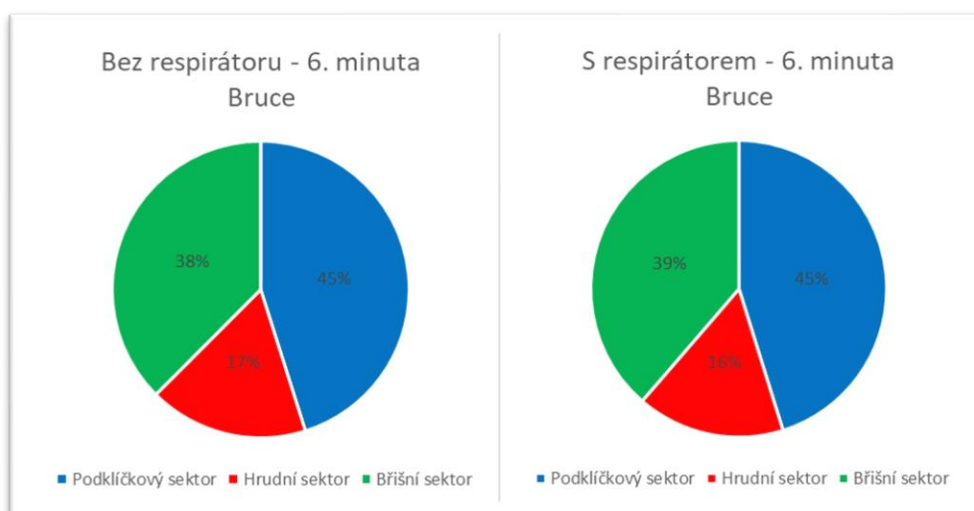
($d=0,262$) byl ve využití hrudního sektoru, statisticky významný tento rozdíl nebyl. Průměrné hodnoty zapojení břišního sektoru svým rozdílem nedosáhli věcné ani statistické významnosti.



Graf 27

Poměr zapojení jednotlivých dechových sektorů při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 3. minutě Bruceova protokolu

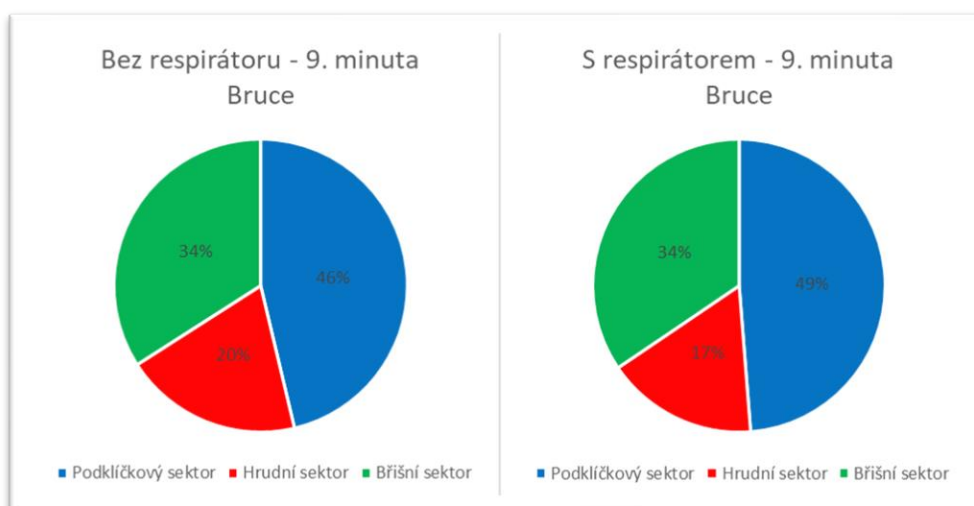
Graf číslo 28 prezentuje průměrné hodnoty zapojení všech tří druhů dýchání v šesté minutě zátěže s ochranou dýchacích cest a bez ní. Průměrné využití podklíčkového sektoru bylo v obou případech 45 %. Rozdíl věcné či statistické významnosti v tomto případě tedy nenastal. Zapojení břišního sektoru bylo průměrně 38 % bez respirátoru a 39 % s respirátorem. Rozdíl hodnot bez věcné a statistické významnosti. Nejmenšího zapojení bylo dosaženo u hrudního sektoru. Bez respirátoru byla průměrná hodnota 17 % a s respirátorem 16 %. Nebyl prokázán věcně ani statisticky významný rozdíl.



Graf 28

Poměr zapojení jednotlivých dechových sektorů při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v 6. minutě Bruceova protokolu

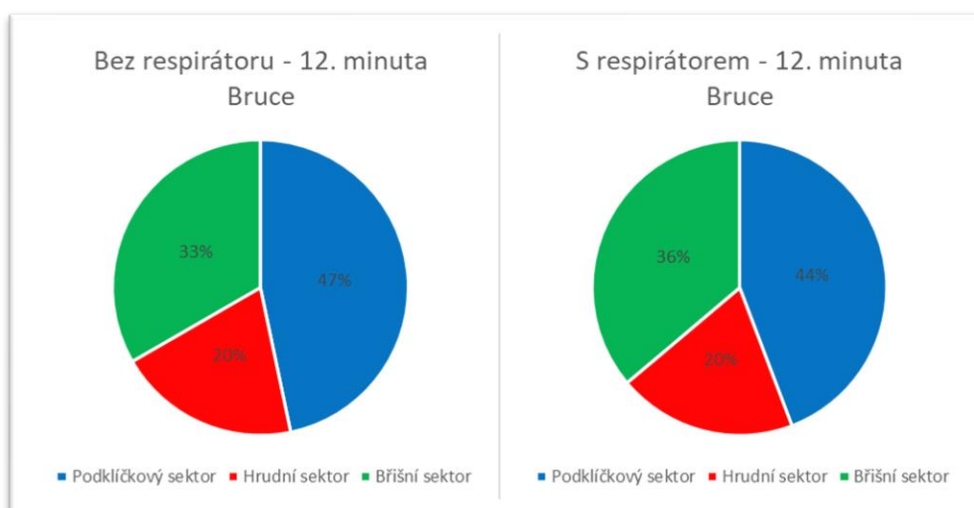
Na grafu číslo 29 si můžeme všimnout, že výrazně vzrostl poměr zapojení podklíčkového sektoru vůči břišního sektoru. V deváté minutě byly průměrné hodnoty zapojení jednotlivých dechových sektorů při testování bez respirátoru 46% podklíčkový sektor, 34 % břišní sektor a 20 % hrudní sektor. Při druhém testu za použití respirátoru se rozdíl průměrných hodnot mezi podklíčkovým (49 %) a břišním sektorem (34 %) ještě zvětšil. Hrudní sektor probandi zapojili průměrně ze 17 %. V deváté minutě byl věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,322$) potvrzen pouze u hrudního sektoru. Statisticky významný rozdíl nebyl. V rámci zbylých dvou sektorů se mezi testem bez respirátoru a testem s respirátorem nepotvrdil věcně ani statisticky významný rozdíl.



Graf 29

Poměr zapojení jednotlivých dechových sektorů při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v 9. minutě Bruceova protokolu

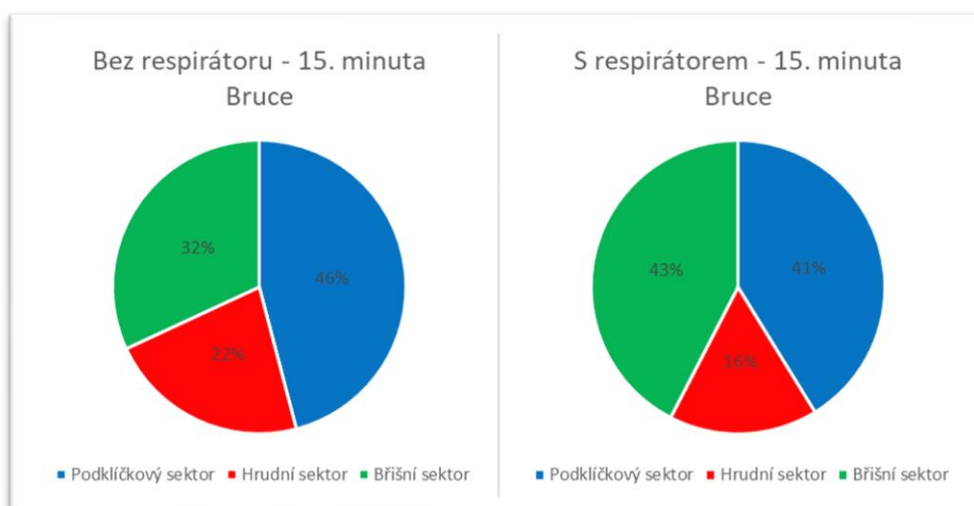
Na následujícím grafu číslo 30 můžeme stále pozorovat vyšší průměrnou hodnotu zapojení podklíčkového sektoru vůči břišnímu sektoru. Oproti vyrovnaným hodnotám při měření v klidu. Ve dvanácté minutě dosahovali probandi v zapojení podklíčkového sektoru průměrně hodnoty 47 % bez respirátoru a 44 % s respirátorem. Průměrná hodnota zapojení hrudního sektoru byla v obou testech shodná 20 %. Břišní sektor probandi bez respirátoru zapojili průměrně z 33 %. Při testu s respirátorem se břišní sektor zapojil z 36 %. V zapojení podklíčkového sektoru není věcně ani statisticky významný rozdíl. Rozdíl věcné nebo statistické významnosti se neprokázal ani u hrudního sektoru. Mezi průměrnými hodnotami v zapojení břišního sektoru se projevil věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,273$). Statistická významnost nebyla prokázána.



Graf 30

Poměr zapojení jednotlivých dechových sektorů při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v 12. minutě Bruceova protokolu

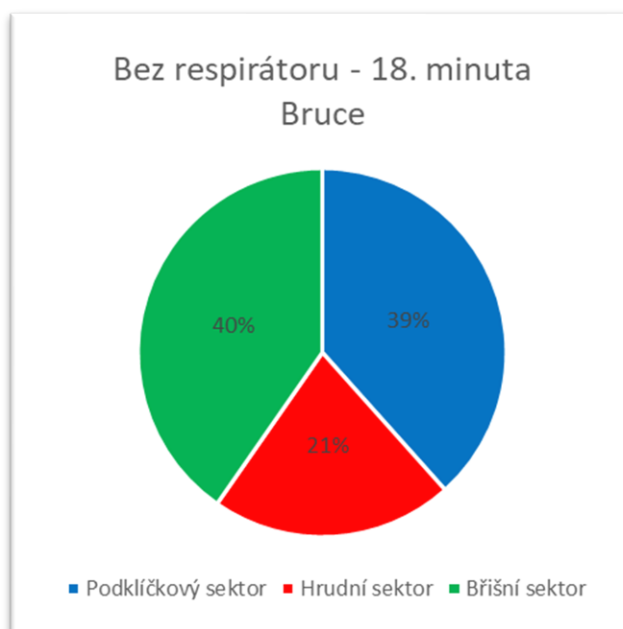
V patnácté minutě dosáhli testovaní lepšího zapojení jednotlivých dechových oddílů při měření s nasazeným respirátorem. Právě toho si můžeme všimnout na grafu číslo 31. Průměrné hodnoty dosažené během testování bez respirátoru byly 46 % zapojení podklíčkového sektoru, 32 % zapojení břišního sektoru a 22 % hrudního sektoru. Při testování s respirátorem bylo průměrné zapojení podklíčkového sektoru 41 %, hrudního sektoru 16 % a břišního sektoru 43 %. Mezi hodnotami hrudního sektoru byla potvrzena věcná významnost se středním efektem ($d= 0,676$), statistická významnost nikoliv. Rozdíl věcné významnosti v patnácté minutě byl potvrzen u podklíčkového sektoru, a to s malým efektem ($d= 0,335$), a břišního sektoru se středním efektem ($d= 0,706$). Statistická významnost nebyla prokázána.



Graf 31

Poměr zapojení jednotlivých dechových sektorů při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v 15. minutě Bruceova protokolu

Na grafu číslo 32 můžeme vidět zapojení jednotlivých dechových oddílů jen u měření bez respirátoru. Při měření s respirátorem nedokázal nikdo podat takto náročný výkon. Průměrná hodnota zapojení podklíčkové sektoru byla 39 %, hrudního sektoru 21 % a břišního sektoru 40 %. Opět není možné prokázat rozdíl věcné a statistické významnosti, protože nemáme žádné hodnoty pro porovnání.

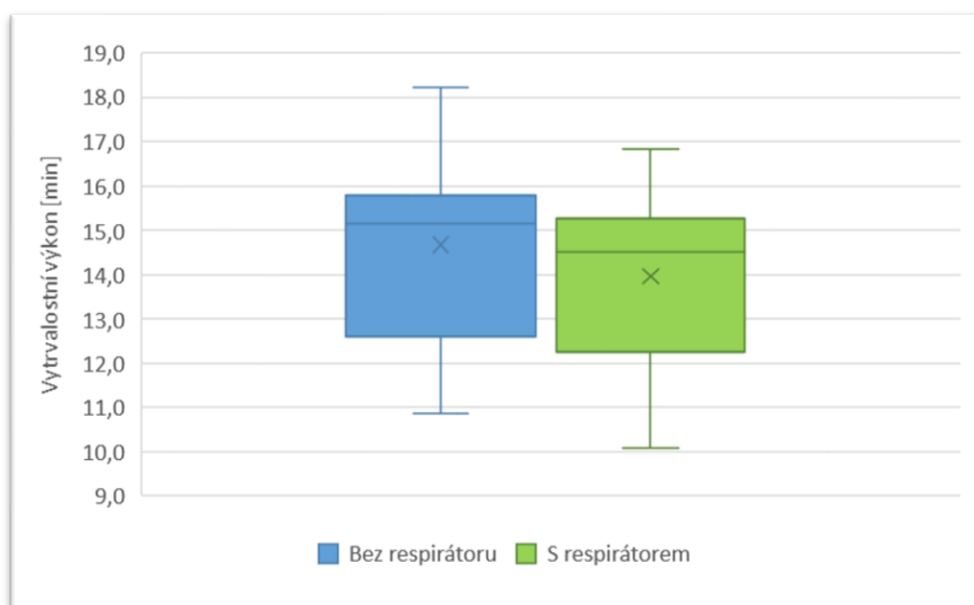


Graf 32

Poměr zapojení jednotlivých dechových sektorů při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem v 18. minutě Bruceova protokolu

5.3 Vytrvalostní výkon

Dalším parametrem, u kterého jsme zkoumali vliv respirátoru FFP2 byl vytrvalostní výkon. Na konci testu byl zaznamenán čas, kdy přesně probandi ukončili testování seskočením z běhátka. Průměrná hodnota dosažená při testu bez respirátoru byla $14,67 \pm 2,08$ minuty. Jak si můžeme všimnout na grafu číslo 33, maximální dosažená hodnota přesáhla osmnáct minut. Nejkratší výkon bez respirátoru trval necelých jedenáct minut. Průměrná doba trvání testu s respirátorem byla $13,96 \pm 1,79$ minuty. Nejlepším výkonem byla zátěž téměř sedmnáct minut. Naopak nejméně trvající test jen těsně přesáhl desátou minutu. Mezi těmito hodnotami byl prokázán věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,371$). Statistická významnost potvrzena nebyla.

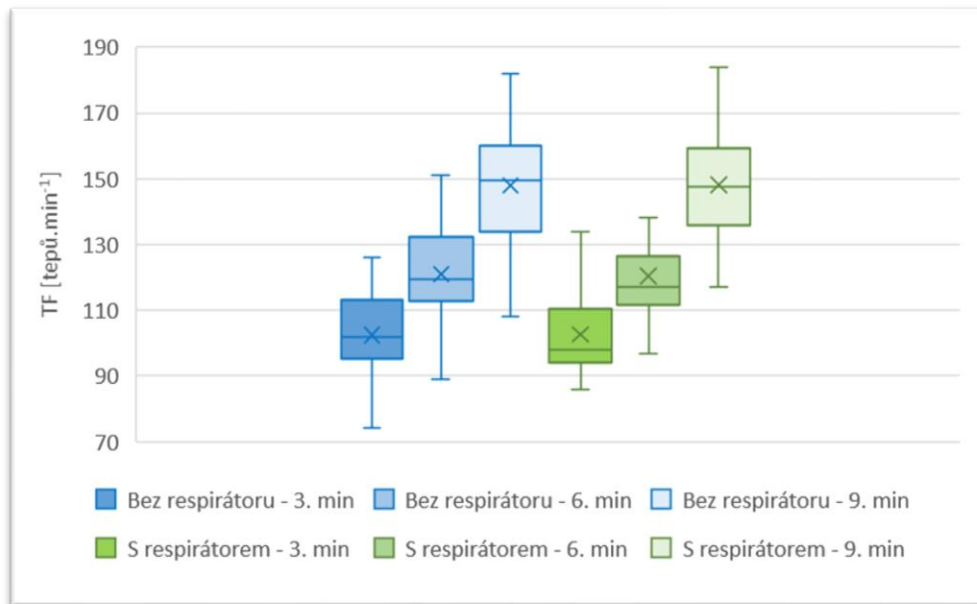


Graf 33

Porovnání průměrných hodnot vytrvalostního výkonu při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem

S vytrvalostním výkonem souvisí také srdeční neboli tepová frekvence. Na grafu číslo 34 můžeme vidět průměrné hodnoty tepové frekvence, kterých probandi dosáhli ve třetí, šesté a deváté minutě Bruceova protokolu. Testování bez respirátoru znamenalo průměrnou hodnotu $102,50 \pm 12,96$ tepů.min⁻¹ ve třetí minutě, $120,95 \pm 15,20$ tepů.min⁻¹ v šesté minutě a $148,05 \pm 17,66$ tepů.min⁻¹ v deváté minutě. Průměrné hodnoty při testování s respirátorem byly velmi podobné. Ve třetí minutě $102,68 \pm 11,81$ tepů.min⁻¹, v šesté minutě $120,36 \pm 15,99$ tepů.min⁻¹ a v deváté minutě

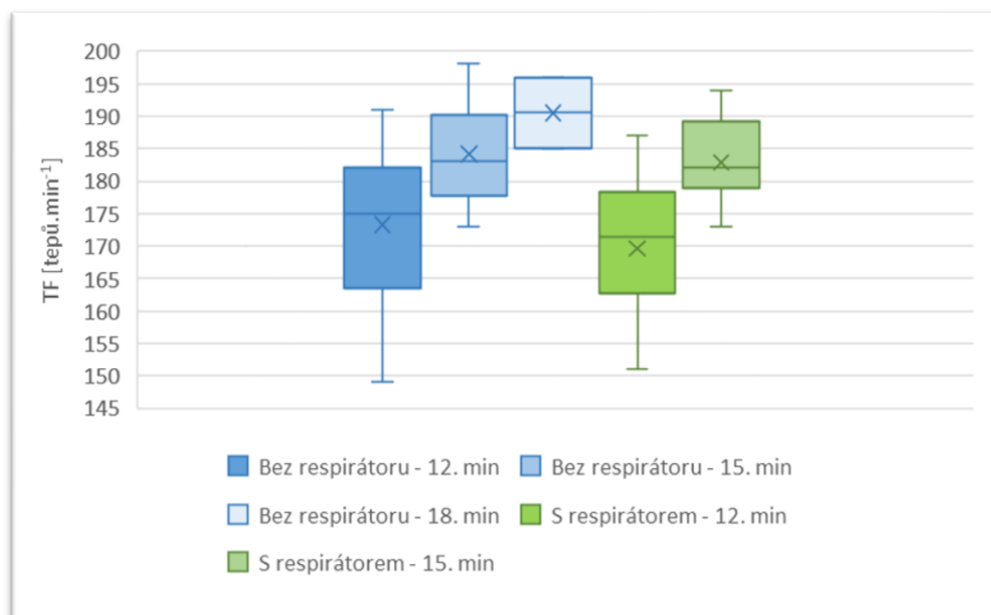
148,23 ± 16 tepů.min⁻¹. Mezi těmito hodnotami nebyl prokázán věcně ani statisticky významný rozdíl.



Graf 34

Porovnání průměrných hodnot tepové frekvence při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 3., 6. a 9. minutě Bruceova protokolu

Na posledním krabicovém grafu číslo 35 je možné vidět porovnání průměrných hodnot tepové frekvence v závěrečných minutách testu bez respirátoru a s respirátorem. Jako první se podíváme na hodnoty naměřené bez respirátoru. Ve dvanácté minutě byla průměrná hodnota tepové frekvence 173,33 ± 11,58 tepů.min⁻¹, v patnácté minutě poté 184,14 ± 7,42 tepů.min⁻¹ a nakonec v osmnácté minutě 190,50 ± 5,50 tepů.min⁻¹. Ve dvanácté minutě s nasazeným respirátorem byla zaznamenána průměrná hodnota 169,60 ± 12,36 tepů.min⁻¹ a v patnácté minutě 182,90 ± 6,46 tepů.min⁻¹. Rozdíl průměrných hodnot ve dvanácté minutě byl vyhodnocen jako věcně významný s malým efektem ($d=0,312$), statisticky významný rozdíl nebyl. Mezi ostatními hodnotami se věcná a statistická významnost neprokázala.



Graf 35

Porovnání průměrných hodnot tepové frekvence při zátěži bez nasazeného respirátoru a s nasazeným respirátorem ve 12., 15. a 18. minutě Bruceova protokolu

6 Diskuse

Záměrem této bakalářské práce bylo zjištění vlivu respirátoru FFP2 na ventilační parametry, dechový vzor v různých stupních zátěže. Dalším parametrem byl také vytrvalostní výkon. Abychom mohli určit, zda respirátor FFP2 má nějaký vliv na dané parametry, bylo nutné provést komparaci naměřených hodnot.

V námi stanovené hypotéze číslo 1 předpokládáme, že délka testu s ochranou dýchacích cest bude významně kratší než bez ní. Dle Dovalila (2002) se jedná o vytrvalostní výkon v případě, že je jedinec schopný vykonávat pohybovou aktivitu v odpovídající intenzitě po dobu alespoň 10 minut.

Fikenzer et al. (2020) ve své práci uvádějí, že při zátěžovém testování, které začalo na zátěži 50 W a zvyšovalo se každé 3 minuty o dalších 50 W, až do úplného vyčerpání, se doba trvání testu s respirátorem FFP2 zkrátila o 52 ± 45 s v porovnání s testem bez ochrany dýchacích cest. Velký vliv respirátoru FFP2 na výkon ve své práci potvrzují také Egger et al. (2021), kteří dělali výzkum na trénovaných sportovcích. Konkrétně se jedná o výkon 364 ± 43 Watt při testu s respirátorem a 377 ± 40 Watt bez respirátoru.

V našem případě jsme probandům při testování bez respirátoru naměřili průměrnou délku vytrvalostního výkonu na $14,67 \pm 2,08$ minuty a při testování s respirátorem $13,96 \pm 1,79$ minuty. Rozdíl mezi těmito hodnotami je věcně významný s malým efektem ($d= 0,371$), nicméně ne statisticky významný. Hypotézu číslo 1, můžeme přijmout.

Georgi et al. (2020) ve své práci uvádějí, že se zvýšením výkonu a horší propustností roušky, či respirátoru se zvyšují srdeční a dechová frekvence. Největší nárůst dechové frekvence byl právě při testování s respirátorem FFP2. V klidu byla naměřena hodnota $15,3 \pm 2,2$ dechů.min⁻¹ s respirátorem a $14,8 \pm 2,2$ dechů.min⁻¹ bez respirátoru. Při zátěži 100 W s respirátorem bylo dosaženo $29 \pm 9,8$ dechů.min⁻¹ oproti hodnotě $26,4 \pm 6,1$ dechů.min⁻¹ bez respirátoru.

Bartůňková et al. (2013) uvádí, že dechová frekvence je snadno ovlivnitelná vůlí a u řady aktivit také vynuceným pohybem. Hodnoty dechové frekvence podle různé intenzity zátěže rozděluje takto: v klidu 14–16 dechů za minutu, při lehké zátěži 20–30 dechů za minutu a při velice vysoké zátěži 40–60 dechů za minutu.

Nošení respirátoru vede díky odporu, který při jeho užívání vzniká k prodloužení doby nádechu (Bansal et al., 2009).

Naši probandi v klidu dosahovali průměrně $15,34 \pm 4,31$ dechů.min⁻¹ v sedě bez respirátoru a $14,41 \pm 4,70$ dechů.min⁻¹ v sedě s respirátorem. Rozdíl mezi těmito hodnotami je věcně významný s malým efektem ($d= 0,208$). Klidové měření ve stoje bez respirátoru znamenalo $14,11 \pm 4,24$ dechů.min⁻¹ a s respirátorem $14,57 \pm 3,69$ dechů.min⁻¹. Tyto hodnoty jsou shodné s těmi, které uvádí Bartůňková et al. (2013) a podobné i těm, které uvádí Georgi et al. (2020). Při lehké zátěži, tedy ve třetí, šesté a deváté minutě testu náš výzkumný soubor dosáhl následujících hodnot. Ve třetí minutě byla průměrná hodnota dechové frekvence bez respirátoru $22,56 \pm 4,18$ dechů.min⁻¹ a s respirátorem $23,04 \pm 6,93$ dechů.min⁻¹. V šesté minutě průměrné hodnoty dosahovaly $25,99 \pm 5,77$ dechů.min⁻¹ bez respirátoru a $23,99 \pm 5,62$ dechů.min⁻¹ s respirátorem. Rozdíl, který vznikl mezi těmito hodnotami se ukázal jako věcně významný s malým efektem ($d= 0,353$) a také statisticky významný ($p= 0,022$). V deváté minutě se hodnoty pohybovaly okolo $30,63 \pm 6,22$ dechů.min⁻¹ bez respirátoru a $29,42 \pm 6,67$ dechů.min⁻¹ s respirátorem. Průměrné hodnoty při lehké zátěži se nachází v rozmezí, které představila Bartůňková et al. (2013). Zátěž v deváté minutě Bruceova protokolu je podle Georgiho et al. (2020) přibližně 100 W. Velice vysokou zátěž pro nás představovala dvanáctá, patnáctá a osmnáctá minuta. Ve dvanácté minutě probandi dosáhli průměrné hodnoty $39,73 \pm 7,08$ dechů.min⁻¹ bez respirátoru a $37,09 \pm 5,41$ dechů.min⁻¹ s respirátorem. Rozdíl těchto hodnot je věcně významný s malým efektem ($d= 0,417$). V patnácté minutě byla průměrná hodnota bez respirátoru $48,29 \pm 8,17$ dechů.min⁻¹ a s respirátorem $47,79 \pm 5,07$ dechů.min⁻¹. Průměrná hodnota v osmnácté minutě byla $56,77 \pm 4,82$ dechů.min⁻¹. I ve velmi vysoké zátěži se námi naměřené hodnoty shodují s Bartůňkovou et al. (2013). Věcně významný rozdíl byl prokázán pouze ve dvou stupních zátěže. Statistická významnost byla potvrzena v jedné úrovni. Hypotézu číslo 2 tedy nemůžeme přijmout.

Bude se lišit dechový vzor v klidu při měření s ochranou dýchacích cest a bez ní? Podle Bartůňkové et al. (2013) je brániční dýchání v klidu zodpovědné za 30-40 % dýchání u netrénovaných jedinců naší populace a za 50-60 % u trénovaných jedinců. Naši probandi při testování bez respirátoru zapojili v sedě ze 41 % podklíčkový sektor, z 18 % podklíčkový sektor a ze 41 % břišní sektor. Při testování s respirátorem byl poměr

využití dechových sektorů následující: podklíčkový sektor 44 %, hrudní sektor 16 % a břišní sektor 40 %. Už při měření v sedě došlo k poměrně významným změnám hodnot, a to zejména u podklíčkového a hrudního sektoru, kde se prokázaly věcně významné rozdíly s malým efektem ($d= 0,230$ a $d= 0,204$). Ve stoje bez respirátoru byl poměr průměrných hodnot zapojení dechových sektorů ze 42 % podklíčkový sektor, z 18 % hrudní sektor a ze 40% břišní sektor. S respirátorem probandi zapojili průměrně ze 42 % podklíčkový sektor, ze 17 % hrudní sektor a ze 41 % břišní sektor. Měření ve stoje nám nikterak významné změny nepřineslo. Věcně významný s malým efektem ($d= 0,238$) je rozdíl mezi zapojením hrudního sektoru. Poměr zapojení břišního sektoru našich probandů v klidu odpovídá bráničnímu dýchání netréovaných jedinců podle Bartůňkové et al. (2013).

Bude se lišit dechový vzor při velmi vysoké zátěži s ochranou dýchacích cest a bez ní? Ve dvanácté minutě bez respirátoru byl nejvíce zapojen podklíčkový sektor průměrnou hodnotou 47 %. Využití hrudního sektoru bylo 20 % a břišního sektoru 33 %. Při testování s respirátorem byl také nejvíce zapojen podklíčkový sektor, a to ze 44 %. Využití hrudního sektoru zůstalo stejné, ze zbývajících 36 % byl zapojen břišní sektor. Rozdíl v zapojení břišního sektoru je věcně významný s malým efektem ($d= 0,273$). V patnácté minutě bez respirátoru byl poměr zapojení podklíčkového sektoru 46 %. Přisuzujeme to faktu, že probandi byli na pokraji sil a tzv. lapali po dechu. Hrudní a břišní sektor byly zapojeny z 22, respektive z 32 %. V patnácté minutě s respirátorem dosáhli probandi téměř klidového poměru zapojení dechových sektorů. Podklíčkový sektor zapojen ze 41 %, hrudní sektor z 16 % a břišní sektor ze 43 %. Při lepším zapojení břišního dýchání dochází ke snížení zapojení podklíčkového sektoru, a to dále vede k lepší funkci dýchacích svalů (Kolář, 2009). V zapojení podklíčkového sektoru se projevil věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,335$). V zapojení hrudního sektoru je rozdíl věcně významnosti se středním efektem ($d= 0,676$). Také v zapojení břišního sektoru je zaznamenán věcně významný rozdíl se středním efektem ($d= 0,706$). V osmnácté minutě bez respirátoru zapojili probandi podklíčkový sektor ze 39 %, hrudní sektor ze 21 % a břišní sektor ze 40 %.

Budou se lišit hodnoty minutové ventilace v různých úrovních testu s ochranou dýchacích cest a bez ní? Hodnoty v sedě se téměř nelišily, ovšem mezi hodnotami ve stoje vznikl věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,315$). Ve třetí, šesté a deváté

minutě byl rozdíl mezi průměrnými hodnotami bez respirátoru a s respirátorem minimální. Významné rozdíly se objevily ve dvanácté a patnácté minutě. Ve dvanácté minutě nejdříve probandi bez respirátoru dosáhli průměrné hodnoty $92,06 \pm 16,76 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ a s respirátorem $96,65 \pm 23,03 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$. Rozdíl těchto hodnot je věcně významný s malým efektem ($d= 0,228$). Věcně významný rozdíl s malým efektem ($d= 0,388$) nastal také v patnácté minutě, ve které probandi bez respirátoru dosáhli průměrné hodnoty $133,68 \pm 26,97 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ a probandi s respirátorem $142,86 \pm 19,82 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$. V osmnácté minutě byl průměr bez respirátoru $172,96 \pm 14,99 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$. Podle Bartůňkové et al. (2013) mohou trénovaní muži při extrémní zátěži dosáhnout minutové ventilace 150–200 $\text{l}\cdot\text{min}^{-1}$. Jak si můžeme všimnout naši probandi této hodnoty v osmnácté minutě dosáhli. V patnácté minutě bez respirátoru se hranici 150 l za minutu podařilo překonat 4 z 13 probandů a s respirátorem 5 z 9 probandů, z toho plyne, že někteří testovaní ukončili podle Bartůňkové et al. (2013) test dříve, než dosáhli svého maxima. Odpověď na naši třetí vědeckou otázku je tedy ano, hodnoty v různých úrovních testu s ochranou dýchacích cest a bez ní se od sebe liší.

Jsme si vědomi, že námi zjištěné výsledky mohou být ovlivněny řadou faktorů, počínaje stavem únavy, zdravotním a psychickým stavem, stravou a konče pitným režimem. Bohužel nebylo v našich silách, na úrovni bakalářské práce, připravit stejné podmínky mimo laboratoř pro celý testovaný soubor.

7 Závěr

Cílem naší bakalářské práce bylo zjištění vlivu respirátoru FFP2 na ventilační parametry, dechový vzor a vytrvalostní výkon u studentů TV. K tomu jsme každého z 22 probandů potřebovali otestovat dvakrát. Testovaný soubor ve věku 19-24 let se skládal ze studentů KTVS JU v Českých Budějovicích, v jejímž zázemí je i Laboratoř zátěžové a funkční diagnostiky, kde testování probíhalo. Testování probíhalo podle předepsaného Bruceova protokolu.

Z výsledků naší práce vyplývá, že respirátor FFP2 měl vliv na vytrvalostní výkon všech testovaných studentů. Rozdíl mezi průměrnými naměřenými hodnotami vytrvalostního výkonu bez respirátoru $14,67 \pm 2,08$ minuty a s respirátorem $13,96 \pm 1,79$ minuty byl věcně významný, a proto jsme mohli hypotézu 1 přijmout.

Hodnoty dechové frekvence během zátěže s ochranou dýchacích cest a bez ochrany dýchacích cest nebyly významně odlišné. Prokázaly se pouze dva rozdíly věcné významnosti a jeden rozdíl statistické významnosti. Hypotéza 2 tak nemohla být přijata.

Mezi zapojením jednotlivých dechových sektorů v klidu bez respirátoru a s respirátorem byl prokázán věcně významný rozdíl. Nejvíce se projevil mezi hodnotami podklíčkového sektoru v sedě, kde vznikl rozdíl 3 %. V souvislosti s tím došlo ke změně zapojení hrudního sektoru o 2 %. Odpověď na vědeckou otázku 1 je tedy ano, hodnoty mezi zapojením jednotlivých dechových sektorů v klidu při testování s respirátorem jsou rozdílné oproti hodnotám testování bez respirátoru.

Odpověď ano je i na výzkumnou otázku 2. Věcně významný rozdíl mezi zapojením dílčích dechových sektorů bez respirátoru a s respirátorem byl prokázán i při velmi vysoké zátěži. Největšího rozdílu si můžeme všimnout v patnácté minutě, kdy při testu s respirátorem byl zapojen podklíčkový sektor o 5 % méně než bez respirátoru. Ještě větší rozdíl je v zapojení břišního sektoru. Při testování s respirátorem byl zapojen o 11 % více než při testování bez respirátoru a hrudní sektor o 6 % méně. S tím souvisí i vývoj zapojení dechových sektorů z dvanácté na patnáctou minutu bez respirátoru, kdy došlo k mnohem většímu zapojení břišního sektoru. U testování bez respirátoru se tento děj odehrál až při přechodu z patnácté do osmnácté minuty.

Odpověď na výzkumnou otázku 3 je ano. Klidové hodnoty minutové ventilace v sedě se sice nejdříve příliš neliší, ale ke změnám došlo už ve stoje. S přibývajícím zátěží se mění i hodnoty minutové ventilace, které se od sebe významně liší.

Mezi limity této práce patří různá výkonnostní úroveň testovaných, jejich zdravotní a psychický stav, kvalita spánku a dodržení stravovacího a pitného režimu. Důležité také bylo, zda probandi před druhým testováním, které bylo po týdnu, dodrželi stejný harmonogram a oba testy tak podstoupili ve stejném stavu fyzické únavy. Proto výsledky není možné zobecnit.

Výsledky naší práce dokazují významný vliv respirátoru FFP2 na ventilační parametry, dechový vzor a vytrvalostní výkon. Nošení respirátoru tedy významně ztěžuje provádění fyzické aktivity. V praxi by jeho využívání mohlo být vhodné pro rozvoj vytrvalostních schopností sportovců, v jejichž sportech hraje vytrvalost klíčovou roli. Tím máme na mysli například vytrvalostní běh, triatlon, biatlon, ale i bojové sporty, jako je MMA. Přínosem naší bakalářské práce může být využití při dalším výzkumu, zabývajícím se vlivem ochrany dýchacích cest.

Referenční seznam literatury

- Aliabadi, M., Aghamiri, Z. S., Farhadian, M., Shafiee Motlagh, M., & Hamidi Nahrani, M. (2022). The Influence of Face Masks on Verbal Communication in Persian in the Presence of Background Noise in Healthcare Staff. *Acoustics Australia*, 50(1), 127-137.
- Bahenský, P., Marko, D., Malátová, R., Krajcigr, M., & Schuster, J. (2021). *Fyziologie tělesných cvičení*. České Budějovice, PF JU.
- Bansal, S., Harber, P., Yun, D., Liu, D., Liu, Y., Wu, S., Ng, D., & Santiago, S. (2009). Respirator physiological effects under simulated work conditions. *Journal of occupational and environmental hygiene*, 6(4), 221-227.
- Bartůňková, S., Heller, J., Kohlíková, E., Petr, M., Smitka, K., Štefl, M., & Vránová, J. (2013). *Fyziologie pohybové zátěže: učební texty pro studenty tělovýchovných oborů*. Praha: UK FTVS.
- Bedřich, L. (2006). *Fotbal: rituální hra moderní doby*. Brno: MU.
- Benchetrit, G. (2000). Breathing pattern in humans: diversity and individuality. *Respiration physiology*, 122(2-3), 123-129.
- Bernaciková, M., Cacek, J., Dovrtělová, L., Hrnčířiková, I., Hlinský, T., Kapounová, K., Kopřivová, J., Kumstát, M., Králová, D., Novotný, J., Pospíšil, P., Řezaninová, J., Šafář, M., & Struhár, I. (2020). *Regenerace a výživa ve sportu* (3., doplněné vydání). Brno: MU.
- Burton, A. W., & Miller, D. E. (1998). *Movement skill assessment*. Champagne, IL: Human Kinetics.
- Ciotti, M., Ciccozzi, M., Terrinoni, A., Jiang, W. C., Wang, C. B., & Bernardini, S. (2020). The COVID-19 pandemic. *Critical reviews in clinical laboratory sciences*, 57(6), 365-388.
- Clarková, N. (2000). *Sportovní výživa*. Praha: Grada.
- Čelikovský. (1985). *Antropomotorika I*. Košice: Košice: Univerzita P.J. Šafaříka
- Čihák, R., Grim, M., & Fejfar, O. (2013). *Anatomie*. Praha: Grada.
- Daniels, J. (2013). *Daniel's running formula*. 3. vyd. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Dobšák, P. (2009). *Klinická fyziologie tělesné zátěže: vybrané kapitoly pro bakalářské studium fyzioterapie*. Brno: MU.
- Dovalil, J., Choutka, M., Svoboda, B., Hošek, V., Perič, T., Potměšil, J., Vránová, J., & Bunc, V. (2002). *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Egger, F., Blumenauer, D., Fischer, P., Venhorst, A., Kulenthiran, S., Bewarder, Y., Zimmer, A., Böhm, M., Meyer, T., & Mahfoud, F. (2021). Effects of face masks on performance and cardiorespiratory response in well-trained athletes. *Clinical Research in Cardiology*, 111, 1-8.
- Evans, C. H., & White, R. D. (2009). *Exercise Testing for Primary Care and Sports Medicine Physicians*. NY, USA: Springer.
- Fikenzer, S., Uhe, T., Lavall, D., Rudolph, U., Falz, R., Busse, M., Hepp, P., & Laufs, U. (2020). Effects of surgical and FFP2/N95 face masks on cardiopulmonary exercise capacity. *Clinical Research in Cardiology*, 109(12), 1522-1530.
- Georgi, C., Haase-Fielitz, A., Meretz, D., Gäsert, L., & Butter, C. (2020). The impact of commonly-worn face masks on physiological parameters and on discomfort during standard work-related physical effort. *Deutsches Ärzteblatt International*, 117(40), 674-675.
- Grix, J., Brannagan, P. M., Grimes, H., & Neville, R. (2021). The impact of Covid-19 on sport. *International Journal of Sport Policy and Politics*, 13(1), 1-12.

- Hanzlová, J., & Hemza, J. (2007). *Základy anatomie soustavy dýchací, srdečně cévní, lymfatického systému, kůže a jejich derivátů III*. Masarykova univerzita.
- Havlíčková, L., Bartůňková, S., Dlouhá, R., Melichna, J., & Vránová, J. (2006). *Fyziologie tělesné zátěže I. Obecná část*. Praha: Karolinum.
- Heller, J. (2018). *Zátěžová funkční diagnostika ve sportu: východiska, aplikace a interpretace*. Praha: Karolinum.
- Hendl, J. (2004). *Přehled statistických metod zpracování dat. Analýza a metaanalýza dat*. Praha: Portál.
- Hnízdil, J. H. (2012). *Rozvoj a diagnostika vytrvalostních schopností*. Ústí nad Labem.
- Jones, M. J., Dawson, B., Gucciardi, D. F., Eastwood, P. R., Miller, J., Halson, S. L., Dunican, I. C., & Peeling, P. (2019). Evening electronic device use and sleep patterns in athletes. *Journal of Sports Sciences*, 37(8), 864-870.
- Joyner, M. J., & Coyle, E. F. (2008). Endurance exercise performance – the physiology of champions. *The Journal of Physiology*, 586(1), 35-44.
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2012). *Physiology of sport and exercise* (5th ed). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén.
- Lehnert, M., Kudláček, M., Háp, P., Bělka, J., Neuls, F., Ješina, O., & Šťastný, P. (2014). *Sportovní trénink I*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Malátová, R., Bahenský, P., & Mareš, M. (2017). *Dechový stereotyp a jeho vliv na dechové funkce*. České Budějovice: PF JU.
- Máček, M., Radvanský, J., Brůnová, B., Daďová, K., Fajstavr, J., & Kolář, P. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Galén.
- McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. L (2016). *Essentials of exercise physiology* (Fifth edition, international edition). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer.
- Měkota, K., & Novosad, J. (2005). *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Pavlík, J. (2010). *Vybrané kapitoly z antropomotoriky*. Brno: MU.
- Pearn, J. (1978). Two early dynamometers: an historical account of the earliest measurements to study human muscular strength. *Journal of the Neurological sciences*, 37(1-2), 127-134.
- Powers, S., & Howley, E. T. (2012). *Exercise physiology: Theory and application to fitness and performance*. McGraw-Hill.
- Rehman, M., Shah, R. A., Khan, M. B., AbuAli, N. A., Shah, S. A., Yang, X., Alomainy, A., Imran, M. A., & Abbasi, Q. H. (2021). RF sensing based breathing patterns detection leveraging USRP devices. *Sensors*, 21(11), 3855.
- Romagnoli, I., Lanini, B., Binazzi, B., Bianchi, R., Coli, C., Stendardi, L., Gigliotti, F., & Scano, G. (2008). *Optoelectronic Plethysmography has Improved our Knowledge of Respiratory Physiology and Pathophysiology*. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 8(12), 7951–7972.
- Slavíková, J., & Švíglerová, J. (2012). *Fyziologie dýchání*. Praha: Karolinum.
- Suryasa, I. W., Rodríguez-Gámez, M., & Koldoris, T. (2021). The COVID-19 pandemic. *International Journal of Health Sciences*, 5(2), 6-9.
- Vobr, R. (2013). *Antropomotorika*. Brno: FSpS MU.
- Votík, J. (2005). *Trenér fotbalu" B" UEFA licence (učební texty pro vzdělávání fotbalových trenérů)*. Praha: Olympia ve spolupráci s ČMFS.
- Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2004). *Physiology of sport and exercise* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Zimmermann, K., Schnabel, G., & Blume, D. (2003). *Koordinative Fähigkeiten*. Universität Kassel.
- Zvonař, M., Duvač, I., Sebera, M., Vespalec, T., Kolářová, K. & Maleček, J. (2011). *Antropomotorika pro magisterský program tělesná výchova a sport*. Brno: MU FSpS.

Internetové zdroje

- COMPEK medicalservices (2023, 5. října). *Cortex Metalyzer 3B*.
https://www.compek.cz/e-shop/cortex-metalyzer-3b-komplet_823-002.html/#tabdescription
- COMPEK medicalservices (2023, 5. října). *Lode Valiant 2 Cpet*.
https://www.compek.cz/e-shop/behaci-pas-lode-valiant-2-cpet_707-201.html/#tab-description
- MedSystem s.r.o. (2024, 10.června). *InBody 770*.
<https://www.inbody.cz/produkty/20-inbody#podrobna-specifikace>
- Polar (2023, 5. října). *Hrudní pás POLAR H7 Bluetooth černý*.
<https://www.polar-eshop.cz/hrudni-pas-polar-h7-bluetooth-cerny>
- SciELO – Scientific Electronic Library Online (2024, 17. června). *Optoelectronic plethysmography: a review of the literature*.
<https://www.scielo.br/j/rbfis/a/xBrSywjG7RN8tjvFLzJC9NR/?lang=en#>
- SUMMUS vita (2023, 5. října). *MetaControl® 3000*.
<https://www.summusvita.cz/o-nas/vybaveni/metacontrol-3000/>
- World Health Organization (2023, 7. února). *Coronavirus disease (COVID-19) pandemic*.
<https://www.who.int/emergencies/diseases/novel-coronavirus-2019>