

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

**SLEDOVÁNÍ VYBRANÝCH FYZIOLOGICKÝCH
PARAMETRŮ PŘI POUŽITÍ FFP2 RESPIRÁTORŮ
V KLIDU A BĚHEM TĚLESNÉ ZÁTĚŽE**

Bakalářská práce

Autor: Dominika Hejčová

Studijní program: TV-Bi

Vedoucí práce: Mgr. Filip Neuls, Ph.D.

Olomouc 2022

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Dominika Hejčová

Název práce: Sledování vybraných fyziologických parametrů při použití FFP2 respirátorů v klidu a během tělesné zátěže

Vedoucí práce: Mgr. Filip Neuls, Ph.D.

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Rok obhajoby: 2022

Abstrakt:

Hlavním cílem práce bylo zhodnotit odezvu organismu při použití FFP2 respirátorů v klidu a při mírném tělesném zatížení v podobě rychlé chůze. Měření se zúčastnilo 15 zdravých žen ve věku 21–24 let. Nejprve byla všem ženám změřena klidová spirometrie. Poté se měřilo 5 minut v klidu, následně 5 minut v chůzi při rychlosti 3 km/h a 5 minut v chůzi při rychlosti 5 km/h. Celé měření proběhlo dvakrát: jednou s použitím respirátoru, podruhé bez něj. Z výsledků je patrné, že fyziologické parametry při nošení respirátorů nevykazují, až na výjimky, statisticky významné rozdíly. Při sedu s respirátorem testované prodýchaly za minutu více vzduchu než bez něj, rozdíl činí 0,8 l/min. Tento údaj může logicky souviset se subjektivním vnímáním zatížení, kdy testované udávaly nouzi o dech. Při chůzi s respirátorem rychlostí 5 km/h docházelo u testovaných k mírnému prohloubení dechu. Největší rozdíly byly pozorovány na Borgově škále subjektivně vnímaného zatížení. Testované uváděly při měření s respirátory zvýšené nepohodlí, nouzi o dech a zvýšený odpor při nádechu.

Klíčová slova:

SARS-CoV-2, odezva organismu, minutová ventilace, dechový objem, Borgova škála

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Dominika Hejčová
Title: Monitoring of selected physiological parameters during the use of FFP2 respirators at rest and under physical load

Supervisor: Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology
Year: 2022

Abstract:

The main objective of this study was to evaluate the body response during the use of FFP2 respirators at rest and under light physical load in the form of fast walking. 15 healthy women aged 21-24 years participated in the measurements. First, resting spirometry was measured in all women. Then 5 minutes at rest, followed by 5 minutes at walking at 3 km/h and 5 minutes at walking at 5 km/h were measured. The entire measurement was made twice: once with the use of a respirator, the second time without it. The results show that physiological parameters do not show statistically significant differences when wearing respirators, with a few exceptions. When sitting with a respirator, the subjects breathed more air per minute than without it, the difference being 0.8 l/min. This figure may be logically related to the subjective perception of the load, with the subjects indicating a shortness of breath. When walking with the respirator at 5 km/h, the subjects experienced a minor deepening of breath. The greatest differences were noticed on the Borg scale of subjectively perceived load. Subjects reported increased discomfort, breathlessness, and increased inspiratory resistance when measured with respirators.

Keywords:

SARS-CoV-2, organism response, ventilation, tidal volume, Borg scale

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Filipa Neulse, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 26. dubna 2022

.....

Děkuji vedoucímu práce Mgr. Filipu Neulsovi za odborné vedení, rady a čas, který mi věnoval při zpracování bakalářské práce. Také bych chtěla poděkovat všem probandům, kteří se zúčastnili měření za jejich ochotu a zodpovědný přístup.

OBSAH

1	Úvod	10
2	Přehled poznatků	11
2.1	COVID-19	11
2.1.1	Původ SARS-CoV2.....	11
2.1.2	Přenos SARS-CoV2	11
2.2	Ochrana dýchacích cest	12
2.2.1	Chirurgické masky	12
2.2.2	Respirátory	13
2.3	Anatomie dýchacího systému	14
2.3.1	Nosní dutina	15
2.3.2	Hltan	16
2.3.3	Hrtan.....	16
2.3.4	Průdušnice	16
2.3.5	Průdušky.....	16
2.3.6	Plíce.....	17
2.4	Fyziologie dýchání	17
2.4.1	Plicní ventilace	18
2.4.2	Výměna vzduchu mezi krví a alveolami	18
2.4.3	Mechanika dýchání	19
2.4.4	Transport CO ₂ krví	19
2.4.5	Transport O ₂ krví.....	20
2.4.6	Saturace krve kyslíkem	20
2.4.7	Hypoxie	21
2.4.8	Regulace dýchání	21
2.4.9	Plicní objemy	23
2.4.10	Dýchání s respirátorem	24
2.5	Srdeční frekvence	25
2.5.1	Řízení srdeční frekvence	25
3	Cíle.....	26

3.1	Hlavní cíl.....	26
3.2	Dílčí cíle.....	26
3.3	Výzkumné otázky	26
4	Metodika	27
4.1	Výzkumný soubor	27
4.2	Výzkumný protokol	28
4.2.1	Standardizace podmínek.....	28
4.2.2	Průběh měření.....	28
4.2.3	Sledované parametry a charakteristika přístrojů použitých při měření ...	29
4.3	Statistické zpracování dat.....	31
5	Výsledky	32
5.1	Souhrnné výsledky měření.....	32
5.1.1	Srdeční frekvence	32
5.1.2	Spotřeba kyslíku	33
5.1.3	Respirační kvocient	33
5.1.4	Minutová ventilace	34
5.1.5	Dechový objem.....	34
5.1.6	Dechová frekvence	35
5.1.7	Saturace krve kyslíkem.....	35
5.1.8	Borgova škála	35
5.2	Výsledky komparací	36
5.2.1	Srdeční frekvence	37
5.2.2	Spotřeba kyslíku	37
5.2.3	Respirační kvocient	37
5.2.4	Minutová ventilace	38
5.2.5	Dechový objem.....	39
5.2.6	Dechová frekvence	39
5.2.7	Saturace krve kyslíkem.....	40
5.2.8	Borgova škála	40
6	Diskuse.....	41
6.1	Limity studie	42

7	Závěry	43
8	Souhrn.....	44
9	Summary.....	46
10	Referenční seznam.....	48

1 ÚVOD

Bakalářská práce se věnuje vlivu respirátorů na vybrané fyziologické parametry organismu v klidu a při tělesné zátěži a také subjektivnímu vnímání zatížení a nepohodlí při nošení respirátorů. Tato práce má za cíl simulovat běžnou situaci, proto se zaměřuje na odezvu organismu při nečinném sedu a chůzi na běhátku.

Respirátory se staly v předchozích dvou letech z důvodu pandemie COVID-19 nedílnou součástí našich životů, jejich používání však vyvolalo i vlnu negativních ohlasů. Při nošení respirátorů se nositeli zvětšuje tzv. mrtvý dýchací prostor (část, která se neúčastní výměny dýchacích plynů) a tím se také zvětšuje odpor při nádechu. Při používání respirátorů se také mění složení vdechovaného vzduchu, snižuje se obsah kyslíku a zvyšuje se obsah CO₂ a vodních par. Lidé si často stěžují na nepohodlí spojené s nošením respirátorů, pocení v oblasti obličeje, bolesti hlavy, velký odpor při dýchání a tím snížení jejich fyzického výkonu, ať už při běžných činnostech nebo v práci (Chen, et al., 2015; Egger, et al., 2021).

Cílem této studie je proto zhodnocení odezvy organismu na dýchání s respirátorem a porovnání výsledků s již existujícími studiemi, které se zabývají podobným tématem.

Získání nových poznatků, které zahrnují reakci organismu, a také subjektivní pocity na nošení respirátorů může přispět k pochopení problémů spojených s nošením respirátorů.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 COVID-19

Nadměrné používání ochrany dýchacích cest, zejména pak respirátorů, je v dnešní době spojeno s pandemií COVID-19, která propukla v roce 2019 v Číně (Egger et al., 2021).

Na konci roku 2019 bylo v čínském městě Wuhan prokázáno velké množství pacientů se zápallem plic neznámého původu. V laboratořích se vědcům podařilo izolovat nový respirační virus, který tuto epidemii způsoboval. Konkrétně se jednalo o koronavirus, který byl vzhledem k jeho podobnosti s již prozkoumaným virem SARS-CoV pojmenován jako SARS-CoV2 (Ciotti et al., 2020).

2.1.1 Původ SARS-CoV2

Existuje několik hypotéz o původu SARS-CoV2, na začátku pandemie se diskutovalo o tom, že byl tento virus vytvořen uměle v laboratořích manipulací s již existujícím virem SARS-CoV. Tato teorie je ale velmi nepravděpodobná, vědci se daleko více přiklání k možnosti přenosu tohoto viru ze zvířete na člověka přirozeně, cestou evoluce. Hostitelé tohoto viru jsou s největší pravděpodobností netopýři (Andersen et al., 2020). Za nejpravděpodobnější mezihostitele jsou považováni luskouni. Nicméně to, jakým způsobem dokázal virus z netopýra infikovat člověka je předmětem dalších studií (Singla et al., 2020).

2.1.2 Přenos SARS-CoV2

K přenosu viru SARS-CoV2 dochází pomocí respiračních kapének o velikosti přibližně 5 až 10 mikrometrů a aerosolů. Tyto kapénky člověk vylučuje při dýchání, ve větším množství potom při mluvení, kýchání nebo kašlání (Prather et al., 2020). K přenosu může docházet také dotykem infikovaných ploch, nejčastěji to mohou být kliky u dveří, nákupní vozíky nebo téměř jakýkoli povrch, kterého se infikovaná osoba dotkla. Virus totiž na těchto místech dokáže za vhodných podmínek přežít i několik dní (Singla et al., 2020).

Průměrná inkubační doba při nakažení je odhadována na 3-7 dní, může však dosahovat až 14 dní. Velkým problémem je vysoká nakažlivost virem a mnohdy těžká dohledatelnost infikovaných osob kvůli asymptomatickým přenašečům, kteří jsou schopni bez povšimnutí velmi rychle virus šířit. Situaci zhoršuje také fakt, že jsou lidé nejvíce nakažliví už dva dny před vypuknutím jakýchkoli prvních příznaků nemoci (Li et al., 2020).

Pacienti nakažení virem SARS-CoV2 mohou mít velmi těžký průběh nemoci, který často vyžaduje hospitalizaci v nemocnici. Běžnějším případem je ale mírný průběh nemoci podobající se běžné chřipce. Setkáváme se i s úplně asymptomatickými pacienty. Mezi hlavní příznaky tohoto onemocnění patří příznaky běžné chřipky, jako je kašel, únava, horečka a bolest svalů a kloubů. K těm závažnějším příznakům patří dušnost, bolest a tlak na hrudi nebo zmatenost. Hlavním postiženým orgánem bývají plíce (Ciotti et al., 2020).

Z důvodu narůstajících úmrtí a vysoké infekčnosti viru vyhlásila Světová zdravotnická organizace 12. 3. 2020 celosvětovou pandemií. Z důvodu kolektivní a individuální ochrany byla zavedena opatření, která měla zmírnit průběh pandemie. Mezi ty nejdůležitější patří karanténa, úpravy v legislativě, celkový lockdown a používání ochrany dýchacích cest (Ciotti et al., 2020).

2.2 Ochrana dýchacích cest

Zavedení povinného nošení ochrany dýchacích cest bylo jedním z prvních opatření v boji proti koronaviru. Nošení ochrany dýchacích cest, jako jsou roušky a respirátory, ve veřejných prostorách brání šíření respiračních onemocnění. Zabraňuje vdechování a vydechování infekčních kapének do okolí a následnému šíření nákazy (Davies et al., 2013).

2.2.1 Chirurgické masky

Mezi nejrozšířenější ochranu dýchacích cest patří chirurgické masky. Jsou navrženy tak, aby volně seděly nositeli na obličeji, což zvyšuje komfort při jejich nošení, ale zároveň zvětšuje prostor pro přenos mikroorganismů mezi člověkem a jeho okolím, a tím snižuje jejich účinnost v boji s respiračními nákazami (Li et al., 2020). Chirurgická maska není určena pro ochranu nositele, jak bylo mylně chápáno. Není totiž schopna zabránit vdechování aerosolu a malých částic z okolního prostředí.

Naopak chrání osoby, které jsou v kontaktu s nositelem nebo v jeho blízkém prostředí. Zabraňuje totiž přenosu sekretů z dýchacích cest nositele do okolí. Doba nošení chirurgické masky by neměla přesáhnout 4 hodiny, pokud rouška zvlhne, měla by se ihned vyměnit, jinak by její účinky mohly být sníženy (Lepelletier et al., 2020).

2.2.2 Respirátory

Filtrační respirátorová maska je prostředek ochrany dýchacích cest, který je navržen tak, aby zabraňoval nositeli vdechovat aerosoly a drobné kapénky, které mohou ohrožovat jeho život (Li et al., 2020). Na rozdíl od chirurgických masek pevně přilne k obličeji a propouští tak menší množství částic. Její nošení je kvůli tomu méně pohodlné. Při nadměrném používání respirátorových masek si lidé často stěžují na nepohodlí spojené s velkým odporem při nádechu a pocení v oblasti obličeje. Často dochází i k bolestem hlavy a dalším nepříjemným projevům jako jsou slabost a únava (Purushothaman et al., 2021).

Všechny respirátory jsou schopny filtrovat částice, které jsou větší než 0,5 mikrometrů. Velikost koronavirových částic je však pouze 0,06–0,14 mikrometrů, což není schopen respirátor zachytit. Nicméně téměř vždy jsou koronavirové částice přenášeny v podobě kapének, jejichž velikost je daleko větší a díky tomu je respirátory zachytí (Lepelletier et al., 2020). V Evropě se respirátory rozdělují podle filtrační třídy na respirátory FFP1, FFP2 a FFP3. Ochranné faktory respirátorů FFP jsou při správném nošení 12krát až 16krát vyšší než u chirurgických masek (Li et al., 2020). FFP1 respirátory jsou schopny filtrovat asi 80 % aerosolu. Respirátory FFP2 asi 94 % a FFP3 asi 99 % aerosolu (Lepelletier et al., 2020). Často se ale můžeme setkat u respirátorů s označením N95, N99, P95 a tak dále. Takto klasifikuje respirátory Americký národní institut pro bezpečnost a ochranu zdraví při práci. Písmeno N znamená, že respirátor je neodolný vůči oleji, nelze jej tedy používat v prostředí s kapkami oleje. Písmeno P naopak označuje respirátory, které jsou vůči oleji odolné a lze je tedy použít jako ochranu před olejovými aerosoly. Číselné označení ukazuje na minimální filtrační účinnost respirátoru v procentech. Můžeme tedy pro zjednodušení říci, že respirátor N95 je ekvivalentem respirátoru FFP2 (Lee et al., 2016). Co se týče doby nošení respirátoru, je různá, liší se podle výrobce, nicméně obecně platí, že by neměla přesáhnout 8 hodin za den (Lepelletier et al., 2020).

- Respirátory FFP1

Třída respirátorů FFP1 poskytuje nižší ochranu než respirátory třídy FFP2 a FFP3. Tyto respirátory jsou schopny filtrovat asi jen 80 % vzdušných částic o velikosti 0,6 mikrometrů a větší. Respirátory třídy FFP1 byly vyvinuty především jako protiprachová ochrana. Při nadměrném vdechování prachu po určitou dobu totiž může docházet k poškození plic. Jsou tedy vhodné pro lidi, kteří se pohybují v prašném prostředí, ať už v zaměstnání nebo kdekoli jinde. Využívají se především ve stavebnictví nebo také v potravinářství. Tyto respirátory se naopak nepoužívají ve zdravotnictví, kde se vyskytují viry a bakterie, proti kterým nejsou dostatečnou ochranou (Lepelletier et al., 2020).

- Respirátory FFP2

Střední třída respirátorů s označením FFP2 je schopna filtrovat asi 94 % vzdušných částic větších než 0,5 mikrometrů (Smereka et al., 2020). Respirátory jsou schopny zachytit škodlivý prach a mutagenní látky a na rozdíl od respirátorů třídy FFP1 také bakterie a viry. Jsou využívány ve sklářském, zemědělském a farmaceutickém průmyslu. V dnešní době však především jako ochrana dýchacích cest před nákazou COVID-19 u široké veřejnosti (Lepelletier et al., 2020).

- Respirátory FFP3

Tyto respirátory jsou schopny filtrovat až 99 % částic větších než 0,5 mikrometrů. Poskytují nejvyšší ochranu proti přenosu respiračních onemocnění, a proto jsou v době pandemie COVID-19 využívány hlavně zdravotníky a zdravotnickým personálem (Smereka et al., 2020).

2.3 Anatomie dýchacího systému

Dýchací systém člověka je komplex složený ze strukturních a funkčních mechanismů, jehož hlavní funkcí společně s kardiovaskulárním systémem je zajistit zásobování tkání kyslíkem a odvádění oxidu uhličitého, jako nežádoucího metabolického odpadu, pro zajištění života a správného fungování celého organismu (Rokyta et al., 2000).

Kromě dýchání plní dýchací soustava mnoho nezbytných funkcí například při vytváření zvukových projevů tvořících řeč, zpěv a hru na dechové nástroje. Má funkci i při emočních stavech jako je křik, pláč a smích. Hraje také důležitou roli v obraně organismu proti průniku škodlivých látek (kýchání, kašel), dále je důležitá jako pomocný systém pro termoregulaci (Pokorný et al., 2002; Trojan et al., 2003).

Dýchací systém můžeme rozdělit na dva oddíly, a to dýchací cesty a dýchací odstavce plic. Dýchací cesty zabezpečují převod dýchacích plynů mezi dutinou nosní a plicemi (Dylevský, 2009). Dělíme je na horní a dolní cesty dýchací. Horní cesty dýchací zahrnují nosní dutinu (*cavitas nasi*) a nosohltan (*nasopharynx*). Dolní cesty dýchací vznikají nezávisle na horních cestách jako vychlípenina přední stěny hltanu. K dolním cestám dýchacím patří hrtan (*larynx*), průdušnice (*trachea*) a průdušky (*bronchii*). Dýchací odstavce plic zabezpečují výměnu dýchacích plynů mezi plicními sklípky a krví, řadíme zde plicní sklípky (*alveoly*), průdušinky (*bronchioli*) a alveolární chodbičky (*ductus alveolares*), (Čihák, 2004; Dylevský, 2009).

Dýchací cesty jsou především distribuční sítí, z pohledu respirace představují mrtvý prostor, protože výměna plynů mezi vzduchem a krví je zde zanedbatelná. Mezi hlavní funkce dýchacích cest patří distribuce vzduchu po celé respirační zóně, regulace odporu dýchacích cest změnou velikosti průsvitu bronchů, chemická a imunitní ochrana a také modifikace vdechovaného vzduchu (Kittnar, et al., 2011).

Trubicovité orgány dýchacích cest jsou vystlány řasinkovým epitelem s mucinózními buňkami a zpevněny chrupavčitými nebo kostěnými výztuhami. Díky pohyblivým řasinkám, které mají na svém povrchu tenkou vrstvu hlenu, funguje dýchací systém jako vzduchový filtr, hlen zachycuje vdechnuté částice, které jsou díky pohyblivým řasinkám dostávány z těla ven. Kostěné a chrupavčité výztuhy zajišťují průchodnost dýchacích cest a zabraňují jejich zkolabování, tím usnadňují nepřetržitý průchod vzduchu cestami (Dylevský, 2009).

2.3.1 Nosní dutina

Nosní dutina představuje prostor, který je ohraničený výběžky horní čelisti, kostí čichovou, čelní a v menší míře také nosními kůstkami. V přední části přechází nosní dutina v zevní nos a v zadní části přechází do nosohltanu. Nosní dutina je rozdělena nosní přepážkou na dvě nestejně velké poloviny. Sliznice nosní dutiny obsahuje hlenové žlázy a upravuje vzduch před jeho vstupem do dalších oddílů dýchacího systému.

Vzduch je zde ohříván, zbavován nečistot a zvlhčován (Dylevský, 2009; Slavíková & Švíglerová, 2014).

2.3.2 Hltan

Z dutiny nosní proudí vzduch do hltanu, hltan je společnou částí dýchací a trávicí soustavy. Potrava pokračuje z hltanu do jícnu a vzduch je veden do hrtanu. Dýchat jsme schopni i ústy, rozdíl mezi dýcháním ústy a nosem je ten, že vzduch vdechnutý ústy pokračuje ihned do hltanu bez jakékoli úpravy, kdežto vzduch vdechnutý nosem je nejprve upraven v nosní dutině (Slavíková & Švíglerová, 2014).

2.3.3 Hrtan

Hrtan je trubice ve tvaru přesýpacích hodin uložená na přední straně krku. Vstup do hrtanu chrání hrtanová příklopka (epiglottis), která je při polykání uzavřená a brání tak vstupu sousta do hrtanu. Základním kamenem hrtanu jsou hyalinní chrupavky spojené vazy. Chrupavka štítná (*cartilago thyroidea*) známá také jako „ohryzek“, chrupavka prstencová (*cartilago cricoidea*) a chrupavky hlasivkové (*cartilagine arythenoidaes*), které mají mezi sebou napjaté dva páry hlasivkových vazů. Kmitáním těchto vazů se mění velikost hlasivkové štěrbiny, která je mezi nimi. Tento mechanismus je základem tvorby hlasu. Hrtan ve spodní části přechází v průdušnici (Orel, 2019).

2.3.4 Průdušnice

Průdušnice je trubice dlouhá 12-13 cm, která navazuje na prstencovou chrupavku hrtanu. Vstupuje shora do hrudního koše, kde se větví na dvě průdušky (*brochi*). Stěna průdušnice je složena z hyalinních chrupavek (Dylevský, 2009).

2.3.5 Průdušky

Průdušky jsou krátké trubice vznikající rozvětvením průdušnice. Prává průduška je kratší (3 cm) a širší a vstupuje do pravé plíce. Levá průduška je delší (4-5 cm) a vstupuje do levé plíce (Dylevský, 2009).

2.3.6 *Plíce*

Plíce jsou párový orgán kuželovitého tvaru, ve kterém dochází k výměně dýchacích plynů. Plíce leží v hrudním koši, který téměř celý vyplňují. Pravá plíce je větší a je hlubokými zářezy členěna na tři laloky, levá plíce jen na dva a její objem je menší, neboť na levé straně leží srdce. Plicní stopkou do plic vstupují průdušky společně s plicní tepnou, která přivádí odkysličenou krev do plic. Z plic vystupují plicní žíly, které vedou okysličenou krev do srdce. Průdušky se větví na průdušinky a jsou zakončeny v plicních váčcích a sklípcích. Základní funkční jednotkou plic jsou plicní sklípky (alveoly), kterých má dospělý člověk asi 3 miliony. Výrazně zvětšují povrch plic, což zrychluje a usnadňuje výměnu dýchacích plynů. Každý plicní sklípek je protkán sítí kapilár. Rozhraním mezi vzduchem v alveolu a krví je alveokapilární membrána, která je přesným místem výměny dýchacích plynů. Výměna dýchacích plynů se děje na základě tlakového gradientu, který vytváří rozdílné parciální tlaky kyslíku a oxidu uhličitého v krvi a v alveolárním vzduchu (Orel, 2019).

2.4 Fyziologie dýchání

Všechny živé organismy na zemi potřebují určité množství energie pro zajištění všech životních funkcí. energii získávají ze substrátů, jako jsou sacharidy, proteiny a tuky, které se postupně oxidují (ztrácejí atomy vodíku) a pozvolna uvolňují energii, která se váže do makroergních fosfátových vazeb. Buňky při těchto procesech spotřebovávají kyslík a tvoří oxid uhličitý (Mourek, 2012; Petřek, 2019).

Dýchacími plyny jsou kyslík a oxid uhličitý. V organismu musí být přítomny všude a zároveň musí být neustále transportovány. Zdrojem kyslíku pro lidský organismus je atmosféra a zdrojem oxidu uhličitého je metabolismus. Kyslík v organismu není možné skladovat, protože jeho množství stačí na pokrytí lidských potřeb pouze v řádu minut. Při klidovém metabolismu spotřebuje průměrný zdravý člověk za minutu asi 250 ml kyslíku a vyloučí asi 200 ml oxidu uhličitého (Kittnar, et al., 2011).

Dýchání může být zjednodušeně chápáno jen jako výměna dýchacích plynů, kyslíku a oxidu uhličitého. Můžeme jej rozdělit na dýchání vnější označované jako ventilace (výměna vzduchu mezi atmosférou a plicemi a naopak) a na dýchání vnitřní neboli respiraci (výměna plynů mezi alveoly a krví a také mezi krví a tkáněmi). Výměna plynů probíhá cestou difuze, ve směru tlakového gradientu. Důležitým jevem

pro výměnu dýchacích plynů je také perfuze (průtok krve plicemi), bez které by výměna dýchacích plynů nebyla možná. Perfuze musí být odpovídající ventilaci a potřebám tkání (Kittnar, et al., 2011; Mourek, 2012).

2.4.1 Plicní ventilace

Jak již bylo zmíněno, ventilace je výměna vzduchu mezi vnějším prostředím a plicemi. Jejím základem jsou rozdíly tlaku vzduchu mezi atmosférou a alveoly. Dochází při ní k cyklickému střídání nádechů (nasávání vzduchu do plic) a výdechů (vypuzování vzduchu z plic). Nádechy a výdechy tvoří takzvaný dechový cyklus. Tento cyklus se u člověka v klidu opakuje v průměru 12krát až 16krát za minutu, hodnoty jsou pouze orientační, záleží na funkčním stavu organismu. Pohyb plic je stejný s pohybem hrudního koše, při nádechu se zvětšuje objem plic stejně jako objem hrudního koše (Kittnar, et al., 2011; Petřek, 2019).

Nádech je děj aktivní, nejdůležitějším nádechovým svalem je bránice, která odděluje dutinu hrudní od dutiny břišní. Při klidném dýchání se dutina hrudní při vdechu zvětší asi o 350 ml, což je objem vzduchu, který se dostane vdechem do plic. Dalšími svaly účastnicími se vdechu jsou vnější mezižeberní svaly, které roztahují hrudní koš do stran a dopředu (Mourek, 2012; Trojan, 2003).

Výdech bývá při klasickém klidovém dýchání dějem pasivním. Dochází při něm ke zmenšování hrudníku a zvětšení tlaku v plicích, díky čemuž je vzduchu vytlačován z plic ven. Bránice je vytlačována zpět směrem nahoru, žebra se díky své pružnosti vracejí do své původní polohy. Na výdechu se aktivně podílejí pouze vnitřní mezižeberní svaly. Ostatní výdechové svaly jsou aktivovány pouze při usilovném výdechu (Mourek, 2012; Petřek, 2019).

Pokud má organismus nedostatek kyslíku, typicky při zátěži, zapojují se při dýchání takzvané pomocné dýchací svaly, kterými jsou prsní nebo podklíčkové svaly, které zvětšují objem hrudníku při vdechu a tím i objem vdechovaného vzduchu (Mourek, 2012).

2.4.2 Výměna vzduchu mezi krví a alveolami

Vzduch alveolární obsahuje stejné plyny jako vzduch atmosférický. Rozdíl v atmosférickém a alveolárním vzduchu je v poměru, v jakém jsou jednotlivé plyny ve vzduchu zastoupeny. Alveolární vzduch obsahuje méně kyslíku a více oxidu uhličitého

a je také daleko více nasycen vodními párami než vzduch atmosférický. Je to dáno tím, že na začátku vdechu je nejprve do alveolů vháněn vzduch z mrtvého prostoru, který obsahuje méně kyslíku a více oxidu uhličitého, vodními párami se alveolární vzduch nasytí při průchodu dýchacími cestami (Petřek, 2019).

Výměna plynů je zprostředkována nádechem, kterým proudí do plic vzduch. Probíhá cestou prosté difuze ve směru tlakového gradientu. U dospělého člověka je plocha alveolů přibližně 80-100 m². Difuze probíhá přes alveokapilární membránu a její rychlost závisí na tloušťce této membrány, velikosti tlakového gradientu, ploše, na které difuze probíhá a na difuzní konstantě plynu (Mourek, 2012; Petřek, 2019; Trojan, 2003).

2.4.3 Mechanika dýchání

Aby probíhala výměna vzduchu mezi vnějším prostředím a alveoly, je důležitý rozdílný tlakový gradient mezi oběma prostředími. Při vdechu musí být tlak v alveolech nižší než tlak okolního prostředí, při výdechu je to naopak (Kittnar, et al., 2011).

Souhlasný pohyb hrudního koše a plic při dýchání zajišťuje existence interpleurálního prostoru. Interpleurální prostor je štěrbinu mezi poplicnicí a pohrudnicí, vyplněná pleurální tekutinou, která funguje jako lubrikant. Má za úkol usnadnit klouzáni plíce po hrudní stěně a zabránit jejímu odtržení při změnách velikosti hrudní dutiny (Petřek, 2019).

Tlak, který vzniká ve štěrbině mezi poplicnicí a pohrudnicí nazýváme interpleurální, někdy se můžeme setkat i s označením negativní interpleurální tlak, a to proto, že je jeho hodnota vždy nižší než hodnota atmosférického tlaku. Při výdechu mívá hodnoty kolem -2 až -4 torrů, při nádechu se negativní hodnota zvětšuje na -6 až -8 torrů. Díky těmto tlakovým rozdílům dochází k vhánění vzduchu směrem do plic při nádechu a vypuzování vzduchu z plic ven. Na konci nádechu, popřípadě výdechu (to znamená v klidové poloze) je tlak v plicích (intrapulmonární) roven tlaku atmosférickému (Mourek, 2012).

2.4.4 Transport CO₂ krví

V krvi je CO₂ transportován buďto fyzikálně rozpuštěný (5 %) nebo ve vazbě na bílkovinu, například na Hb – karbaminohemoglobin (5 %). Asi 90 % CO₂ je přeměněno

na H_2CO_3 , která se následně rozkládá na H^+ a HCO_3^- a je transportována formou bikarbonátu (Kittnar et al., 2011).

Pokud se zvýší koncentrace CO_2 v organismu hovoříme o hyperkapnii. Na zvýšené koncentrace CO_2 začnou reagovat chemoreceptory a dojde k regulaci ventilace. Ke zvýšení pCO_2 dochází především při hypoventilaci, typicky při zátěži a může způsobovat respirační acidózu (Bartůňková, 2014).

Opačným procesem k hyperkapnii je hypokapnie. U hypokapnie dochází ke snížení pCO_2 . Dochází k němu při hyperventilaci a může způsobit respirační alkalózu (Gangong, 2005).

2.4.5 Transport O_2 krví

Kyslík je krví transportován pomocí vazby na hemoglobin (oxyhemoglobin). Množství kyslíku, které je v krvi volně rozpuštěno, je zanedbatelné, tvoří asi 3 % z celkového množství. Hemoglobin je transportní protein, který je součástí erytrocytů. Jeho molekula se skládá ze 4 podjednotek, každá z nich má bílkovinnou část (globin) a nebílkovinnou část (hem). Hem je komplex porfyrinu a dvojmocného železa (odtud typická červená barva). Železo váže reverzibilně vždy jednu molekulu kyslíku. Gram hemoglobinu je schopen vázat asi 1,39 ml kyslíku, což znamená, že při 150 g hemoglobinu v litru krve je jeho transportní kapacita asi 200 ml kyslíku. Průměrný minutový srdeční objem je v klidu asi 5 litrů, tudíž můžeme říci, že 5 litrů krve je schopno přenášet až 1 litr kyslíku. Množství přenášeného kyslíku je však ovlivněno mnoha faktory, jako je přítomnost oxidu uhličitého, pH a teplota. Uplatňuje se zde takzvaný Bohrův efekt. Tkáň při práci potřebuje mnohem větší množství kyslíku než v klidu. Vytváří k tomu proto vhodné podmínky, produkuje vyšší množství oxidu uhličitého a více tepla než v klidu, tím dochází zároveň i k poklesu pH a snižuje se tím afinita kyslíku k hemoglobinu, potřebný kyslík je tedy z vazby jednodušeji uvolňován. V plicích, kde je vazba kyslíku na hemoglobin žádoucí probíhá tento efekt obráceně a afinita hemoglobinu ke kyslíku se zvyšuje (Kittnar, et al., 2011).

2.4.6 Saturace krve kyslíkem

Saturace krve kyslíkem (SpO_2) je podíl hemoglobinu (z celkového množství hemoglobinu v krvi), který je nasycen kyslíkem (oxyhemoglobin). Saturace se měří v procentech metodou zvanou pulzní oxymetrie. Tato metoda je neinvazivní, detektor

oxymetru se umísťuje najčastejši na konečky prstů nebo ušní lalůčky. Oxymetr funguje na principu toho, že absorpce červeného a infračerveného světla je u okysličené krve jiná než u neokysličené (Chan et al., 2013; Tremper, 1989). Přirozeně se hodnota saturace pohybuje okolo 95-98 %. Nikdy nedosáhne 100 %, protože asi 2 % procenta hemoglobinu jsou v krvi v podobě methemoglobinu a karboxyhemoglobinu (Langmeier et al., 2009).

2.4.7 Hypoxie

Stav, kdy organismus nemá dostatečné množství kyslíku, označujeme jako hypoxii. Pokud se ke tkáním dostává nižší množství kyslíku, než potřebují, hovoříme o hypoxidóze (Trojan et al., 2003). Podle Guytona a Halla (2000) je hypoxie stav akutního nebo chronického nedostatku kyslíku v cirkulující krvi. Hypoxie výrazně ovlivňuje fyziologické parametry a funkce. Ovlivňuje zejména dýchací a oběhový systém.

Trojan et al. (2003) rozlišuje čtyři hlavní příčiny nedostatku kyslíku v organismu.

- 1) **Hypoxická hypoxie** – příčinou tohoto typu hypoxie je například snížený parciální tlak kyslíku (pO_2) v krvi, typicky při pobytu ve vyšších nadmořských výškách, snížená difuzní kapacita plic nebo hypoventilace.
- 2) **Hypoxie stagnační (ischemická)** – dochází k ní při nedostatečném prokrvení tkání. Příčina může být pouze lokální (embolie) nebo systémová (celková zástava krevního oběhu, selhání srdce – ischemie).
- 3) **Hypoxie anemická** – nastává při snížení obsahu červených krvinek v krvi, nebo jejich schopnosti navázat a přenášet kyslík (anemie). Může být způsobena otravou oxidem uhelnatým nebo velkou krevní ztrátou popřípadě nedostatkem železa.
- 4) **Hypoxie histotoxická** – k tomuto typu dochází při poruše enzymatických systémů buněčné oxidace, ke tkáním se dostává dostatek kyslíku, ale buňky nejsou schopné správně zpracovat. Způsobovat ji mohou například otravy toxiny (alkohol, kyanid draselný...).

2.4.8 Regulace dýchání

Dýchání je složitý proces, který je ovlivnitelný vůlí, podléhá však také regulaci chemické, nervové a mechanické. Dýchací pohyby hrudníku jsou zprostředkovány

pomocí aktivity svalů, která je řízena CNS, konkrétně speciálními druhy neuronů (inspiračními a expiračními), které působí na dýchací svaly (Pokorný et al., 2002; Rokyta et al., 2008). Volní dýchání je kontrolováno z mozkové kůry. Díky němu jsme schopni zadržet dech, měnit charakter dýchání při zpěvu, křiku nebo mluvení. Regulovat dýchání vlastní vůlí jsme schopni až do doby, než dojde k velkým odchylkám $p\text{CO}_2$, $p\text{O}_2$ a H^+ , poté je volní kontrola vystřídána automatickou kontrolou (Slavíková & Švíglerová, 2014).

- Chemická regulace dýchání

Koncentrace kyslíku, oxidu uhličitého a vodíkových iontů v krvi je dýcháním udržována na vcelku stabilní úrovni. Chemická regulace je umožněna díky komunikaci respiračního centra, uloženého v prodloužené míše, s centrálními a periferními chemoreceptory, které informují o změnách parciálních tlaků kyslíku ($p\text{O}_2$), oxidu uhličitého ($p\text{CO}_2$) a H^+ iontů. Periferní chemoreceptory převážně reagují na změny $p\text{O}_2$, zatímco centrální chemoreceptory na změny $p\text{CO}_2$ a H^+ . Zvýšené koncentrace vedou ke zvyšování dechové frekvence (Pokorný, et al., 2002; Slavíková & Švíglerová, 2014).

- Mechanická regulace dýchání

Mechanická regulace dýchání je založena na principu zpětnovazebné reakce. Změny objemu plic jsou sledovány jednotlivými mechanoreceptory uloženými v průdušnici a průduškách, odkud se informace přenášejí do dýchacích center. V těchto centrech se volí vhodná reakce na určité podněty. Při regulaci dýchání jsou také zapojena svalová vřeténka dýchacích svalů (Trojan et al., 2003).

- Nervová regulace dýchání

Centrální nervový systém má za úkol řídit a přizpůsobovat velikost alveolární ventilace nárokům organismu. Je schopen udržovat přibližně stálou hodnotu $p\text{O}_2$ a $p\text{CO}_2$ i při zvýšených potřebách organismu, typicky při svalové práci. Dýchací centrum je složeno ze tří skupin neuronů. Dorsální skupina má za úkol vznik dechového cyklu ventrální skupina složená z inspiračních a expiračních neuronů regulaci usilovného dýchání a pneumotaxická oblast zajišťuje střídání nádechu a výdechu (Rokyta et al., 2008; Slavíková & Švíglerová, 2014).

2.4.9 Plicní objemy

Plicní objemy jsou prostory, ve kterých se hromadí vzduch při plicní ventilaci. Rozdělujeme je na statické (dechový objem, inspirační rezervní objem, expirační rezervní objem, reziduální objem) a dynamické (minutová plicní ventilace), (Silbernagl & Despopoulos, 2004).

Statický objem plic se měří přístrojem, který se nazývá spirometr, metodou zvanou spirometrie. Při klidném dýchání vdechneme a vydechneme přibližně 500 ml vzduchu, což je objem vzduchu nazývaný jako dechový objem. Objem vzduchu, který jsme schopni při maximálním úsilí vdechnout na konci klidného nádechu, se nazývá inspirační rezervní objem (asi 3000 ml) a podobně objem, který jsme schopni vydechnout na konci klidného výdechu, se nazývá expirační rezervní objem (asi 1200 ml). Na rozdíl od dechových objemů závisí hodnoty rezervních objemů ve větší míře na pohlaví. Objem vzduchu, který po maximálním výdechu zůstane v plicích a nelze jej změřit spirometrem, se nazývá reziduální objem a je přibližně 1200 ml. Dynamické objemy plic jsou určeny časovým průběhem výdechu (spirografie), (Petřek, 2019).

Součtem plicních objemů vznikají plicní kapacity. Zdravý člověk v první sekundě výdechu vydechne 80 % své vitální kapacity plic, do 3 sekund je pak schopen vydechnout celou vitální kapacitu plic. Vitální kapacitou plic rozumíme objem vzduchu, který jsme schopni po maximálním vdechu, při maximálním úsilím, vydechnout. Je součtem dechového objemu, expiračního rezervního objemu a inspiračního rezervního objemu. Celková plicní kapacita je tvořena všemi plicními objemy dohromady (Kittnar et al., 2011).

Mrtvý prostor je objem vzduchu v dýchacím systému, který se nepodílí na výměně dýchacích plynů. Rozlišujeme mrtvý prostor anatomický a mrtvý prostor fyziologický. Anatomický mrtvý prostor tvoří dýchací cesty a jeho objem je přibližně 150 ml. Fyziologický mrtvý prostor se skládá z anatomického mrtvého prostoru plus objemu plic, který se neúčastní výměny dýchacích plynů. U zdravých jedinců je prakticky nerozeznatelný od anatomického mrtvého prostoru (Kittnar et al., 2011).

Tabulka 1: Základní ukazatele funkcí plic – plicní objemy a kapacity (Petřek, 2019).

Zkratka	Název	Definice	Litry*
V_T	dechový objem	množství vzduchu, které pronikne do plic při každém vdechu nebo je vypuzeno z plic při každém výdechu	0,5–0,8
IRV	inspirační rezervní objem	objem vzduchu, který je možné s maximálním úsilím vdechnout po předchozím klidovém vdechu	3
ERV	expirační rezervní objem	objem vzduchu, který je možné s maximálním úsilím vydechnout po klidovém výdechu	1
RV	reziduální objem	objem vzduchu, který zůstane v plicích i po maximálním usilovném výdechu	1,5
V_D	mrtvý prostor (anatomický)	objem vzduchu v dýchacích cestách, který se nepodílí na výměně dýchacích plynů	0,15–0,2
	mrtvý prostor (funkční)	V_D může být zvětšen o vzduch v alveolech nepodílejících se z různých příčin na výměně plynů	
VLC	vitální kapacita	$V_T + IRV + ERV$	4,5-5,0
FRC	funkční reziduální kapacita	$RV + ERV$	
TLC	celková kapacita plic	$VLC + RV$	6,0–6,5
Bf	dechová frekvence	počet dechových cyklů za minutu	
VE	minutová ventilace	objem vzduchu vyměněný v plicích za minutu	

*hodnoty jsou pouze orientační

2.4.10 Dýchání s respirátorem

Při nošení respirátorů se nositeli zvětšuje tzv. mrtvý dýchací prostor (část, která se neúčastní výměny dýchacích plynů) a tím se zvětšuje dýchací odpor. Při používání respirátorů se také mění složení vdechovaného vzduchu, snižuje se obsah kyslíku a zvyšuje se obsah CO_2 a vodních par. Zvýšený dýchací odpor bývá často příčinou únavy

a nepohodlí nositele, neboť vede ke zvýšení intenzity práce dýchacích svalů, klesá rychlost proudění vzduchu, často dojde i ke zvýšení srdeční frekvence. Mezi další nežádoucí účinky nošení respirátorů patří snížení prostorové orientace kvůli zúžení zorného pole a také pocení v oblasti obličeje, bolesti hlavy a zmatenost. (Chen, et al., 2015).

2.5 Srdeční frekvence

Srdce je do značné míry autonomním orgánem, jeho činnost je vyvolávána vzruchy, jejichž hlavním zdrojem je sinoatriální uzel. Srdeční frekvence je velmi variabilní a mění se vlivem vnějších i vnitřních činitelů (Seliger, 1983).

2.5.1 Řízení srdeční frekvence

Srdce je regulována autonomním nervstvem. Parasympatická nervová vlákna způsobují zpomalování srdeční frekvence, a také snížení síly srdeční kontrakce a dráždivost. Sympatikus je antagonistou parasympatiku, působí tedy opačně. Zvyšuje srdeční frekvenci, sílu srdeční kontrakce i dráždivost. Sympatikus i parasympatikus působí na srdeční sval současně. Podle převahy působících vláken (sympatiku nebo parasympatiku) se mění i individuální tepová frekvence (Mourek, 2012).

Srdce je řízeno také humorálně, katecholaminy (adrenalin a noradrenalin) mají na srdeční činnost velmi podobné účinky jako sympatikus. Acetylcholin zase působí na srdeční činnost tlumivě, stejně jako parasympatikus (Mourek, 2012; Seliger, 1983).

Na srdeční frekvenci má vliv také tělesná teplota. Zvýšením tělesné teploty stoupá srdeční frekvence, při zvýšení o jeden stupeň stoupne srdeční frekvence až o 8 úderů za minutu (Seliger, 1983).

3 CÍLE

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem práce je zhodnotit odezvu organismu při použití FFP2 respirátorů v klidu a při mírném tělesném zatížení v podobě rychlé chůze.

3.2 Dílčí cíle

- 1) Upozornit na možné nežádoucí účinky nadměrného nošení respirátorů.
- 2) Srovnat výsledky měření s dalšími studiemi a kriticky zhodnotit vliv respirátorů na lidský organismus.
- 3) Hodnocení subjektivního vnímání zatížení při nošení respirátorů.

3.3 Výzkumné otázky

- 1) Má nošení respirátorů výrazný vliv na vybrané kardiovaskulární a ventilační fyziologické parametry lidského organismu?
- 2) Ovlivňuje nošení respirátorů subjektivní vnímání intenzity zatížení?

4 METODIKA

4.1 Výzkumný soubor

Testovaný soubor tvořilo 14 zdravých žen ve věku 20-24 let. Do výzkumného souboru byly zařazeny pouze nekuřačky. Somatické a fyziologické charakteristiky výzkumného souboru jsou uvedeny v tabulce 2. Žádná z žen neměla v průběhu výzkumu zdravotní problémy, které by ovlivnily získaná data. Testované osoby se účastnily studie dobrovolně, před zahájením studie byly seznámeny s celým průběhem výzkumu a podepsaly písemný souhlas. Původní počet účastnic ($n=15$) byl snížen o jednu osobu, z důvodu vysoké odlehlosti dat vzhledem ke zkoumanému souboru.

Tabulka 2: Somatické a fyziologické charakteristiky výzkumného souboru ($n=14$)

	M	SD
věk (roky)	21,93	0,92
výška (cm)	166,86	6,87
hmotnost (kg)	58,93	7,15
BMI (kg/m^2)	21,15	1,98
VLC (l)	3,73	0,50
VLC (%)	97,07	13,27
FEV1 (l)	3,17	0,53
FEV1 (%)	98,79	14,47
SF _{klid} (tep/min)	59,64	3,86
SF _{max} (tep/min)	198,07	0,92

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, BMI – index tělesné hmotnosti, VLC – vitální kapacita plic, FEV1 – jednosekundová vitální kapacita, SF_{klid} – klidová srdeční frekvence, SF_{max} – predikovaná maximální srdeční frekvence.

4.2 Výzkumný protokol

4.2.1 Standardizace podmínek

Výzkum probíhal v laboratoři zátěžové fyziologie Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Teplota vzduchu v laboratoři se pohybovala v rozmezí mezi 22 a 24 °C a relativní vzdušná vlhkost zde byla 40–60 %. Všechna měření se uskutečnila v dopoledních hodinách mezi 8:00–12:00. Účastnice byly seznámeny s faktory, které by mohly ovlivnit průběh měření, a kterým by se tedy, 24 h před měřením, měly vyvarovat (kofein, vysoká fyzická zátěž, alkohol...). Všechny účastnice se obou měření zúčastnily v průběhu 14 dní, vždy s minimálním odstupem jednoho dne od prvního měření.

4.2.2 Průběh měření

Před začátkem každého měření byly testované osoby požádány o uvedení osobních údajů (jméno, příjmení a datum narození), váha a výška byly měřeny v laboratoři, dále také o přečtení a podepsání informovaného souhlasu, kterým potvrdily svou dobrovolnou účast v experimentu a souhlasily se zpracováním údajů. Před začátkem byly také seznámeny s celkovým průběhem měření, jeho náročností a také možnostmi kdykoli testování dobrovolně ukončit. Testované osoby byly také požádány o naměření hodnot klidové srdeční frekvence, kterou si měřily samy ráno ihned po probuzení. Potřebný údaj o maximální srdeční frekvenci byl počítán ze vzorce $220 - \text{věk}$.

Testované podstoupily dvě stejná měření, jedno s maskou, do které byl vložen respirátor, a druhé s maskou bez respirátoru. Abychom předešli možnému zkreslení výsledků z důvodu nervozity před prvním měřením, byla polovina souboru nejprve testována bez respirátoru a poté s ním, druhá polovina naopak.

Před začátkem prvního měření byla testovaným změřena klidová spirometrie. Samotné měření trvalo 15 minut a bylo rozděleno do 3 dílčích měření. První měření trvalo 5 minut a probíhalo v klidovém stavu v sedu. Druhé a třetí měření trvalo dohromady 10 minut a bylo zaměřeno na chůzi na běhátku, prvních pět minut při rychlosti 3 km/h, která se následně po 5 minutách zvýšila na 5 km/h.

4.2.3 Sledované parametry a charakteristika přístrojů použitých při měření

Před začátkem úvodního měření byla všem testovaným změřena klidová spirometrie s kalibrovanými přístroji (Spirostik se softwarem Blue Cherry; Geratherm Respiratory, Bad Kissingen, Německo), a to za účelem zjištění individuální vitální kapacity plic (VLC) a usilovného výdechového objemu za vteřinu (FEV1). Hodnoty VLC i FEV1 byly přepočítány na procenta vzhledem k velikosti těla jednotlivých testovaných (% VC, % FEV1).

V průběhu celého měření byly u testovaných měřeny a průběžně zaznamenávány ventilační parametry jako dechový objem (V_t), dechová frekvence (B_f), respirační kvocient (RQ), spotřeba kyslíku (VO_2) a minutová ventilace (VE) pomocí přístroje Ergostik se softwarem Blue Cherry (Geratherm Respiratory, Bad Kissingen) vyrobeným v Německu. K měření při chůzi bylo využito běhátko Lode (Lode, Groningen, Nizozemí).

Po celou dobu měření byly také u testovaných monitorovány změny srdeční frekvence, které byly měřeny pomocí hrudního pásu (Polar, Kempele, Finsko).

Arteriální saturace kyslíkem (SpO_2) byla v průběhu testování měřena za použití pulzního oxymetru Nonin Onyx Vantage 9590 (NONIN Medical, Minneapolis, MN, USA), který byl umístěn na levém prostředníčku. Hodnoty saturace kyslíkem byly kontrolovány v poslední půlminutě každého měření. Zaznamenán byl průměr hodnot ze všech tří měření.

Jako psychofyziologické měřítko během experimentu, bylo použito hodnocení subjektivního (vnímaného) zatížení RPE (rating of perceived exertion), (Borg, 1998). Vnímání subjektivního zatížení a dušnosti bylo u testovaných zaznamenáno pomocí Borgovy stupnice. Na konci každého pěti minutové měření byli testovaní vyzváni, aby zhodnotili subjektivně vnímanou námahu a dušnost pomocí Borgovy stupnice od 0 do 10, kdy 0 představovala klidový stav bez žádného zatížení a nepohodlí a 10 absolutní vyčerpání.

Tabulka 3: Borgova škála 1–10 k subjektivnímu hodnocení dušnosti (Placheta et al., 1998, 59)

Číselné hodnocení	Slovní hodnocení (intenzita)
0	žádná
0,5	velmi, velmi slabá
1	velmi slabá
2	lehká
3	střední
4	poněkud silná (těžká)
5	silná
6	
7	velmi silná
8	
9	velmi, velmi silná
10	maximální

Borg CR10 Scale (1982)¹²		Borg CR10 Scale[®] (2010)²⁰	
0	Nothing at all	0	Nothing at all
0.5	Extremely weak (just noticeable)	0.3	
1	Very weak	0.5	Extremely weak Just noticeable
2	Weak (light)	0.7	
3	Moderate	1	Very weak
4	Somewhat strong	1.5	
5	Strong (heavy)	2	Weak Light
6		2.5	
7	Very strong	3	Moderate
8		4	
9		5	Strong Heavy
10	Extremely strong (almost max)	6	
•	Maximal	7	Very strong
		8	
		9	
		10	Extremely strong "Maximal"
		11	
		∫	
		•	Absolute maximum Highest possible

Obrázek 1. Borgova stupnice CR10 (Hareendran et al., 2012)

4.3 Statistické zpracování dat

Pro statistické zpracování dat byl využit program Statistica 13.4 (Tibco Software, 2018). Byl využit pro výpočet základních statistických údajů (směrodatná odchylka, průměr) a také při komparaci prostřednictvím párového T-testu u parametrických hodnot a Wilcoxonova párového testu u neparametrických hodnot. Statisticky významné rozdíly byly stanoveny na hladině $p \leq 0,05$.

5 VÝSLEDKY

V níže uvedených tabulkách (4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 a 11) jsou výsledky měření. Z výsledků je patrné, že fyziologické parametry při nošení respirátorů nevykazují, až na výjimky, statisticky významné rozdíly. Z měření vyplývá, že při sedu s respirátorem testované prodýchaly za minutu více vzduchu než bez něj, nejedná se však o velké množství (rozdíl činí 0,8 l/min). Tento údaj může logicky souviset se subjektivně vnímaným zatížením, kdy testované udávaly nouzi o dech. Další statisticky významný rozdíl se projevil na dechovém objemu při rychlejší chůzi (5 km/h), kdy u testovaných docházelo k mírnému prohloubení dechu (dechový objem se v průměru zvedl z 0,87 l na 0,92 l).

Největší rozdíly byly pozorovány na Borgově škále subjektivně vnímaného zatížení, respektive dušnosti. Testované uváděly, při měření s respirátory, zvýšené nepohodlí a zvýšený odpor při nádechu.

5.1 Souhrnné výsledky měření

5.1.1 Srdeční frekvence

Při měření s respirátorem nedocházelo u testovaných k výrazným změnám v srdeční frekvenci, oproti měření bez respirátoru Trend stoupající srdeční frekvence mezi měřeními v klidu a chůzi je dán rostoucí zátěží. Se zvyšující se zátěží přirozeně roste srdeční frekvence. Viz tabulka 3.

Tabulka 4: Změny v tepové frekvenci při použití respirátoru a bez něj (n=14)

	M	SD
sitSF [tepy/min]	69,43	9,72
RsitSF [tepy/min]	68,64	12,79
3kmhSF [tepy/min]	90,79	13,07
R3kmhSF [tepy/min]	93,07	17,10
5kmhSF [tepy/min]	102,36	14,32
R5kmhSF [tepy/min]	104,50	15,92

Výsvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, SF – srdeční frekvence, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.1.2 Spotřeba kyslíku

Spotřeba kyslíku se u obou měření výrazně nelišila. Stoupající spotřeba kyslíku mezi sedem a chůzí je dána rostoucí zátěží.

Tabulka 5: Změny ve spotřebě kyslíku při použití respirátoru a bez něj (n=14)

	M	SD
sitVO2 [ml/kg/min]	3,89	0,38
RsitVO2 [ml/kg/min]	4,08	0,44
3kmhVO2 [ml/kg/min]	9,29	1,06
R3kmhVO2 [ml/kg/min]	9,27	0,76
5kmhVO2 [ml/kg/min]	12,34	1,00
R5kmhVO2 [ml/kg/min]	12,66	0,75

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, VO2 – spotřeba kyslíku, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.1.3 Respirační kvocient

Hodnoty respiračního kvocientu (poměr vydýchaného CO₂ na jeden litr přijatého O₂) byly při měření s respirátorem i bez něj téměř totožné.

Tabulka 6: Změny v respiračním kvocientu při použití respirátoru a bez něj (n=14)

	M	SD
sitRQ	0,82	0,07
RsitRQ	0,82	0,07
3kmhRQ	0,81	0,03
R3kmhRQ	0,81	0,06
5kmhRQ	0,86	0,04
R5kmhRQ	0,84	0,05

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, RQ – respirační kvocient, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.1.4 Minutová ventilace

V minutové ventilaci došlo k výraznějším rozdílům v sedu, kdy si testované stěžovaly na nouzi o dech. Stoupající minutová ventilace mezi sedem a chůzí je opět dána rostoucí zátěží.

Tabulka 7: Změny v minutové ventilaci při použití respirátoru a bez něj (n=14)

	M	SD
sitVE [l/min]	7,29	1,33
RsitVE [l/min]	8,07	1,38
3kmhVE [l/min]	16,14	2,38
R3kmhVE [l/min]	16,21	1,89
5kmhVE [l/min]	20,64	3,08
R5kmhVE [l/min]	20,79	2,67

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, VE – minutová ventilace, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.1.5 Dechový objem

Při rychlejší chůzi (5 km/h) měly testované tendenci k prohloubení dýchání. V sedu a při pomalé chůzi se dechový objem bez respirátoru a s respirátorem výrazněji nelišil.

Tabulka 8: Změny v dechovém objemu při použití respirátoru a bez něj (n=14)

	M	SD
sitVt [l]	0,60	0,27
RsitVt [l]	0,63	0,14
3kmhVt [l]	0,75	0,23
R3kmhVt [l]	0,78	0,19
5kmhVt [l]	0,87	0,15
R5kmhVt [l]	0,92	0,16

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, Vt – dechový objem, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.1.6 Dechová frekvence

Dechová frekvence rostla se stoupající zátěží, respirátor na ni neměl vliv.

Tabulka 9: Změny v dechové frekvenci při použití respirátoru a bez něj (n=14)

	M	SD
sitBf [dechy/min]	12,86	3,70
RsitBf [dechy/min]	12,79	3,29
3kmhBf [dechy/min]	22,79	4,93
R3kmhBf [dechy/min]	21,57	4,03
5kmhBf [dechy/min]	24,14	3,55
R5kmhBf [dechy/min]	22,93	4,07

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, Bf – dechová frekvence, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h..

5.1.7 Saturace krve kyslíkem

Hodnoty saturace krve kyslíky byly v průběhu všech měření téměř konstantní.

Tabulka 10: Změny v saturaci krve kyslíkem při použití respirátoru a bez něj (n=14)

	M	SD
sitSAT [%]	98,07	0,73
RsitSAT [%]	97,79	0,98
3kmhSAT [%]	97,79	0,70
R3kmhSAT [%]	97,57	0,65
5kmhSAT [%]	97,79	0,70
R5kmhSAT [%]	97,43	0,85

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, SAT – saturace krve kyslíkem, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.1.8 Borgova škála

Nejvýraznější změny byly pozorovány ve vnímání zatížení, které hodnotily testované subjektivně na základě Borgovy škály. Testované uváděly, že měly v průběhu

měření nouzi o dech, nepříjemné pocity a také zvětšený odpor při nádechu. Nejmenší rozdíly uváděly při pomalé chůzi, naopak největší v sedu.

Tabulka 11: Změny v subjektivním vnímání zatížení při použití respirátoru a bez něj (n=14)

	M (Me)	SD (IQR)
sitBorg	0,71(1,00)	0,73 (1,00)
RsitBorg	1,57(1,00)	1,09 (1,00)
3kmhBorg	1,07 (1,00)	0,83 (0,00)
R3kmhBorg	1,57 (2,00)	0,76 (1,00)
5kmhBorg	1,86 (2,00)	1,23 (2,00)
R5kmhBorg	2,79 (3,00)	1,12 (2,00)

Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, Me- medián, IQR – interkvartilové rozpětí, Borg – Borgova škála, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 kilometry v hodině, 5kmh – chůze rychlostí 5 kilometrů v hodině.

5.2 Výsledky komparací

Při komparaci byl využit párový T-test u parametrických hodnot (SF, VO₂, Bf, Vt, SAT, VE a RQ) a Wilcoxonův párový test u neparametrických hodnot (Borg). Statisticky významné rozdíly byly stanoveny na hladině $p \leq 0,05$.

U většiny sledovaných fyziologických parametrů se téměř neobjevily statisticky významné rozdíly. Jedním ze statisticky významných rozdílů bylo množství prodýchaného vzduchu v sedu za jednu minutu, které se v průměru při použití respirátorů zvýšilo. Nejedná se však o žádný výrazný rozdíl, který by měl být v praxi problémem. Při chůzi rychlostí 5 km/h docházelo u testovaných při použití respirátorů k mírnému prohloubení dechu. Oba statisticky významné rozdíly mohou souviset se subjektivně vnímaným zatížením, testované často uváděly nouzi o dech.

Nejvýraznějším statisticky významným rozdílem bylo vnímání subjektivního zatížení (RPE).

Konkrétní hodnoty jsou zobrazeny v tabulkách níže.

5.2.1 Srdeční frekvence

Hodnoty srdeční frekvence nevykazovaly statisticky významné rozdíly mezi měřeními s respirátorem a bez něj.

Tabulka 12: Porovnání hodnot srdeční frekvence při použití respirátorů a bez něj u souboru žen (n=14)

	t	p
sitSF [tepy/min]	0,30	0,77
3kmhSF [tepy/min]	1,00	0,33
5kmhSF [tepy/min]	0,97	0,35

Vysvětlivky: výsledek párového T-testu, p – hladina statistické významnosti, SF – srdeční frekvence, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.2.2 Spotřeba kyslíku

Hodnoty spotřeby kyslíku nevykazovaly statisticky významné rozdíly mezi měřeními s respirátorem a bez něj.

Tabulka 13: Porovnání hodnot spotřeby kyslíku při použití respirátorů a bez něj u souboru žen (n=14)

	t	p
sitVO2 [ml/kg/min]	1,13	0,28
3kmhVO2 [ml/kg/min]	0,06	0,96
5kmhVO2 [ml/kg/min]	1,54	0,15

Vysvětlivky: výsledek párového T – testu, p – hladina statistické významnosti, VO2 – spotřeba kyslíku, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.2.3 Respirační kvocient

Hodnoty respiračního kvocientu nevykazovaly statisticky významné rozdíly mezi měřeními s respirátorem a bez něj.

Tabulka 14: Porovnání hodnot respiračního kvocientu při použití respirátorů a bez něj u souboru žen (n=14)

	t	p
sitRQ	0,27	0,79
3kmhRQ	0,41	0,69
5kmhRQ	1,04	0,32

Vysvětlivky: výsledek párového T – testu, p – hladina statistické významnosti, RQ – respirační kvocient, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.2.4 Minutová ventilace

V sedu s respirátorem prodýchaly testované větší množství vzduchu. Při chůzi nebyly rozdíly statisticky významné.

Tabulka 15: Porovnání hodnot minutové ventilace při použití respirátorů a bez něj u souboru žen (n=14)

	t	p
sitVE [l/min]	2,47	0,03*
3kmhVE [l/min]	0,12	0,90
5kmhVE [l/min]	0	0,82

Vysvětlivky: výsledek párového T – testu, p – hladina statistické významnosti, * - statisticky významná hodnota na hladině $p \leq 0,05$, VE – minutová ventilace, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.2.5 Dechový objem

Při chůzi s respirátorem rychlostí 5 km/h docházelo u testovaných k mírně prohloubenému dýchání.

Tabulka 16: Porovnání hodnot dechového objemu při použití respirátorů a bez něj u souboru žen ($n=14$)

	t	p
sitVt [l]	0,78	0,45
3kmhVt [l]	1,46	0,17
5kmhVt [l]	2,96	0,01*

Vysvětlivky: výsledek párového T – testu, p – hladina statistické významnosti, * - statisticky významná hodnota na hladině $p \leq 0,05$, Vt – dechový objem, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.2.6 Dechová frekvence

Hodnoty dechové frekvence nevykazovaly statisticky významné rozdíly mezi měřeními s respirátorem a bez něj.

Tabulka 17: Porovnání hodnot dechové frekvence při použití respirátorů a bez něj u souboru žen ($n=14$)

	t	p
sitBf [dechy/min]	0,11	0,91
3kmhBf [dechy/min]	1,26	0,23
5kmhBf [dechy/min]	1,65	0,12

Vysvětlivky: výsledek párového T – testu, p – hladina statistické významnosti, Bf – dechová frekvence, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h

5.2.7 Saturace krve kyslíkem

Hodnoty saturace krve kyslíkem nevykazovaly statisticky významné rozdíly mezi měřeními s respirátorem a bez něj.

Tabulka 18: Porovnání hodnot saturace krve kyslíkem při použití respirátorů a bez něj u souboru žen ($n=14$)

	t	p
sitSAT [%]	0,80	0,43
3kmhSAT [%]	1,00	0,34
5kmhSAT [%]	1,33	0,21

Vysvětlivky: výsledek párového T – testu, p – hladina statistické významnosti, SAT – saturace krve kyslíkem, sit – sed, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

5.2.8 Borgova škála

Testované hodnotily subjektivně pomocí Borgovy škály měření s respirátorem jako náročnější. Stěžovaly si na zvýšený dýchací odpor, nepříjemné pocity a nouzi o dech.

Tabulka 19: Porovnání hodnot subjektivně vnímaného zatížení při použití respirátorů a bez něj u souboru žen ($n=14$)

	Z	p
sitBorg	2,25	0,02*
3kmhBorg	1,86	0,06
5kmhBorg	2,53	0,01*

Vysvětlivky: výsledek párového T – testu, p – hladina statistické významnosti, * - statisticky významná hodnota na hladině $p \leq 0,05$, Borg – borgova škála, sit – sed, R – respirátor, 3kmh – chůze rychlostí 3 km/h, 5kmh – chůze rychlostí 5 km/h.

6 DISKUSE

Cílem studie bylo zhodnotit odezvu organismu na nošení respirátoru FFP2 v klidu a při tělesné zátěži. Z výsledků vyplynulo, že nošení respirátorů nemá podstatný vliv na většinu sledovaných fyziologických parametrů, nicméně statisticky významné rozdíly se objevily při posuzování subjektivně vnímaného zatížení (RPE) a dušnosti pomocí Borgovy škály.

Chen et al. (2016) a Epstein et al. (2020) ve svých studiích uvádí, že nošení respirátorů FFP2 nemá téměř žádný vliv na fyziologické parametry jako je srdeční frekvence, dechová frekvence, krevní tlak a saturace krve kyslíkem.

Některé studie poukazují na snížení ventilačních parametrů při použití respirátorů FFP2 při větším tělesném zatížení. Fikenzer et al. (2020) uvedl, že průměrná maximální vitální kapacita plic se při použití respirátorů v zátěži snížila asi o 6,5 % a objem vzduchu při usilovném výdechu se zmenšil asi o 9 %. Při maximálním zatížení byl výkon a měřené fyziologické parametry výrazně sníženy. Egger et al. (2021) jehož výsledky byly velmi podobné výsledkům Fikenzera et al. (2020), ve své studii výrazně doporučuje ke zvýšené opatrnosti při nošení respirátorů FFP2 při větším tělesném zatížení.

Kardiovaskulární parametry se při použití masek a bez nich ve většině studií výrazně nelišily. Nicméně v jedné ze studií byla zjištěna vyšší srdeční práce při použití respirátorů, autor ale předpokládá, že to bylo z důvodu kompenzace snížených plicních parametrů, což by mohl být problém u lidí s poruchou funkce myokardu, u kterých by tato kompenzace nemusela být možná, a mohlo by to přivodit zdravotní problémy (Fikenzer et al., 2020). Johnson et al. (2016) poukazuje ve své studii na to, že používání respirátorů samo o sobě nemá žádný vliv na srdeční frekvenci a respirátory dodatečně nezatěžují srdce.

Největší rozdíly se u testovaných ukázaly při posuzování subjektivně vnímaného zatížení. Testované popisovaly nepříjemné pocity, zvýšený dýchací odpor a nouzi o dech.

Lee a Wang (2011) ve své studii uvedli, že při nošení respirátorů FFP2 dochází ke zvýšení dechového odporu a také ke snížené výměně objemu vzduchu asi o 37 %. Podle Epstein et al. (2020), Purushothaman et al. (2021) je nošení obličejových masek

spojeno s určitým diskomfortem, jako je zvýšené pocení pod maskou nebo větší dýchací odpor, ale je u zdravé populace bezpečné.

6.1 Limity studie

Při posuzování výsledků je třeba brát ohled na jejich limity.

- Studie byla prováděna na malém vzorku populace.
- Všechny testované byly ženy ve věku 20-24 let, výsledky proto nelze zobecnit pro celou populaci.
- Na odezvy organismu má vliv intenzita zatížení, která byla v případě této studie nízká. Při zvyšující se zátěži by mohly nabývat výsledky jiných hodnot.
- Zatížení bylo pouze krátkodobé, při dlouhodobější zatížení by mohly být výsledky rozdílné.

7 ZÁVĚRY

- Nošení respirátorů v klidu a při mírné tělesné zátěži nemá podstatný vliv na většinu sledovaných fyziologických parametrů.
- Hodnoty saturace krve kyslíkem a respiračního kvocientu byly po celou dobu měření téměř konstantní.
- Jedním ze statisticky významných rozdílů bylo množství prodýchaného vzduchu v sedu za jednu minutu, které se v průměru při použití respirátorů zvýšilo asi o 0,8 litru za minutu. Pravděpodobně se nejedná o žádný závažný rozdíl. Z logického hlediska mohl souviset i se subjektivně vnímaným zatížením, kdy si testované stěžovaly ztížené dýchání.
- Při chůzi rychlostí 5 km/h docházelo u testovaných při použití respirátorů k mírnému prohloubení dechu, kdy se dechový objem zvedl z 0,87 l na 0,92 l.
- Největší rozdíly byly pozorovány na Borgově škále subjektivně vnímaného zatížení.

V dalších studiích s touto tematikou by bylo dobré do výzkumného souboru přidat osoby staršího věku, popřípadě osoby trpící onemocněním dýchacích cest jako je astma. Studie by se také mohly zaměřit na vyšší tělesné zatížení (běh) nebo prodloužit dobu měření, odezva organismu na nošení respirátoru by v těchto případech mohla být větší.

8 SOUHRN

Respirátory se staly v předchozích dvou letech z důvodu pandemie COVID-19 nedílnou součástí našich životů, jejich používání však vyvolalo i vlnu negativních ohlasů. Při nošení respirátorů se nositeli zvětšuje tzv. mrtvý dýchací prostor (část, která se neúčastní výměny dýchacích plynů), čímž se také zvětšuje odpor při nádechu. Lidé si často stěžují na nepohodlí spojené s nošením respirátorů, pocení v oblasti obličeje, bolesti hlavy, závratě a ztížené dýchání.

Cílem bakalářské práce bylo zhodnotit odezvu organismu při použití FFP2 respirátorů v klidu a při mírném tělesném zatížení v podobě rychlé chůze. Výzkum má za cíl simulovat běžnou situaci, proto se zaměřuje na odezvu organismu při nečinném sedu a chůzi na běhátku.

Samotné měření probíhalo v laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Výzkumný soubor byl složen ze 14 žen ve věku 20–24 let. Každá z testovaných podstoupila dvě stejná měření, jedno s respirátorem a druhé bez něj. Před začátkem prvního měření byla testovaným změřena klidová spirometrie. Samotné měření trvalo 15 minut a bylo rozděleno do 3 dílčích měření. První měření trvalo 5 minut a probíhalo v klidovém stavu v sedu. Druhé a třetí měření trvalo dohromady 10 minut a bylo zaměřeno na chůzi na běhátku, prvních pět minut při rychlosti 3 km/h, která se následně po 5 minutách zvýšila na 5 km/h.

Výsledky měření byly zanalyzovány pomocí komparací získaných dat, konkrétně pomocí párového T–testu pro parametrické hodnoty a Wilcoxonova testu pro neparametrické hodnoty.

Výsledky studie ukázaly, že fyziologické parametry při nošení respirátorů v klidu a mírném tělesném zatížení nevykazují, až na výjimky, statisticky významné rozdíly. Z měření vyplývá, že při sedu s respirátorem testované prodýchaly za minutu více vzduchu než bez něj, rozdíl činí 0,8 l/min. Další statisticky významný rozdíl se projevil na dechovém objemu, při chůzi rychlostí 5 km/h docházelo u testovaných při použití respirátorů k mírnému prohloubení dechu, kdy se dechový objem zvedl z 0,87 l na 0,92 l.

Největší rozdíly byly pozorovány na Borgově škále subjektivně vnímaného zatížení. Testované uváděly při měření s respirátory zvýšené nepohodlí a zvýšený odpor při nádechu.

Z celkového pohledu se na základě výsledků jeví nošení respirátorů ze zdravotního hlediska jako bezpečné. Nicméně je nutné si uvědomit, že byl výzkum proveden pouze na malém vzorku populace. U jiných skupin populace, jako například lidé staršího věku nebo osoby trpící onemocněním dýchacích cest, by se mohly výsledky lišit.

9 SUMMARY

Respirators have become an integral part of our lives in the previous two years due to the COVID-19 pandemic, but their use has also caused a wave of negative feedback. Wearing respirators increases the wearer's dead air space (the part that is not involved in the exchange of respiratory gases), which also increases the resistance to inhalation. People often complain of discomfort associated with wearing respirators, sweating in the face, headaches, dizziness and difficulty breathing.

The aim of this bachelor thesis was to evaluate the body's response to the use of FFP2 respirators at rest and under light physical load in the form of brisk walking. The research is aimed to simulate a common situation, therefore it focuses on the body's response during idle sitting and treadmill walking.

The actual measurement took place in the laboratory of the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc. The research population was composed of 14 women aged 20-24 years. Each of the subjects took two identical measurements, one with and one without a respirator. Before the first measurement, resting spirometry was measured. The measurement itself took 15 minutes and was divided into 3 sub-measurements. The first measurement lasted 5 minutes and was performed in a sitting resting position. The second and third measurements took a total of 10 minutes and focused on treadmill walking, the first five minutes at a speed of 3 km/h, which was then increased to 5 km/h after 5 minutes.

The results of the measurements were analysed by means of comparisons of the data obtained, namely the paired T-test for parametric values and the Wilcoxon test for non-parametric values.

The results of the study showed that the physiological parameters when the respirators were worn at rest and under moderate body load did not show statistically significant differences, with exceptions. The measurements show that when sitting with the respirator the subjects breathed more air per minute than without it, the difference being 0.8 l/min. Another statistically significant difference was seen in tidal volume, with a slight increase in tidal volume from 0.87 l to 0.92 l when the subjects walked at 5 km/h with the respirators on.

The greatest differences were observed on the Borg scale of subjectively perceived exertion. Subjects reported increased discomfort and increased resistance to inhalation when measured with respirators.

Overall, based on the results, wearing respirators appears to be safe from a health perspective. However, it is important to note that the research was only conducted on a small sample of the population. For other population groups, such as the elderly or those with respiratory diseases, the results could be different.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Andersen, K. G., Rambaut, A., Lipkin, W.I., Holmes, E.C., & Garry, R.F. (2020). The proximal origin of SARS-CoV-2. *Nature Medicine*, 26, 450–452. <https://doi.org/10.1038/s41591-020-0820-9>
- Bartůňková, S., (2014). *Fyziologie člověka a tělesných cvičení* (3rd ed.). Praha: Karolinum.
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign: Human Kinetics.
- Ciotti, M., Ciccozzi, M., Terrinoni, A., Jiang, W., Wang, Ch., & Bernardini, S. (2020). The COVID-19 pandemic. *Critical Reviews in Clinical Laboratory Sciences*, 57(6), 365-388. <https://doi.org/10.1080/10408363.2020.1783198>
- Čechovská, I., & Dobrý, L. (2008). Borgova škála subjektivně vnímané námahy a její využití. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 74(3), 37-45.
- Čihák, R. (2004). *Anatomie 3* (3rd ed.). Praha: Grada.
- Davies, A., Thompson, K. A., Giri, K., Kafatos, G., Walker, J., & Bennett, A. (2013). Testing the efficacy of homemade masks: would they protect in an influenza pandemic?. *Disaster Medicine and Public Health Preparedness*, 7(4), 413–418. <https://doi.org/10.1017/dmp.2013.43>
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Egger, F., Blumenauer, D., Fisher, 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 (3), 264-271. <https://doi.org/10.1007/s00392-021-01877-0>
- Epstein, D., Korytny, A., Isenberg, Y., Marcusohn, E., Zukermann, R., Bishop, B., Minha, S., Raz, A., & Miller, A. (2020). Return to training in the COVID-19 era: The physiological effects of face masks during exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Sports*, 31, 70-75.
- 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, 1522–1530. <https://doi.org/10.1007/s00392-020-01704-y>
- Gangong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.

- Hareendran, A., Leidy, N. K., Monz, B. U., Winnette, R., Becker, K., & Mahler, D. A. (2012). Proposing a standardized method for evaluating patient report of the intensity of dyspnea during exercise testing in COPD. *International Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*, 7, 345-355.
- Chan, E. D., & Chan, M. M. (2013). Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory Medicine*, 107(6), 789-799.
- Chen, Y., Yang, Z., Wang, J., & Gong, H. (2015). Physiological and subjective responses to breathing resistance of N95 filtering facepiece respirators in still-sitting and walking. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 53, 93-101. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2015.11.002>
- Johnson, A. T. (2016) Respirator masks protect health but impact performance: a review. *Journal of Biological Engineering*, 10, 4. <https://doi.org/10.1186/s13036-016-0025-4>
- Kittnar, O. et al. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- Langmeier, M. et al. (2009). *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada.
- Lee, H. P. & Wang, D. Y. (2011) Objective assessment of increase in breathing resistance of N95 respirators on human subjects, *The Annals of Occupational Hygiene*, 55, 917-921.
- Lee, S., Hwang, D., Li, H., Tsai, Ch., Chen, Ch., & Chen, J. (2016). Particle size-selective assessment of protection of european standard FFP respirators and surgical masks against particles-tested with human subjects. *Journal of Healthcare Engineering*, 2016: 8572493. <https://doi.org/10.1155/2016/8572493>
- Lepelletier, D., Grandbastien, B., Romano-Bertrand, S., Aho, S., Chidiac, Ch., Géhanno, J., & Chauvin, F. (2020). What face mask for what use in the context of COVID-19 pandemic? The French guidelines. *The Journal of Hospital Infection*, 105(3), 414–418. <https://doi.org/10.1016/j.jhin.2020.04.036>
- Li, H., Liu, S. M., Yu, X. H., Tang, S. L., & Tang, C. K. (2020). Coronavirus disease 2019 (COVID-19): current status and future perspectives. *International Journal of Antimicrobial Agents*, 55(5), 105951. <https://doi.org/10.1016/j.ijantimicag.2020.105951>
- Li, K. K. W., Joussen, A. M., Kwan, J. K. C., & Steel, D. H. W. (2020). FFP3, FFP2, N95, surgical masks and respirators: what should we be wearing for ophthalmic surgery in the COVID-19 pandemic? *Graefe's Archive for Clinical and*

- Experimental Ophthalmology*, 258, 1587–1589. <https://doi.org/10.1007/s00417-020-04751-3>
- Mourek, J. (2012). *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů* (2nd ed.) Praha: Grada.
- Orel, M. (2019). *Anatomie a fyziologie lidského těla*. Praha: Grada.
- Petřek, J. (2019). *Základy fyziologie člověka: pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada.
- Placheta, Z., Dohnalová, I., Novotný, J., Zatloukal, B., Čechovský, K., Dražil, V., & Homolka, P. (1998). *Zátěžová funkční diagnostika a preskripce pohybové léčby ve vnitřním lékařství*. Brno: Masarykova univerzita.
- Pokorný, J. et al. (2002). *Přehled fyziologie člověka 2. díl*. Praha: Karolinum.
- Prather, K. A., Wang, C. C., & Schooley, R. (2020). Reducing transmission of SARS-CoV-2. *Science*, 368, 1422-1424. <https://doi.org/10.1126/science.abc6197>
- Purushothaman, P. K., Priyanga, E., & Vaidhyswaran, R. (2021). Effects of prolonged use of facemask on healthcare workers in tertiary care hospital during COVID-19 pandemic. *Indian Journal of Otolaryngology and Head and Neck Surgery*, 73(1), 59–65. <https://doi.org/10.1007/s12070-020-02124-0>
- Rokyta, R. et al. (2000). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.
- Seliger, V., & Choutka, M. (1982). *Fyziologie sportovní výkonnosti*. Praha: Olympia.
- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2004). *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Grada.
- Singla, R., Mishra, A., Joshi, R., Jha, S., Sharma, A. R., Upadhyay, S., Sarma, P., Prakash, A., & Medhi, B. (2020). Human animal interface of SARS-CoV-2 (COVID-19) transmission: a critical appraisal of scientific evidence. *Veterinary Research Communications*, 44(3-4), 119–130. <https://doi.org/10.1007/s11259-020-09781-0>
- Slavíková, J., & Švíglerová, J. (2014). *Fyziologie dýchání*. Praha: Karolinum.
- Smereka, J., Ruetzler, K., Szarpak, L., Filipiak, K. J., & Jaguszewski, M. (2020). Role of mask/respirator protection against SARS-CoV-2. *Anesthesia and analgesia*, 131(1), 33–34. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000004873>
- Tremper, K. K. (1989) Pulse oximetry. *Chest Journal*, 95(4), 713-715. <https://doi.org/10.1378/chest.95.4.713>
- Trojan, S. et al. (2003). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada