



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta mechatroniky, informatiky
a mezioborových studií ■

Nefarmaceutické ochranné prostředky dýchadel

Diplomová práce

Studijní program:

Autor práce:

Vedoucí práce:

N0719A270001 Nanotechnologie

Bc. Jaroslav Mikule

prof. RNDr. David Lukáš, CSc.

Katedra chemie





Zadání diplomové práce

Nefarmaceutické ochranné prostředky dýchadel

Jméno a příjmení: **Bc. Jaroslav Mikule**
Osobní číslo: M19000004
Studijní program: N0719A270001 Nanotechnologie
Zadávající katedra: Katedra chemie
Akademický rok: 2020/2021

Zásady pro vypracování:

1. Provedte literární rešerši týkající se konstrukce, testování a sterilizace nefarmaceutických ochranných prostředků dýchadel, a také mechanismů šíření respiračních onemocnění.
2. Navrhněte a proveďte testy:
 - Závislosti efektivity filtrace na materiálu a sterilizaci.
 - Rychlosti vysychání respiračních kapek s ohledem na perzistenci virových částic.
3. Experimentální data přehledně zpracujte a statisticky vyhodnoťte.
4. Provedte diskuzi.

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

dle potřeby dokumentace
40 stran
tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

1. J. D. MURRAY, 2002. *Mathematical biology*. 3rd ed. New York: Springer.
2. JONATHAN GAWN, et al., 2008. Evaluating the protection afforded by surgical masks against influenza bioaerosols. [online] *Health and Safety Executive*.
Dostupné z: <https://www.hse.gov.uk/research/rrpdf/rr619.pdf>
3. VEJERANO, Eric P. a Linsey C. MARR, 2018. Physico-chemical characteristics of evaporating respiratory fluid droplets. [online] *Journal of The Royal Society Interface*. 15(139), 20170939. 1742-5662. Dostupné z: doi:10.1098/rsif.2017.0939.

Vedoucí práce:

prof. RNDr. David Lukáš, CSc.
Katedra chemie

Datum zadání práce:

9. října 2020

Předpokládaný termín odevzdání: 16. května 2022

prof. Ing. Zdeněk Plíva, Ph.D.
děkan

L.S.

prof. Ing. Josef Šedlbauer, Ph.D.
vedoucí katedry

Prohlášení

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

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

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

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

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

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

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

17. května 2022

Bc. Jaroslav Mikule

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval všem, co mi pomohli s vypracováním této diplomové práce. Můj největší dík patří panu prof. RNDr. Davidu Lukášovi, CSc. za odborné vedení práce, cenné rady a možnost zapojit se do výzkumu. Velký dík také patří kolektivu oddělení Bioinženýrství Katedry chemie FP TUL za poskytnutí cenných rad, kdykoliv jsem o ně žádal. Dále velké poděkování patří panu Ing. Jakubu Hružovi Ph.D. za provedení měření filtrační účinnosti a dýchacích odporů. Děkuji také společnosti Nano Medical s.r.o. za poskytnutí filtračních vrstev, které byly použity pro vypracování práce. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat i své rodině. Rodičům, bráchovi a prarodičům za jejich neustálou podporu v čemkoliv co dělám.

Abstrakt

Pandemie respiračního onemocnění COVID-19 způsobila celosvětový nedostatek ochranných prostředků dýchacích cest. Tento fakt vedl k myšlence znovupoužití jednorázových ochranných prostředků dýchacích cest. Tři metody dekontaminace (dvě formy dekontaminace alkoholem, dekontaminace mikrovlnami generovanou párou) byly aplikovány na nanovláknou filtrační vrstvu. Proběhlo testování vlivu dekontaminačních metod na filtrační vlastnosti nanovlákného materiálu. Ve snaze popsat dekontaminací způsobené změny v nanovlákném systému bylo využito doposud nepopsaný popis nanovlákného systému pomocí stereologické charakteristiky druhého řádu, K -funkce.

Klíčová slova: nanovlákná filtrační vrstva, ochranné prostředky dýchacích cest, dekontaminace, K -funkce

Abstract

The COVID-19 pandemic has caused a worldwide shortage of respiratory protective devices. This fact has led to the idea of reusing disposable respiratory protective equipment. Three decontamination methods (two forms of alcohol decontamination, microwave generated steam decontamination) were applied to the nanofibrous filter layer. The influence of decontamination methods on the filtration properties of the nanofibrous material was tested. In order to address changes in the nanofiber system caused by decontamination, a to this day undescribed application of the stereological second-order characteristic K -function on nanofiber system was used.

Keywords: nanofibrous filter layer, respiratory protective devices, decontamination, K -function

Obsah

Seznam obrázků	9
Seznam tabulek.....	12
Seznam použitých zkratk	13
1 Úvod.....	14
2 Nefarmaceutické ochranné prostředky	15
2.1 Virus SARS-CoV-2.....	16
2.2 Mechanismus šíření respiračních onemocnění	18
2.3 Vliv nefarmaceutických ochranných prostředků na šíření respiračních onemocnění...	22
2.4 Ochranné prostředky dýchacích cest.....	26
2.4.1 Filtrační polomasky k ochraně proti částicím	27
2.4.2 Zdravotnické obličejové masky	33
2.5 Dekontaminace ochranných prostředků dýchacích cest.....	36
2.5.1 Dekontaminace horkým vzduchem o nízké relativní vlhkosti.....	38
2.5.2 Dekontaminace parou.....	40
2.5.3 Dekontaminace alkoholem	42
2.6 Jednoduchý epidemiologický model.....	45
2.7 Stereologické charakteristiky vláknenných systémů.....	48
3 Experimentální část.....	52
3.1 Materiál a metodika.....	52
3.1.1 Vysychání respiračních kapek a měření úhlu smáčení	52
3.1.2 Dekontaminace	53
3.1.3 Měření filtrační účinnosti a dýchacího odporu	55
3.1.4 Morfologická analýza	55
3.1.5 Výpočet K-funkce pro vláknenné procesy.....	55

4	Výsledky a diskuze.....	59
4.1	Vysychání respiračních kapek.....	59
4.2	Měření filtrační účinnosti a dýchacího odporu.....	60
4.3	Morfologická analýza.....	62
4.4	Výpočet K -funkce pro reálný vlákenný systém.....	64
5	Závěr.....	77
	Zdroje.....	78

Seznam obrázků

Obrázek 1: 3D model koronaviru SARS-CoV-2.....	17
Obrázek 2: Distribuce velikosti Fluggeho kapének dle způsobu vzniku. Podle [15].....	19
Obrázek 3: Distribuce velikosti kapének aerosolu dle způsobu vzniku. Podle [16].....	19
Obrázek 4: Wellsovy křivky pro kapénku padající z výšky 2 metry. a) Wellsova křivka odpovídající relativní vlhkosti 0 %, b) Wellsovy křivky v závislosti na relativní vlhkosti RH. Podle [18].	21
Obrázek 5: Schématické znázornění přisedlé kapénky. Kde h je výška přisedlé kapénky, R poloměr přisedlé kapénky a θ kontaktní úhel. Podle	21
Obrázek 6: Schematické znázornění vrstev tvořících filtrační polomasku. Podle [38].....	29
Obrázek 7: Schématické zobrazení aparatury pro měření průniku materiálem filtru dle EN 13274-7. Podle [42].....	31
Obrázek 8: Schématické zobrazení zařízení pro měření celkového průniku filtrační polomaskou k ochraně proti částicím dle ČSN EN 149+A1. Převzato z [34].....	32
Obrázek 9: Schéma Scheffieldské hlavy využívané k měření dýchacího odporu dle ČSN EN 149+A1. Převzato z [34].....	33
Obrázek 10: Schématické znázornění zkušební aparatury pro určení BFE dle ČSN EN 14683+AC. Podle [43].....	35
Obrázek 11: Schématické znázornění aparatury pro provedení zkoušky prodyšnosti dle ČSN EN 14683+AC. Podle [43].....	36
Obrázek 12: Závislost průniku materiálem filtrační polomasky v závislosti na teplotě použité ke sterilizaci. Podle [51].....	39
Obrázek 13: Změna filtrační efektivity zdravotnických obličejových masek v závislosti na počtu cyklů, při kterých byly vystaveny teplotě 77 °C po dobu 30 minut. Podle [52].....	39
Obrázek 14: Závislost filtrační efektivity na počtu provedených cyklů sterilizace parou. Podle [52].....	40
Obrázek 15: Efektivita filtrace v závislosti na počtu provedených cyklů sterilizace mikrovlnami generovanou parou. Podle [50].	41

Obrázek 16: Závislost filtrační efektivity a tlakového spádu při toku vzduchu 32 l/min na formě aplikace 75% vodného roztoku ethanolu. Podle [59].	44
Obrázek 17: Vývoj epidemické situace v ČR.	47
Obrázek 18: Predikce vývoje onemocnění COVID-19 pomocí Kermakova – McKendrickova modelu. a) Výpočet proveden s koeficienty dle (2.13), b) Výpočet proveden s koeficienty dle (2.14).	48
Obrázek 19: Vláknenné systémy převedené v bodové a pod nimi jejich odpovídající Ripleyho K-funkce. Červeně je označena oblast, pro kterou byla Ripleyho K-funkce vypočítána. Poloměr r je vyjádřen v bezrozměrovém délkovém měřítku, přerušovaná křivka zobrazuje Ripleyho K-funkci homogenního Poissonova bodového procesu.	50
Obrázek 20: Kruh o poloměru r se středem umístěným v typickém bodě výskytu vláken. Převzato z [64].	51
Obrázek 21: Schématické znázornění měření vysychání kapének. Vytvořeno pomocí app.diagrams.net.	53
Obrázek 22: Prostředky použité k dekontaminaci vzorků nanovláknenných filtračních vrstev. a) používaný rozprašovač, b) nádoba sloužící jako lázeň, c) sterilizátor do mikrovlnné trouby.	54
Obrázek 23: Skupiny ekvidistantně vzdálených rovnoběžných přímek pro výpočet odhadu délky Buffonovou úlohou.	56
Obrázek 24: Způsoby výpočtu K-funkce vláknenného procesu. Obrázky byly vytvořeny s pomocí softwaru GoeGebra Klasik.	57
Obrázek 25: Snímky vysychající kapénky o objemu 2,5 μ l na teflonové vrstvě. a) počátek měření, b) po uplynutí 40 minut, c) po uplynutí 70 minut.	59
Obrázek 26: Grafické znázornění změn a) filtrační efektivity, b), c), d) dýchacího odporu v závislosti na použité metodě dekontaminace.	61
Obrázek 27: Krabicový graf distribuce průměrů vláken naměřených pro jednotlivé vzorky.	63
Obrázek 28: Nehomogenita nanovláknenné vrstvy vzorku MB40.	64
Obrázek 29: Nehomogenní rozložení nanovláken v ploše. a) Vzorek MB40 SPRAY, b) Vzorek MB40 DIP, c) Vzorek MB40 MGS.	64
Obrázek 30: Experimentálně určená K-funkce Poissonova vláknenného procesu se 150 vlákny, modrá linie. Přerušovaná křivka zobrazuje K-funkci Poissonova vláknenného procesu. Hodnoty jsou vyjádřeny v bezrozměrovém délkovém měřítku.	66

Obrázek 31: Vyhlazený průběh rozdílu vypočítané K-funkce od náhodného procesu, modrá linie. Hodnoty jsou vyjádřeny v bezrozměrovém délkovém měřítku.....	66
Obrázek 32: Vyhlazený průběh normovaného rozdílu vypočítané K-funkce od náhodného procesu, modrá linie. Poloměr r je vyjádřen v bezrozměrovém délkovém měřítku.	67
Obrázek 33: Vizualizace změny provedené v systému vláken. a) Poissonův vláknenný proces pro 40 vláken. b) Systém vláken po provedení změny – přidáno 10 červených vláken.	68
Obrázek 34: Grafické znázornění rozdílu ve vláknenném systému před (modrá) a po změně (červená). a) Rozdíl od náhodného procesu. b) Normovaný rozdíl od náhodného procesu. Hodnoty jsou vyjádřeny v bezrozměrovém délkovém měřítku.....	69
Obrázek 35: Nanovláknena z PVDF vzorku MB40. a) SEM snímek, b) Odpovídající binární obrázek.	70
Obrázek 36: Experimentálně určené hodnoty K-funkcí pro vzorky MB40.....	71
Obrázek 37: Průběhy rozdílu a normovaného rozdílu pro vzorky MB40 SPRAY.....	72
Obrázek 38: Průběhy rozdílu a normovaného rozdílu pro vzorky MB40 DIP.	73
Obrázek 39: Průběhy rozdílu a normovaného rozdílu pro vzorky MB40 MGS.....	74
Obrázek 40: Porovnání průměrných hodnot rozdílu a normovaného rozdílu získaných výpočtem K-funkce z 10 SEM snímků pro každý vzorek.....	76

Seznam tabulek

Tabulka 1: Výpočet poměru šancí, význam jednotlivých koeficientů.....	23
Tabulka 2: Vliv nefarmaceutických ochranných prostředků na šíření respiračního onemocnění SARS. Převzato z [25].....	24
Tabulka 3: Třídy filtračních polomasek k ochraně proti částicím a jejich požadavky. Podle [34].	30
Tabulka 4: Typy zdravotnických obličejových masek a jejich požadavky. Převzato z [43].....	34
Tabulka 5: Odhad hodnot koeficientu dle a a ρ způsobu výpočtu.....	48
Tabulka 6: Značení vzorků použitých pro vypracování práce.....	54
Tabulka 7: Porovnání naměřených experimentálních a teoretických předpokladů doby vysychání kapénky.....	60
Tabulka 8: Naměřené hodnoty efektivity filtrace a dýchacího odporu pro jednotlivé vzorky.....	60

Seznam použitých zkratek

BFE	bakteriální filtrační efektivita
IS	interval spolehlivosti
MGS	Microwave Generated Steam
NaCl	chlorid sodný
OR	odds ratio
PP	polypropylen
PVDF	polyvinylidenfluorid
RCT	random control trial
SEM	skenovací elektronová mikroskopie
WHO	World Health Organization

1 Úvod

Hlavní motivací k vypracování diplomové práce na téma nefarmaceutické ochranné prostředky dýchadel byla pandemie onemocnění COVID-19. Nápad na vypracování se zrodil v době akutního nedostatku ochranných prostředků dýchacích cest, během mého zapojení do studentské iniciativy Roušky s TULkou.

Teoretická část pojmenovaná nefarmaceutické ochranné prostředky je zaměřena převážně na ochranné prostředky dýchacích cest. V začátku je popsán vývoj pandemie onemocnění COVID-19, mechanismy šíření respiračních onemocnění, a vhodné opatření bránící jejich přenosu. Následně jsou popsány požadavky na konstrukci a testování filtračních polomasek k ochraně proti částicím a zdravotnických obličejových masek. V následující části jsou zhodnoceny dosavadní poznatky v oblasti dekontaminace jednorázových ochranných prostředků dýchacích cest. Na příkladu jednoduchého epidemiologického modelu jsou popsány základní principy predikce epidemiologické situace. V závěru teoretické části jsou popsány stereologické charakteristiky vláknových systémů, kdy největší pozornost je věnována charakteristikám druhého řádu.

V experimentální části jsou provedeny experimenty vysychání respiračních kapek, provedeny vybrané metody dekontaminace jednorázových ochranných prostředků, a byla provedena měření efektivity filtrace a dýchacího odporu. Největší úsilí bylo věnováno popisu vlákenného systému pomocí stereologických charakteristik druhého řádu, jmenovitě výpočtu K -funkce reálného vlákenného systému, ve snaze objasnit pokles filtrační účinnosti a nárůst dýchacího odporu vlivem dekontaminace.

2 Nefarmaceutické ochranné prostředky

Od prosince 2019 se svět potýká s šířením viru SARS-CoV-2 způsobujícího onemocnění COVID-19. Nastalá situace byla 19. 3. 2020 prohlášena Světovou zdravotnickou organizací (World Health Organization – WHO) za pandemii [1]. Po uplynutí dvou let od zmíněného prohlášení, tedy 19. 3. 2022, bylo dle dat WHO celosvětově nahlášeno 467 270 365 případů onemocnění COVID-19, kdy v 6 089 071 případech vedlo toto onemocnění k úmrtí [2]. V případě České republiky (ČR) byla čísla ke stejnému dni následující: 3 738 678 potvrzených případů a 39 416 úmrtí. První 3 případy onemocnění COVID-19 byly potvrzeny testováním 3. března 2020 [3].

V návaznosti na vzniklou situaci vydala WHO 28. 2. 2020 zprávu *Preparing for large-scale community transmission COVID-19* [4], která sloužila jako návod pro vlády jednotlivých zemí, jak postupovat v případě budoucího šíření onemocnění na jejich území. WHO v této zprávě uvádí, že právě nefarmaceutické ochranné prostředky budou hrát zásadní roli ve snížení pravděpodobnosti přenosu onemocnění, jelikož v uvedené době nebyla dostupná jakákoliv vakcína či jiný farmaceutický prostředek. WHO zároveň doporučila za jakékoli epidemiologické situace zavést zvýšená hygienická opatření, zvýšenou frekvenci čištění/dezinfekce objektů a ploch, nutnost využívat nefarmaceutického ochranného prostředku dýchacích cest u osob prokazujících symptomy onemocnění a umístění takových osob do karantény. Zároveň WHO doporučila v případě zhoršené epidemiologické situace uzavření škol a pracovišť a zákaz shromažďování, a to s přihlédnutím na ekonomickou a sociální situaci v daném státě. WHO ve zprávě *COVID-19 Strategic preparedness and response plan* [5], i nadále vyzdvihuje roli nefarmaceutických ochranných prostředků jako důležitých nástrojů v boji s pandemií, a to i v době kdy jsou na trhu dostupné funkční a účinné vakcíny. Význam nefarmaceutických ochranných prostředků zůstává neměnný, tedy zůstávají nepostradatelným prostředkem v zamezení potenciální expozice viru, čímž snižují riziko infekce.

Prvním nařízením ohledně nutnosti používání nefarmaceutických ochranných prostředků pro širokou veřejnost na území ČR bylo usnesení Vlády ČR ze dne 18. 3. 2020 č. 247, které „zakazuje všem osobám pohyb a pobyt na všech místech mimo bydliště bez ochranných prostředků dýchacích cest (nos, ústa) jako je respirátor, rouška, ústenka, šátek, šál nebo jiné prostředky, které brání šíření kapének, s účinností od 19. března 2020 od 00:00 hod“ [6]. Toto nařízení bylo v následujících dvou letech několikrát změněno, nahrazeno či byla omezena jeho platnost jiným

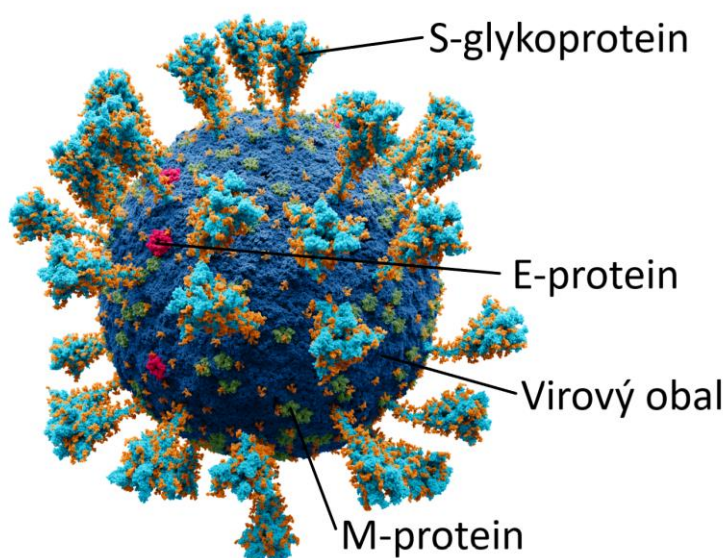
nařízením. Zákaz pohybu všem osobám bez ochranných prostředků dýchacích cest byl omezen pouze na pohyb ve veřejné dopravě, v obchodech, úřadech, nemocnicích a dalších vnitřních prostorech. Za zmínku stojí mimořádné opatření ministerstva zdravotnictví ze dne 22. 3. 2021, které upravuje specifikace ochranných prostředků dýchacích cest. „Nadále jsou občané ČR povinni nosit a využívat respirátor nebo obdobný prostředek (vždy bez výdechového ventilu) naplňující minimálně všechny technické podmínky a požadavky (pro výrobek) včetně filtrační účinnosti alespoň 95 % dle příslušných norem (např. FFP2/KN 95), zdravotnickou obličejovou masku nebo obdobný prostředek naplňující minimálně všechny technické podmínky a požadavky (pro výrobek) normy ČSN EN 14683+AC, které brání šíření kapének“ [7], a to nadále na místech výše zmíněných. Tímto opatřením vláda ČR reagovala na výrazně zhoršenou epidemiologickou situaci na území ČR v daném období. Zároveň toto opatření zamezilo nošení do té doby hojně používaných komunitních obličejových masek, tedy ručně vyrobených látkových roušek, ústenek a jiných prostředků, které nesplňovaly požadavky odpovídajících norem.

2.1 Virus SARS-CoV-2

Onemocnění COVID-19 je způsobeno virem SARS-CoV-2. Virus SARS-CoV-2 je RNA virus patřící do řádu Nidovirales, podčeledi Orthocoronavirinae a čeledi Coronaviridae. Koronaviry se nadále dělí do 4 rodů, a to α , β , γ , a δ . První koronaviry způsobující onemocnění zvířat byly objeveny v šedesátých letech 20. století. První koronavirus způsobující onemocnění člověka byl objeven v roce 2002, a to koronavirus SARS-CoV. Aktuálně je známo 7 koronavirů způsobujících onemocnění u lidí, všechny rodu α (HCoV-229E a NL63) nebo β (MERS-CoV, SARS-CoV, HCoVOC43, HCoV-HKU1 a SARS-CoV-2). Koronaviry 229E, OC43, NL63 a HKU1 vyvolávají běžná onemocnění dýchacích cest, kdy 10-30 % případů chřipky je způsobeno právě těmito viry. Zatímco koronaviry SARS-CoV, MERS-CoV a SARS-CoV-2 vyvolávají život ohrožující onemocnění. Koronaviry SARS-CoV a MERS-CoV byly původně objeveny jako viry způsobující onemocnění netopýrů, ale následně byly přeneseny i na člověka. Vzhledem k podobnosti genomu je tedy v případě koronaviru SARS-CoV-2 pravděpodobný totožný původ, ten ale nebyl dosud potvrzen.[8, 9]

Koronaviry jsou sférické částice o průměru cca 125 nm. Jejich povrch je pokryt transmembránovými proteiny, které jsou označovány jako hroty. Právě od jejich struktury byl odvozen název čeledi koronavirů, kdy jednotlivé částice viru na snímcích z elektronového mikroskopu nápadně připomínají sluneční korunu. Genom je v jejich případě tvořen jednou molekulou ribonukleové kyseliny a je obklopen schránkou z několika kopií nukleokapsidového

proteinu N, tzv. kapsidou. Celek označujeme jako nukleokapsida. Jelikož koronaviry řadíme mezi obalové viry, jsou navíc obklopeny lipidovou dvouvrstvou, takzvaným virovým obalem, který plní nejen ochranou funkci, ale zároveň se uplatňuje při vstupu do hostitelské buňky. V lipidové dvouvrstvě jsou ukotveny 3 druhy strukturních membránových proteinů – E, S a M. Označení proteinů vychází z anglických slov. Envelope – E označujeme proteiny obálkové, spike – S označujeme proteiny hrotové a membrane – M označujeme proteiny membránové. Na S-protein je navíc navázán sacharid, tento celek pak označujeme jako S-glykoprotein. Zatímco proteiny E a M se podílejí na tvorbě virového obalu, S-glykoprotein zprostředkuje navázání na receptor hostitelské buňky a tím umožňuje vstup viru do buňky. Popsané části jsou znázorněny na modelu koronaviru, viz Obrázek 1.[8, 9]



Obrázek 1: 3D model koronaviru SARS-CoV-2.

Podmínky licence: Creative Commons Attribution-Share Alike 4.0 International, autor: Alexey Solodovnikov, převzato a upraveno:

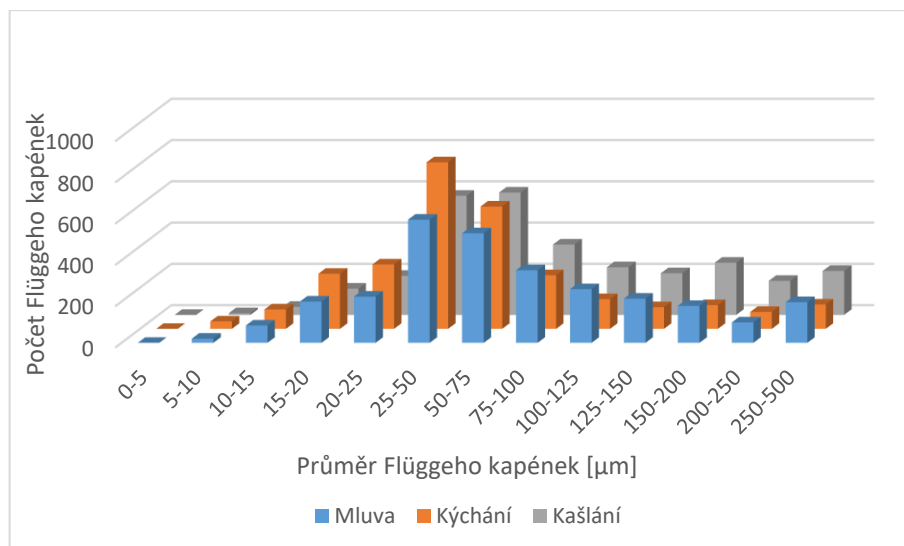
https://en.wikipedia.org/wiki/Coronavirus#/media/File:3D_medical_animation_coronavirus_structure.jpg

K přenosu viru mezi dvěma osobami dochází ve formě respiračních kapének či aerosolu, které jsou produkovány během kašle, kýčání i během mluvy infikovanou osobou. Ke kontaktu může docházet jak přímo, tedy vdechnutím poletujících kapének či aerosolu, tak i nepřímo, kdy osoba přichází do styku s kapénkami usazenými na povrchu objektů. Mechanismu šíření respiračních onemocnění ve formě kapének se bude podrobněji věnovat následující část práce. K replikaci viru pak dochází hlavně v horních a dolních cestách dýchacích nově nakažené osoby, což má za následek velkou infekčnost viru SARS-CoV-2. Navíc virus může být přenášen i infikovanými osobami nevykazujícími žádné ze symptomů onemocnění COVID-19. Epidemiologické parametry viru budou popsány a vysvětleny v části práce zabývající se jednoduchým epidemiologickým modelem pro lepší názornost.[9, 10]

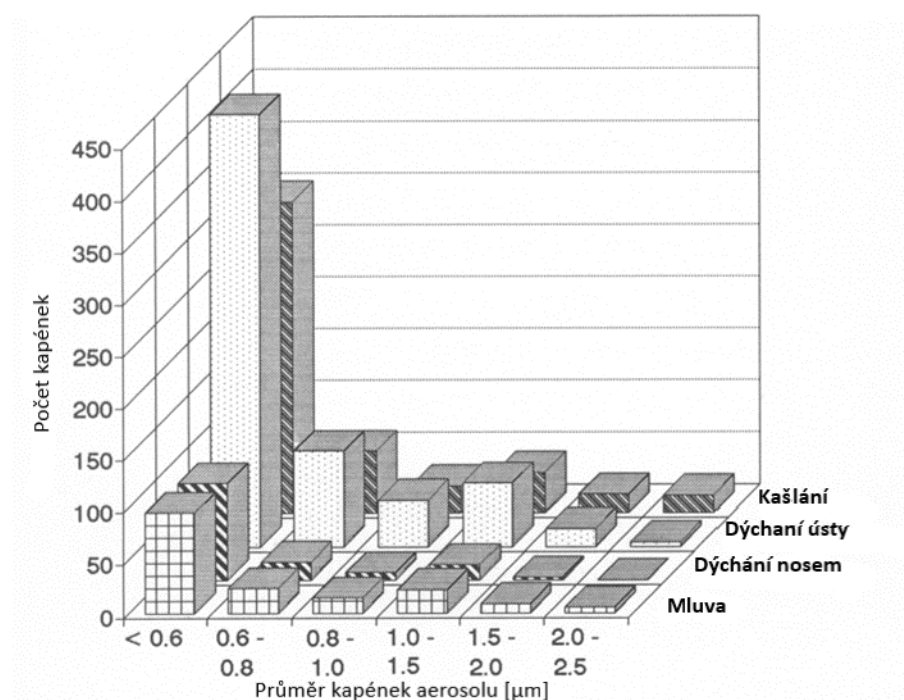
2.2 Mechanismus šíření respiračních onemocnění

Tradiční epidemiologické modely popisují šíření infekčních onemocnění jako interakci agens, hostitele a okolního prostředí. Jako agens je označován původce, v tomto případě infekčního onemocnění. Hostitelem může být člověk, zvíře, rostlina, půda nebo jiné prostředí, ve kterém agens žije, roste a rozmnožuje se. Místo nebo povrch, kterým agens opustí hostitele, je označováno jako výstupní brána. Obdobně místo nebo povrch, kde dochází ke vstupu, jako vstupní brána. Způsoby přenosu rozlišujeme na přímé a nepřímé. Mezi přímé řadíme kontakt hostitele s náchylným jedincem, např. dotyk, líbaní a sexuální styk nebo pomocí kapének. V tomto případě respirační kapénky vznikající během mluvy, kýchání a kašlání a dopadají přímo na náchylného jedince. Kapénky se rovněž zapojují do nepřímého přenosu, kdy se vznášejí ve vzduchu, stejným způsobem se agens může ve vzduchu šířit nesen částicemi prachu. Ve vzduchu se taktéž mohou vznášet vyschlá rezidua původce infekčního onemocnění. Takovým způsobem se může agens vznášet ve vzduchu po relativně dlouhou dobu a cestovat na velké vzdálenosti. Může tedy dojít k přenosu, i pokud nedošlo k přímému kontaktu. V případě řady onemocnění je výstupní brána totožná se vstupní branou. Dobrým příkladem jsou respirační onemocnění, kde jsou oběma branami horní cesty dýchací. [11 s. 62–65]

Jak již bylo zmíněno, kapénky hrají v mechanismu přenosu infekčního onemocnění důležitou roli. Kapénky jsou tvořeny převážně ze slin a hlenu a jsou přenášeny proudícím vzduchem skrze horní cesty dýchací. Samotný proces tvorby kapének je soupeření povrchového napětí a viskozity s aerodynamickými silami. Povrchové napětí brání samotnému vzniku kapének. Pokud dojde ke vzniku, způsobuje typický sférický tvar kapének, ten je výsledkem snahy o zachování co nejmenší povrchové energie. Viskozita stabilizuje kapénky a brání změnám jejich tvaru. Aerodynamické síly působí na hladinu kapaliny a způsobují její destabilizaci a rozpad v kapénky. Velikost a množství vznikajících kapének je závislé jak na rychlosti a tlaku proudícího vzduchu, tak na místě vzniku[12]. Kapénky o průměru větším než 5 μm jsou označovány jako respirační kapénky, v případě kapének o průměru menším než 5 μm mluvíme o aerosolu[13]. Respirační kapénky jsou taktéž označovány jako Flüggeho kapénky. Jejich název byl převzat po německém bakteriologovi a hygienikovi Carlu Georgu Friedrichu Wilhelmu Flügge (1847-1923), který jako první prokázal, že respirační kapénky obsahující agens, jsou původcem infekčních onemocnění[14 s. 81]. Velikost kapének má zásadní vliv na jejich šíření. Velikost a počet Flüggeho kapének, generovaných při daných úkonech, je zobrazena na Obrázek 2. Obdobně pro aerosol na Obrázek 3.



Obrázek 2: Distribuce velikosti Flügeho kapének dle způsobu vzniku. Podle [15].



Obrázek 3: Distribuce velikosti kapének aerosolu dle způsobu vzniku. Podle [16].

Velikost vyloučených kapének ovlivňuje jejich následné chování ve vzduchu. V případě kapének větších než 100 μm dojde vlivem gravitace k pádu na zem nebo jiný povrch, kde následně dále vysychají a mohou nadále infikovat náchylného jedince. Zatímco u kapének menších než 100 μm dojde vlivem vypařování vody k vysušení kapénky a ve vzduchu zůstane vysušené reziduum, které se následně vznáší v prostředí[14 s. 81]. V praxi, například při zakašlání dospělé osoby, kapénky větší než 100 μm dopadají na zem do vzdálenosti menší než 1 metr, kdy k pádu na zem dojde za dobu kratší než 5 sekund. Menší kapénky pak zůstávají ve vzduchu déle, asi ve výšce

pasu, a šíří se také do výrazně větší vzdálenosti, která je ovlivněna i silou a směrem větru, a dochází k jejich rychlému vypařování. S klesající velikostí kapének pak roste doba, po kterou se vznášejí ve vzduchu [13]. Problematice vysychání kapének a jejich osudu ve vzduchu po vyloučení se věnoval Wells (1934)[17], který pozoroval, že při konstantní teplotě a vlhkosti, rychlost změny povrchu kapénky je taktéž konstantní, proto doba, za kterou se kapénka vypaří, je závislá na druhé mocnině jejího průměru. Dobu nutnou pro vyschnutí částice je možné odhadnout z rovnice difúze vodní páry, která je dána následujícím vztahem:

$$\tau = \frac{a^2}{3D \cdot \Phi_s \cdot \left(1 - \frac{\varphi}{100}\right) \cdot V_{mol}} \quad (2.1),$$

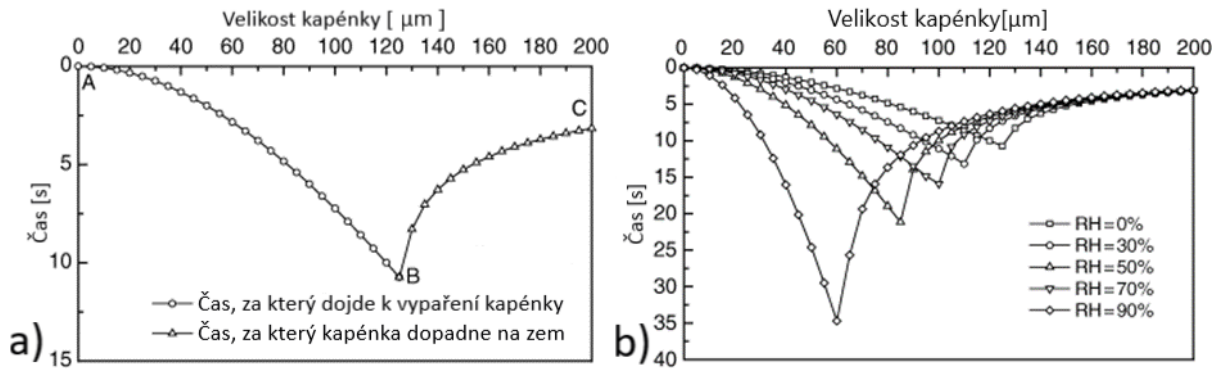
kde a je poloměr kapénky, D difúzní koeficient, Φ_s molární koncentrace saturované vodní páry, φ relativní vlhkost vzduchu a V_{mol} molární objem vody [14 s. 82].

Dobu, za kterou kapénka dopadne na zem, můžeme vypočítat pomocí Stokesovy a tíhové síly a je dána následujícím vztahem:

$$\tau = \frac{9 \cdot h \cdot \eta \cdot g}{2 \cdot \rho \cdot a^2} \quad (2.2),$$

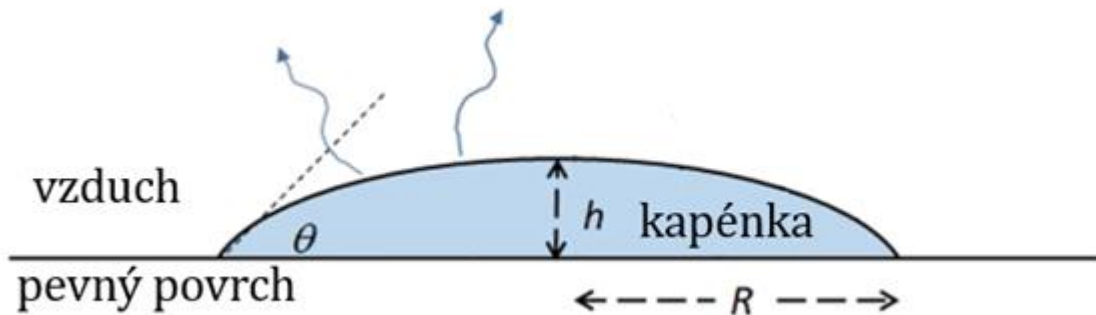
kde h je počáteční výška, η dynamická viskozita prostředí (vzduch), g tíhové zrychlení, ρ hustota vody a a poloměr kapénky [14 s. 85].

Z předchozích vztahů lze vyvodit, že v případě velkých kapének nedojde k výrazné změně jejího objemu do okamžiku, kdy dopadne na zem. Zatímco v případě malých kapének dochází k rychlému vypařování a změně jejího objemu. Samotná kapénka tedy vyschne dříve, než dopadne na zem. Wells tyto poznatky znázornil pomocí tzv. Wellsovy křivky [17], viz Obrázek 4a, kde je zobrazena Wellsova křivka pro naprosto suchý vzduch (relativní vlhkost 0%). Část křivky AB reprezentuje čas nutný k vypaření kapénky o daném počátečním poloměru, část křivky BC reprezentuje čas, za který kapénka o daném počátečním poloměru dopadne na zem z výšky 2 metrů. Velikost kapénky odpovídající bodu B je tedy největší možná kapénka, která se dokáže celá vypařit před dopadem na zem. V případě vlhkého vzduchu je vypařování pomalejší, kapénky vysychají výrazně déle. Průběhy Wellsových křivek pro různou relativní vlhkost jsou zobrazeny na Obrázek 4b [18].



Obrázek 4: Wellsovy křivky pro kapénku padající z výšky 2 metry. a) Wellsova křivka odpovídající relativní vlhkosti 0 %, b) Wellsovy křivky v závislosti na relativní vlhkosti RH. Podle [18].

Kapénky, které se nestihnou vypařit dopadají na zem nebo jiný povrch a přisedají k němu. Pokud je poloměr kapky v místě kontaktu s pevným povrchem menší než 2,7 mm, kapénka zaujme tvar kulového vrchlíku, viz Obrázek 5, ve kterém bude postupně vysychat. [19]



Obrázek 5: Schématické znázornění přisedlé kapénky. Kde h je výška přisedlé kapénky, R poloměr přisedlé kapénky a ϑ kontaktní úhel. Podle

Doba, za kterou přisedlá kapénka vyschne je pak dána vztahem (2.3) [19].

$$\tau = \frac{\rho \cdot V_0}{\Delta m} \quad (2.3),$$

kde V_0 je počáteční objem kapénky, ρ hustota vody a Δm je hmotnostní úbytek. Hmotnostní úbytek vysychající přisedlé kapénky lze je dán následujícím vztahem[20]:

$$\Delta m = \pi \cdot R \cdot D \cdot (1 - \varphi) \cdot c_{sat} \cdot (0,27 \cdot \theta^2 + 1,30) \quad (2.4),$$

kde R je poloměr přisedlé kapénky, D difuzní koeficient, φ je relativní vlhkost, c_{sat} koncentrace saturované vodí páry a θ kontaktní úhel. Koncentrace saturované páry i difuzní koeficient jsou konstanty závislé na teplotě, a lze je vypočítat dle vztahů (2.5) a (2.6) [19].

$$c_{sat} = 9,99 \cdot 10^{-7} \cdot T^3 - 6,94 \cdot 10^{-5} \cdot T^2 \quad (2.5),$$

$$+3,20 \cdot 10^{-3} \cdot T - 2,87 \cdot 10^{-2}$$

$$D(T) = 2,5 \cdot 10^{-4} \cdot e^{-\frac{684,15}{T+273,15}} \quad (2.6),$$

kde T je teplota ve °C.

2.3 Vliv nefarmaceutických ochranných prostředků na šíření respiračních onemocnění

Vládní nařízení omezující volný pohyb a nařizující nutnost nosit ochranné prostředky dýchacích cest vedla k nespokojenosti a neochotě tato nařízení dodržovat u části populace, a to jak v ČR, tak i v zahraničí. Následovala diskuse o efektivitě těchto opatření. Důkazy ve prospěch nařízení můžeme hledat ve výsledcích epidemiologických studií. Randomizovaná studie (random control trial = RCT) je klinická studie sledující a popisující vliv intervence na studovanou populaci. RCT zastává vysoké postavení v hierarchii epidemiologických důkazů, můžeme tedy její výsledky považovat za dostatečný důkaz ve prospěch či neprospěch sledovaného objektu[21]. Poměrně často je v epidemiologii využívána i studie případů (case control study), která je sice méně relevantní, co se týče její výpovědní hodnoty jako epidemiologického důkazu, na druhou stranu se jedná o značně jednodušší a levnější způsob zkoumání epidemiologické situace[21, 22].

Pro správné porozumění výsledků RCT je nutné krátce shrnout způsob provedení a vyhodnocení takovéto klinické studie. RCT využívá randomizace a kontrolní skupiny pro sledování vlivu intervence na testovanou populaci. V praxi to znamená, že subjekty zájmu (osoby účastníci se studie) jsou náhodně rozděleny do dvou skupin (kontrolní a experimentální), kdy jediným rozdílem mezi těmito skupinami je aplikace sledovaného objektu na experimentální skupinu. Tyto dvě skupiny jsou následně podrobeny totožnému zacházení. Výsledky sledování a jejich následná analýza umožňují zhodnocení vlivu intervence na sledovanou populaci.[21, 23]

Jak již bylo zmíněno, studie případů je jednodušší metodou, vychází z retrospektivního zkoumání rizik nebo preventivních opatření a jejich vlivu na výsledný stav zkoumané populace. Zkoumaná populace je taktéž rozdělena do dvou skupin, kdy experimentální skupinu tvoří osoby, které prodělaly zkoumaný jev a kontrolní skupina je následně sestavena z osob, které zkoumaný jev neprodělaly. Osoby by měly být voleny tak, aby obsazení obou skupin bylo co nejpodobnější.[22]

Výsledek RCT i studie případů je pak vyjádřen v tzv. poměru šancí (Odds ratio = OR), ten vyjadřuje vztah mezi intervencí nebo rizikovým faktorem a jejich výsledným vlivem na testovanou populaci[24]. Poměr šancí z výsledků získaných studií případů vypočítáme pomocí následujícího vztahu:

$$OR = \frac{a/c}{b/d} = \frac{a \cdot d}{c \cdot b} \quad (2.7),$$

kde význam koeficientů a , b , c , d je vysvětlen v následující tabulce.

Tabulka 1: Výpočet poměru šancí, význam jednotlivých koeficientů.

	Počet osob se zkoumaným rizikem/preventivním opatřením	Počet osob bez zkoumaného rizika/preventivního opatření
Experimentální skupina	a	b
Kontrolní skupina	c	d

Pro větší přehlednost uvedeme příklad. Experimentální skupina je složena z osob, které byly nakaženy respiračním onemocněním. Kontrolní skupina je složena ze zdravých lidí, kteří jsou voleni tak, aby se obě skupiny co nejméně lišily. Zkoumaným preventivním opatřením je nošení zdravotnické obličejové masky. Počet osob, které se nakazily, přestože používaly zdravotnickou obličejovou masku, je označen a . Počet osob, které se nakazily a nepoužívaly zdravotnickou obličejovou masku, je označen b . Obdobně počet osob z kontrolní skupiny používajících zdravotnickou obličejovou masku je označen c , počet osob z kontrolní skupiny nepoužívajících zdravotnickou obličejovou masku je označen d .

Na základě výsledných hodnot OR můžeme interpretovat výsledky studie případů. V případě RCT, zabývající se vlivem nefarmaceutických ochranných prostředků na šíření respiračních onemocnění, rozumíme intervencí právě takový prostředek. Sledovaný jev u zkoumané populace je právě onemocnění respiračním onemocněním, obdobně tomu je u studie případů. Pokud je OR rovné jedné ($OR=1$), pak testovaná intervence nemá žádný vliv na testovanou populaci. V případě kdy OR nabývá hodnot menších než jedna ($OR<1$), testovaná intervence snižuje pravděpodobnost, že dojde k onemocnění osob testované populace. V opačném případě, tedy pokud OR nabývá hodnot vyšších než jedna ($OR>1$), testovaná intervence zvyšuje pravděpodobnost, že dojde k onemocnění osob testované populace, můžeme ji tedy označit jako rizikový faktor. Velmi důležité jsou pro interpretaci výsledků studie případů také intervaly spolehlivosti (IS) výpočtu OR, nejčastěji se využívá 95% intervalu spolehlivosti. Interval spolehlivosti v praxi pak slouží jako hranice určující, zda je možné výsledek považovat za důkaz,

a to pouze v případech, kdy interval spolehlivosti nepřesahuje přes hraniční hodnotu (tedy OR=1).[24]

Nejobsáhlejší dohledatelnou prací, zabývající se vlivem nefarmaceutických ochranných prostředků na šíření respiračních onemocnění, je práce Jeffersona a kol. (2011) [25], která zpracovává výsledky dohromady 67 studií (RCT a studie případů). Ze všech vybraných prací poskytly dostatečné množství dat pro provedení metaanalýzy pouze studie případů zabývající se vlivem ochranných prostředků na epidemii SARS v Číně, Singapuru a Vietnamu v roce 2003. Jednotlivé studie, či jejich části byly rozděleny na základě sledované intervence na studovanou populaci. Ze získaných dat byly následně metaanalýzou získány následující výsledky, viz Tabulka 2.

Tabulka 2: Vliv nefarmaceutických ochranných prostředků na šíření respiračního onemocnění SARS. Převzato z [25].

<i>Intervence/Ochranný prostředek</i>	OR [95%IS]	Počet studií/zúčastněných osob
<i>1) Důkladná dezinfekce domácnosti</i>	0,30 [0,23; 0,39]	1/990
<i>2) Časté umývání rukou (min. 11x za den)</i>	0,54 [0,44; 0,67]	7/2825
<i>3) Zdravotnická obličejová maska</i>	0,32 [0,26; 0,39]	7/3216
<i>4) Filtrační polomaska k ochraně proti částicím KN95</i>	0,17 [0,07; 0,43]	3/817
<i>5) Rukavice</i>	0,32 [0,23; 0,45]	6/1836
<i>6) Ochranný oděv/plášť</i>	0,33 [0,24; 0,45]	5/1460
<i>7) Zdravotnická obličejová maska a brýle</i>	0,10 [0,05; 0,17]	3/1482
<i>8) Dohromady (2,3,5,6)</i>	0,09 [0,02; 0,35]	2/369

Ačkoliv ze získaných dat je patrné, že ve všech zkoumaných případech došlo k výraznému snížení pravděpodobnosti onemocnění respiračním onemocněním SARS některé ze sledovaných osob, Jefferson a kol. (2011) uvádí, že zdravotnické obličejové masky jsou statisticky nejvýznamnější intervencí. Navíc zdravotnické obličejové masky vykazují velmi vysokou efektivitu ochrany OR=0,32; 95% IS (0,26; 0,39), v kombinaci s dalšími intervencemi či ochrannými prostředky mohou dosáhnout ještě vyšší efektivity ochrany OR=0,09; 95% IS (0,02;

0,35). Filtrační polomasky k ochraně proti částicím KN95 jsou dokonce ještě efektivnější, $OR=0,17$; 95% IS (0,07; 0,43). K podobným závěrům dospěli i MacIntyre a kol. (2011)[26], kdy dle jimi provedené RCT je šance nakažení respiračním onemocněním u osob nosících zdravotnickou obličejovou masku v porovnání s filtrační polomaskou k ochraně proti částicím KN95 asi dvojnásobná. Jefferson a kol. (2011) navíc provedli analýzu RCT studií zaměřených na stejné intervence/ochranné prostředky (dohromady 23). V tomto případě vykazuje nejvyšší efektivitu hlavně časté umývání rukou a jejich dezinfekce. Dvě studie ze tří provedených na toto téma uvádí, že využití mýdla zvyšuje efektivitu opatření. Co se týče zdravotnických obličejových masek, jedna studie nepozorovala žádný efekt, následně pouze jedna ze čtyř provedených studií sledovala pozitivní efekt jako dodatečné opatření k častému umývání rukou. Za zmínku také stojí zjištění, že největší efekt na šíření respiračních onemocnění mají správná hygienická opatření u dětí, což bylo sledováno několika studiemi RCT. Tento fenomén je přisuzován většímu sociálnímu kontaktu než v případě dospělých, a zároveň složitějšímu dodržování hygienických pravidel dětmi. Můžeme tedy pozorovat, že studie případů přikládají nefarmaceutickým prostředkům větší efektivitu v porovnání s RCT.

Obdobně metaanalýzu dat ze studií zaměřujících se na zdravotnické obličejové masky provedl Liang a kol. (2020)[27]. Výsledná data, získaná z 21 studií (13 studií případů, 6 CRT a 2 kohortové studie), sledujících vliv zdravotnických obličejových masek na šíření sezonní chřipky, SARS a COVID-19, taktéž sledovala pozitivní vliv zdravotnických obličejových masek na šíření těchto respiračních onemocnění, kdy je výsledné $OR=0,35$; 95%IS (0,24;0,51). Autoři nadále uvádí, že zdravotnické obličejové roušky efektivněji brání přenosu respiračních onemocnění v případě zdravotnického personálu než v případě osob mimo zdravotnická zařízení. Vliv nošení zdravotnických obličejových masek a častého umývání rukou na šíření sezonní chřipky v domácnostech popisuje RCT Sues a kol. [28], kde autoři uvádí, že právě tyto intervence mohou bránit přenosu onemocnění mezi členy domácnosti, pokud jsou používány správně a včas. Diametrálně odlišným způsobem zkoumali vliv nošení zdravotnických obličejových masek Leung a kol. (2020)[29], kteří detekovali a sledovali množství virových částic v respiračních kapénkách a aerosolu vydechaných nakaženou osobou skrze zdravotnickou obličejovou masku. V případě všech sledovaných virových částic (koronaviry, virus sezonní chřipky a rhinovirus) vedlo nasazení roušky e výraznému snížení počtu případů, kdy byly detekovány respirační kapénky obsahující daný vir. V případě aerosolu taktéž došlo ke snížení počtu zaznamenaných případů. Rozdíl v tomto případě ale nebyl nijak výrazný. Za zmínku stojí zjištění, že v případě testovaných koronavirů nebyl detekován jediný případ výskytu viru, jak v respiračních kapénkách, tak aerosolu u osob s nasazenou zdravotnickou obličejovou maskou.

Ačkoliv můžeme sledovat pozitivní vliv výše popsaných intervencí na šíření respiračních onemocnění, je nutné zmínit, že takto získané poznatky se vztahují převážně na onemocnění SARS nebo sezonní chřipku. Navíc rozdílné geografické, společenské a sociální podmínky mohou mít velký vliv na zjištěné poznatky. Dále je nutné si uvědomit, že všechny studie byly prováděny v době epidemie, nikoli pandemie, navíc se v případě ochranných prostředků jedná o studie případu. Vyšší výpovědní hodnotu by měla RCT, která ale nikdy v době pandemie jakéhokoliv respiračního onemocnění do dnešní doby nebyla provedena, a to z logistických a hlavně etických důvodů, které brání vytvoření kontrolní skupiny. Data získaná pomocí epidemiologických studií je navíc nutné kombinovat s poznatky o daném viru či onemocnění. Proto je nutné brát tato omezení v potaz, jelikož zatím nebylo potvrzeno, že tato zjištění mohou být aplikována na onemocnění COVID-19.[25, 30]

Před zavedením plošných nařízení vynucujících používání ochranných prostředků (ochranné prostředky dýchacích cest v případě onemocnění COVID-19) v úmyslu bránit šíření respiračních onemocnění je nutné zhodnotit veškerá pozitiva i rizika takového kroku. Howard a kol. (2021)[30] uvádí, že právě na základě zhodnocení rizik i pozitiv, kdy se opírají o dostupnou literaturu, doporučují celoplošná nařízení o používání ochranných prostředků dýchacích cest ze strany vlád jednotlivých zemí či zdravotnických organizací.

2.4 Ochranné prostředky dýchacích cest

Za nejjednodušší typ ochranného prostředku dýchacích cest můžeme považovat látkovou ústenku či roušku, taktéž označovanou jako komunitní obličejová maska. Právě tento typ ochranného prostředku byl značně rozšířen a používán širokou veřejností v počátku pandemie COVID-19, a to hlavně z důvodu nedostatku certifikovaných ochranných prostředků dýchacích cest poskytujících vyšší efektivitu záchytu. Komunitní obličejové masky byly zpravidla vyráběny svépomocí jejich uživateli z běžně dostupných textilií (bavlna, syntetická bavlna, hedvábí, syntetické hedvábí) za účelem omezit šíření respiračních onemocnění ve formě respiračních kapének. Nositele takový ochranný prostředek chrání výrazně méně než filtrační polomaska[31].

Zde je dobré vysvětlit několik pojmů používaných k popisu a hodnocení filtračních vlastností. Důležitou vlastností pro takový popis je efektivita filtrace neboli filtrační účinnost, značena E a dána vztahem (2.8).

$$E = \left(1 - \frac{G_1}{G_2}\right) \cdot 100 (\%) \quad (2.8),$$

kde G_1 je množství dispergované zkušební látky zachycené za filtrem, G_2 celkové množství dispergované zkušební látky na testovaný filtr. Podíl G_1/G_2 je též označován jako průnik P . Hodnota efektivity není stálá a v důsledku změny struktury filtru se v průběhu filtrace mění. Z tohoto důvodu je v praxi měřena počáteční efektivita, nebo opakovaně v bodě, kdy dosáhne zadaného tlakového spádu. Tlakový spád vyjadřuje odpor vůči toku vzduchu skrze filtr. Je označován Δp a vypočítán pomocí následujícího vztahu (2.9). K hodnotě tlakového spádu je zároveň nutné uvést rychlost toku vzduchu v bodě před vstupem do filtru, jelikož tlakový spád s rychlostí toku vzduchu taktéž roste.[32]

$$\Delta p = p_1 - p_2 \quad (2.9),$$

kde p_1 a p_2 jsou tlaky vzduchu před a za filtrem respektive.

Vzhledem k motivaci této práce a jejímu zaměření se následující částí práce budou věnovat ochranným prostředkům dýchacích cest, které byly využívány ve snaze bránit šíření onemocnění COVID-19 na území ČR. Nutné specifikace a konstrukční vlastnosti regulovala vláda ČR pomocí řady usnesení a opatření ministerstva zdravotnictví, která původně širokou škálu uznávaných ochranných prostředků dýchacích cest omezila pouze na „respirátory bez výdechového ventilu naplňující minimálně všechny technické podmínky a požadavky, včetně filtrační účinnosti alespoň 95 % dle příslušných norem, a zdravotnické obličejové masky naplňující minimálně všechny technické podmínky a požadavky normy ČSN EN 14683+AC“. Následující část práce se bude věnovat konstrukci, konstrukčním parametrům a metodám testování právě těchto ochranných prostředků dýchacích cest.

2.4.1 Filtrační polomasky k ochraně proti částicím

Filtrační polomasky k ochraně proti částicím jsou prostředky navržené k ochraně jak před pevnými, tak i kapalnými aerosoly. V praxi je často využíváno nepřesné označení respirátory. Filtrační polomasky jsou dle evropského nařízení 2016/425 o osobních ochranných prostředcích řazeny do kategorie III, tedy kategorie ochranných osobních prostředků, které mají chránit uživatele před riziky, která mohou způsobit závažné důsledky jako je smrt, nebo trvalé poškození zdraví[33]. Problematikou filtračních polomasek se zabývá norma ČSN EN 149+A1. Technická norma definuje filtrační polomasku k ochraně proti částicím jako přístroj zakrývající nos, ústa a bradu, který může mít vydechovací nebo vdechovací ventil, či ventily. Evropská technická norma ČSN EN 149+A1 rozděluje filtrační polomasky k ochraně proti částicím do tří tříd – FFP1, FFP2 a FFP3 dle filtrační účinnosti a maximálního celkového průniku. Jiným kritériem dělení je možnost opakovaného použití. Dle ČSN EN 149+A1 pak rozdělujeme filtrační polomasky na jednorázové filtrační polomasky a filtrační polomasky pro opakované použití.

Opakovaným použitím je v tomto případě myšleno použití pro více než jednu pracovní směnu[34].

Existují i další normy a jim příslušná dělení filtračních polomasek. Za zmínku stojí čínské normy GB 2626-2006, GB 2626-2019 a americká norma NIOSH 42 CFR 84. Z filtračních masek certifikovaných dle čínských norem splňují minimální technické požadavky dané mimořádným opatřením ministerstva zdravotnictví ze dne 22. 2. 2021 filtrační polomasky označované KN95, KP95, KN100 a KP100. V případě americké normy NIOSH 42 CFR 84 jde o filtrační polomasky N95, P95, R95, N99, P99, R99, N100, P100 a R100.[35]

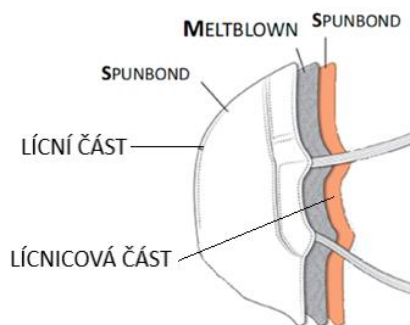
Konstrukce a materiál

Filtrační polomaska musí být konstruována tak, aby zakryla nos, ústa i bradu. Zároveň musí konstrukce umožňovat dostatečné utěsnění obličeje od okolního prostředí, a to při suché i vlhké pokožce, navíc k dostatečnému utěsnění musí docházet i při pohybu hlavou nositele. Filtrační polomaska je z podstatné části vyrobena z filtračního materiálu, nebo obsahuje lícnicovou část s hlavním filtrem, který nelze oddělit. Použité materiály musí vydržet nošení a manipulaci s filtrační polomaskou, a to po celou dobu, pro kterou byly navrženy. V případě filtračních polomasek pro opakované použití musí materiál odolat dezinfekčním prostředkům a postům, které samotný výrobce doporučuje. Dále musí být zajištěno, že části filtračního materiálu, které mohou být uvolněny procházejícím proudem vzduchu, nesmí nijak omezit ani ohrozit nositele filtrační polomasky. Jak již bylo výše zmíněno, filtrační maska může mít vydechovací nebo vdechovací ventil, či ventily.[34]

V těchto případech pak vzduch proudí právě těmito ventily, kdy je nutné uvést, že filtrační polomaska vybavená vydechovacím ventilem nijak nechrání okolí nositele, jelikož dochází k vydechování vzduchu bez jakékoliv filtrace. Takové filtrační polomasky zvyšují komfort pro nositele, ale jsou určeny pouze pro aplikace, kdy jediným cílem ochrany je samotný nositel. Právě proto filtrační polomaska s vydechovacím ventilem není vhodným ochranným prostředkem, pokud má bránit šíření respiračních onemocnění[36]. Jestliže filtrační polomaska není takovými ventily vybavena, vdechovaný vzduch pak proudí skrze filtrační materiál v okolí úst a nosu a následně je ve stejné oblasti skrze filtrační materiál i vydechován zpět do okolního ovzduší[34].

Jak již bylo zmíněno, filtrační polomaska je z podstatné části vyrobena z filtračního materiálu. Filtrační polomaska je tvořena několika vrstvami netkaných textílií, nejčastěji jde o tři vrstvy viz Obrázek 6, kdy lícni a lícnicová vrstva může být tvořena z několika dalších vrstev v závislosti na třídě filtrační účinnosti [37]. Netkané textilie pro tento účel jsou nejčastěji vyráběny pomocí technologií meltblown a spunbond ze syntetických polymerů[38]. Jednotlivé vrstvy komerčně

dostupných filtračních polomasek jsou nejčastěji vyrobeny z polypropylenu (PP), polyamidu 6.6, polyesteru nebo polyethylenu [37, 39, 40]. Samotná filtrační vrstva je umístěna mezi lícní a lícnicovou vrstvou, které jsou nejčastěji vyrobeny technologií spunbond a disponují hydrofobní povrchovou úpravou. Tloušťka lícní vrstvy je zpravidla v rozmezí 300-400 μm , v případě lícnicové části pak 100-150 μm [37]. K výrobě filtrační vrstvy je zpravidla využívána technologie meltblown. Filtrační vrstva je v komerčně dostupných filtračních polomaskách tvořena PP mikrovlákny o průměrech v rozmezí cca 1-10 μm , které dohromady tvoří vysoce porézní strukturu (až 90% pórovitost) umožňující vysokou prodyšnost. Tloušťka takové vrstvy je v rozmezí mezi 100-1000 μm . Samotná mikrovláknenná vrstva nemá dostatečnou filtrační účinnost, proto je nutné do vrstvy vnést elektrostatický náboj, čehož je docíleno pomocí koronového výboje. Tento způsob umožňuje docílení vysoké filtrační účinnosti při zachování prodyšnosti materiálu [41].



Obrázek 6: Schematické znázornění vrstev tvořících filtrační polomasku. Podle [38].

Testování

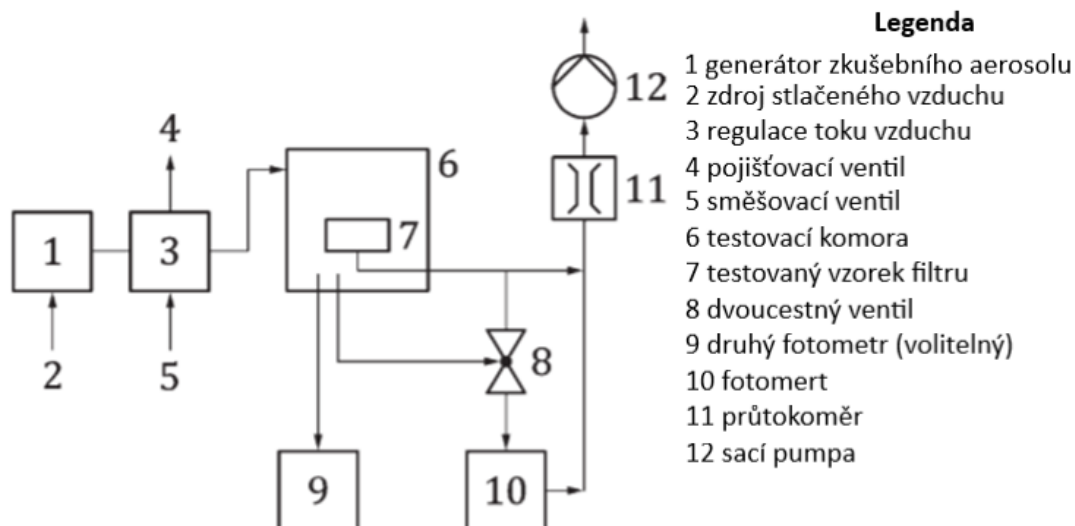
Pro obdržení certifikace dle technické normy ČSN EN 149+A1 musí filtrační polomaska projít řadou zkoušek a testů, aby bylo zaručeno splnění všech podmínek udávaných samotnou normou, přičemž zkoušky jsou prováděny certifikovanou zkušebnou. Nejprve je provedena vizuální prohlídka. Následují zkoušky označované jako kondicionování, při kterém se jedná o napodobení užívání, tepelné kondicionování, zkoušku mechanické odolnosti a kondicionování průtokem. Následně je filtrační polomaska podrobena praktickým zkouškám, které jsou prováděny dvěma osobami za stejných podmínek. Tímto způsobem je subjektivně hodnoceno pohodlí upínacího systému, spolehlivost upevnění a zorné pole při nasazené filtrační polomasce. Následně jsou provedeny zkoušky při chůzi a zkoušky při napodobení práce. Dále je testována netěsnost, hořlavost, koncentrace oxidu uhličitého ve vydechaném vzduchu, pevnost upevnění ventilové komory (pokud jsou ventily součástí), dýchací odpor, zanášení a průnik materiálem filtru. Zkouška zanášení je v případě jednorázových filtračních polomasek volitelná.

Zkoušky průniku materiálem filtru, dýchacího odporu a netěsnosti jsou vzhledem k tématu práce a jejímu zaměření zásadní, proto budou podrobněji popsány. Zároveň na základě výsledků právě těchto zkoušek jsou filtrační polomasky rozděleny do tříd – FFP1, FFP2 a FFP3. Požadavky, které je nutné splnit pro jednotlivé třídy, jsou shrnuty v následující tabulce.

Tabulka 3: Třídy filtračních polomasek k ochraně proti částicím a jejich požadavky. Podle [34].

	Třída		
	FFP1	FFP2	FFP3
Maximální průnik zkušební aerosolu filtračním materiálem při 95 l/min [%]	20	6	1
Maximální aritmetický průměr celkového průniku při 95 l/min [%]	22	8	2
Maximální přípustný vdechovací odpor při 30 l/min [Pa]	60	70	100
Maximální přípustný vdechovací odpor při 95 l/min [Pa]	210	240	300
Maximální přípustný vydechovací odpor při 160 l/min [Pa]	300	300	300

Zkouška průniku materiálem filtru se provádí dle EN 13274-7. Jako zkušební aerosol je využíván aerosol chloridu sodného (NaCl) a parafinový olej. Zkušebním aerosolem parafinového oleje je testována schopnost filtračního materiálu zachytávat i olejové částice. V obou případech je zkušební aerosol polydisperzní a měl by splňovat následující požadavky. Medián velikostního rozdělení částic musí být v intervalu 0,06–0,10 μm a 0,29–0,45 μm , pro NaCl a parafinový olej respektive. Koncentrace aerosolu je taktéž stanovena. 4–12 mg/m^3 pro NaCl a 15–25 mg/m^3 pro parafinový olej. Schematické znázornění měřící aparatury je zobrazeno na Obrázek 7. Zkušební aerosol je přiveden do testovací komory, kde je v držáku připevněn testovaný filtrační materiál tak, aby nedocházelo k průniku zkušební aerosolu okolo testovaného filtračního materiálu. Zkušební aerosol pak prochází při daném toku skrze testovaný filtrační materiál. Koncentrace zkušební aerosolu je měřena pomocí plamenového fotometru v těsné blízkosti před a za testovaným filtračním materiálem pro zkušební aerosol NaCl. V případě zkušební aerosolu parafinového oleje je k měření koncentrace využit absorpční fotometr. Z těchto dat je následně vypočítán průnik testovaným filtračním materiálem. Za jedno měření průniku je považována průměrná hodnota získaná za 30 sekund měření minimálně 3 minuty po začátku zkoušky. Průnik je měřen kontinuálně po dobu nepřesahující 5 minut a výsledkem zkoušky je nejvyšší naměřená hodnota průniku během expozice testovaného filtračního materiálu zkušebnímu aerosolu. Tato zkouška je provedena pro 3 vzorky testované filtrační polomasky ve stavu, ve kterém byly dodány, a pro 3 kusy prošlé procesem tepelného kondicionování. [34, 42]



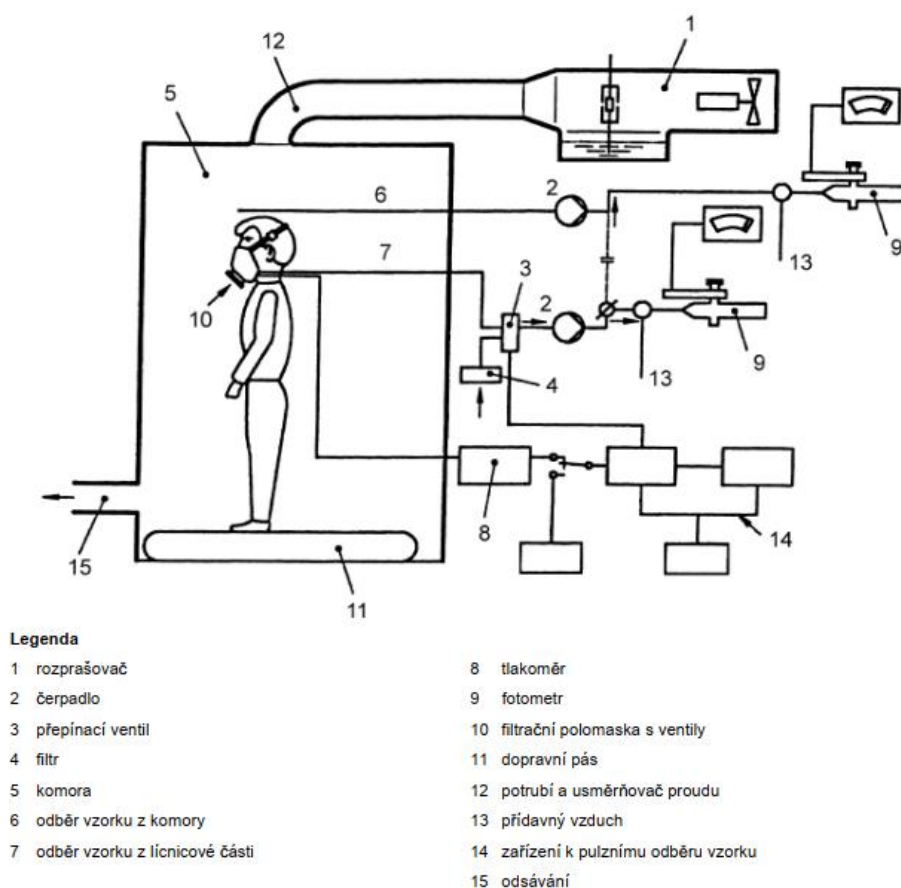
Obrázek 7: Schématické zobrazení aparatury pro měření průniku materiálem filtru dle EN 13274-7. Podle [42].

Zkouška celkového průniku musí být prováděna aerosolem NaCl připraveným z 2% roztoku NaCl v destilované vodě. Schéma zkušebního zařízení je zobrazeno na Obrázek 8. Zkušební osoba s nasazenou filtrační polomaskou vstoupí do testovací komory. Klíčnicové části je připojeno zařízení pro odběr vzorků, které přivádí vzorky do měřícího zařízení pouze ve fázi nádechu, v případě výdechu je přiváděn čistý vzduch. Následně se testovaná osoba pohybuje po dopravním páse rychlostí 6 km/h po 2 minuty, kdy je měřena koncentrace zkušební aerosolu uvnitř filtrační polomasky a je tak stanovena hodnota pozadí. Měření koncentrace zkušební aerosolu NaCl je prováděno plamenovým fotometrem. Následně je do zkušební komory přiveden zkušební aerosol, jehož průměrná koncentrace musí být (8 ± 4) mg/m³ a odchylka nesmí být větší než 10 %. Velikost částic musí být v rozmezí 0,02-2 μm s hmotnostním středním průměrem 0,6 μm. Po ustálení zkušební atmosféry uvnitř komory provádí zkušební osoba řadu cvičení a úkonů – chůze, pohyby hlavou, mluva. V průběhu těchto úkonů je zaznamenávána koncentrace zkušební aerosolu uvnitř komory a netěsnost filtrační polomasky během jednotlivých úkonů prováděných zkušební osobou. Tato procedura se provádí pro každý z deseti testovaných vzorků filtrační polomasky, kdy pět kusů je ve stavu, ve kterém byly dodány, a pět kusů prošlo procesem tepelného kondicionování. Celkový průnik se následně vypočítá pro posledních 100 sekund z každého cvičebního úseku, a to dle následujícího vztahu:

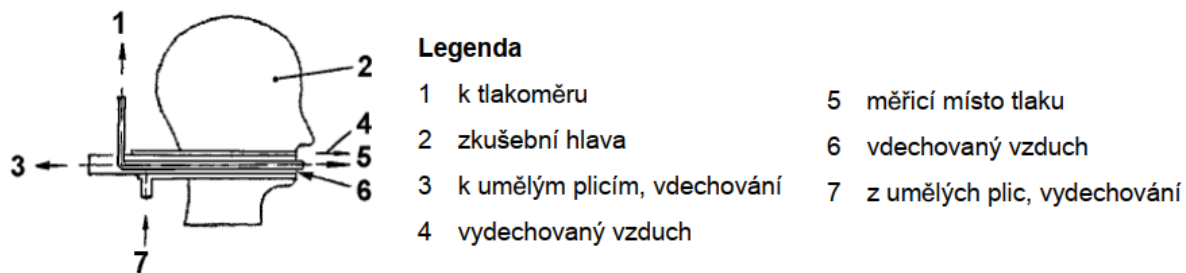
$$P_{celk.} = \frac{C_1}{C_2} \cdot \left(\frac{t_{in} - t_{ex}}{t_{in}} \right) \cdot 100 (\%) \quad (2.10),$$

kde C_1 je koncentrace zkušební aerosolu, C_2 naměřená střední hodnota koncentrace v dýchací zóně zkušební osoby, t_{in} celková doba vdechování a t_{ex} celková doba vydechování.[34]

Zkouška dýchacího odporu se provádí pomocí tzv. Scheffieldské zkušební hlavy, viz Obrázek 9, a umělých plic. V případě měření vydechovacího odporu jsou umělé plíce nastaveny na 25 zdvihů/min a pracovní objem na 2 l/zdvih nebo na plynulý průtok 160 l/min. Filtrační polomaska je pevně a těsně připevněna na Scheffieldskou hlavu tak, aby nedocházelo k deformaci filtrační polomasky, zatímco v ústním otvoru je měřen tlak. Měření se provádí pro pět různých poloh hlavy – pohled přímo vpřed, pohled vertikálně nahoru, pohled vertikálně dolů, ležící na levé straně, ležící na pravé straně. V případě měření vdechovacího odporu jsou umělé plíce nastaveny na plynulý průtok 30 l/min a 95 l/min. [34]



Obrázek 8: Schématické zobrazení zařízení pro měření celkového průniku filtrační polomaskou k ochraně proti částicím dle ČSN EN 149+A1. Převzato z [34].



Obrázek 9: Schéma Scheffieldské hlavy využívané k měření dýchacího odporu dle ČSN EN 149+A1. Převzato z [34].

2.4.2 Zdravotnické obličejové masky

Zdravotnické obličejové masky byly původně navrženy tak, aby bránily přenosu infekčních agens ze zdravotnického personálu na pacienta zejména během operačních nebo jiných zdravotnických procedur. Zde je možné sledovat fundamentální rozdíl v primárním určení v porovnání s filtračními polomaskami k ochraně proti částicím. V případě filtrační polomasky je primárním určením ochrana samotného nositele, zatímco v případě zdravotnických obličejových masek je primárním účelem ochrana okolí od potenciálního šíření infekce nositelem. Problematika zdravotnických obličejových masek je řešena technickou normou ČSN EN 14683+AC. Dle této normy je zdravotnická obličejová maska zdravotnický prostředek zakrývající nos a ústa sloužící jako fyzická bariéra minimalizující přímý přenos infekčních agens ze zdravotnického personálu na pacienta nebo naopak. V praxi jsou zdravotnické obličejové masky často taktéž označovány jako ústenky či roušky. Technická norma ČSN EN 14683+AC odlišuje zdravotnické obličejové masky dvou typů, Typ I a Typ II, na základě bakteriální filtrační efektivity (BFE). Kdy typ I je doporučován pouze pro pacienty nebo nezdravotnický nemocniční personál, například v období epidemie či pandemie, za účelem snížení pravděpodobnosti přenosu infekčního onemocnění. Typ I není vhodným prostředkem pro zdravotnický personál. Typ II je následně rozdělen dle schopnosti zamezit průniku potenciálně kontaminovaných tekutin. Zdravotnické obličejové masky schopné takové ochrany jsou pak označovány jako Typ IIR. [34, 43]

Konstrukce a materiál

Zdravotnická obličejová maska musí být konstruována tak, aby zakrývala ústa a nos, nadále musí těsně přiléhat k obličejí. Zdravotnická obličejová maska může obsahovat nosní můstek pro zajištění lepší přiléhavosti v oblasti kořene nosu. Zdravotnická obličejová maska se zpravidla skládá ze tří vrstev, kdy prostřední vrstva umístěná mezi lícní a lícnicovou vrstvou je vyrobena

z filtračního materiálu. Lícnicová vrstva bývá hydrofilně upravena, aby zachytávala vydechované kapénky. V případě lícni vrstvy je povrch upraven hydrofobně. Materiál a spoje mezi jednotlivými vrstvami musí vydržet vcelku, a to po celou dobu používání. Jak již bylo zmíněno v případě Typu IIR, materiál musí zabránit propuštění biologických tekutin[43]. Jednotlivé vrstvy jsou obdobně jako v případě filtračních polomasek vyráběny z netkaných textilií. Zdravotnické obličejové masky jsou vyráběny z netkaných textilií připravenými metodami spunbond a meltblown ze syntetických polymerů – PP, polyethylen, polystyren, polyester a polykarbonát. Volba materiálu a způsobu výroby ovlivňuje výslednou filtrační efektivitu. Typicky jsou komerční zdravotnické obličejové masky vyráběny z netkaných textilií z PP o plošné hmotnosti 20-25 g/m²[37].

Testování

Pro obdržení certifikace dle technické normy ČSN EN 14683+AC musí zdravotní obličejová maska projít řadou testů a splnit veškeré požadavky udávané normou. Vzorky zdravotnických obličejových masek jsou podrobeny zkoušce BFE, zkoušce prodyšnosti, mikrobiální kontaminace (bioburden), dále je testována biokompatibilita. Pokud testovaný vzorek usiluje o zařazení do typu IIR, je podrobena zkoušce také schopnost bránit průniku potenciálně kontaminovaných tekutin (splash resistance) skrze zdravotnickou obličejovou masku. Stejně jako v případě filtračních polomasek k ochraně proti částicím budou podrobněji popsány metody testování BFE a prodyšnosti, na jejichž základě jsou zdravotnické obličejové masky rozděleny na typy. Požadavky pro získání certifikace dle ČSN EN 14683+AC pro jednotlivé typy jsou shrnuty v Tabulka 4.[43]

Tabulka 4: Typy zdravotnických obličejových masek a jejich požadavky. Převzato z [43].

	Typ I	Typ II	Typ IIR
<i>Minimální hodnota BFE [%]</i>	95	98	98
<i>Maximální tlakový spád [Pa/cm²]</i>	40	40	60
<i>Minimální tlak – splash resistance [kPa]</i>	-	-	16
<i>Mikrobiální čistota [KTJ*/g]</i>	30	30	30

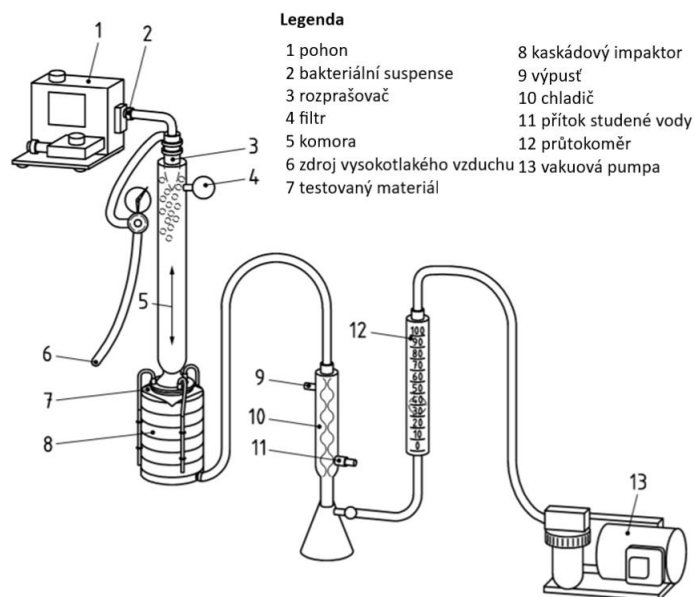
*Poznámka: *KTJ = kolonie tvořící jednotky, český ekvivalent anglického CFU (ColonyFormingUnit). Viditelný agregát mikroorganismů vzniklý z jedné buňky nebo více buněk [44].*

Zkouška BFE je prováděna pomocí zkušební aparatury, viz Obrázek 10. Ze vzorku testované obličejové masky je vystřižen vzorek, který je upnut do držáku na kaskádovém impaktoru. V případě vzorku překládané obličejové masky je materiál roztažen do plochy. Testovací látka je připravena kultivací bakterie *Staphylococcus aureus* ve vhodném kultivačním médiu, kdy

průměrná velikost částic musí odpovídat $(3,0 \pm 0,3) \mu\text{m}$. Testovací látka je čerpána do nebulizéru, kde vzniká testovací aerosol, který je přiveden k testovanému vzorku. Testovaný vzorek je vystaven testovacímu aerosolu po dobu jedné minuty při toku vzduchu 28,31 l/min. Následně je po další minutu vzorek vystaven pouze vzduchu bez zkušební aerosolu při zachování stejného toku. Po dokončení zkoušky je z kaskádového impaktoru vyjmuto všech šest jeho na sebe navrstvených částí, které jsou následně kultivovány při teplotě $(37 \pm 2) \text{C}$ po dobu 20 až 50 hodin. Následně je spočítán celkový počet kolonie tvořících jednotek zachycených v kaskádovém impaktoru. Výsledná BFE je dána následujícím vztahem:

$$B = \frac{(C - T)}{C} \cdot 100 (\%) \quad (2.11),$$

kde C je počet kolonie tvořících jednotek zachycených kaskádovým impaktorem při kontrolních měřeních bez vzorku, T je počet kolonie tvořících jednotek zachycených kaskádovým impaktorem při měření se vzorkem. Zkouška BFE musí být provedena nejméně pro pět vzorků testované zdravotnické obličejové masky.[43]



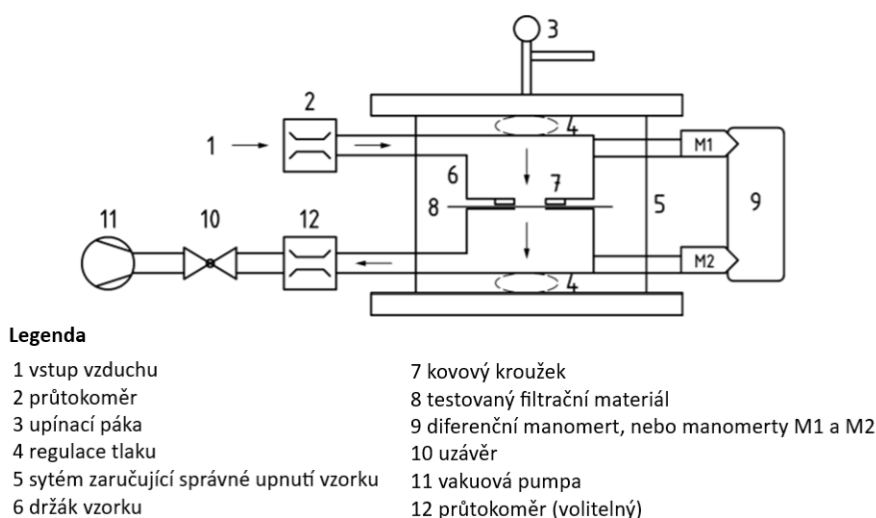
Obrázek 10: Schématické znázornění zkušební aparatury pro určení BFE dle ČSN EN 14683+AC. Podle [43].

Zkouška prodyšnosti je založena na měření tlakového spádu pomocí měřící aparatury na Obrázku 11. Měření tlakového spádu může být provedeno pomocí diferenčního manometru, nebo dvou manometrů, kdy jeden je umístěn před testovaný vzorek zdravotnické obličejové masky, druhý za vzorek ve směru toku vzduchu. Pro zkoušku je použita celá obličejová maska, nebo jsou vystřiženy vzorky schopné poskytnout alespoň 5 různých oblastí pro měření o poloměru 25 mm. Vzorek je umístěn mezi části držáku, který je složen ze dvou částí – ploché kovové desky s otvorem o vnitřním průměru $(25 \pm 1) \text{mm}$ a kovového kroužku o vnitřním

průměru (25 ± 1) mm a tloušťce stěny alespoň 3 mm. Tímto způsobem je zajištěno dostatečné utěsnění. Vzorek je do držáku umístěn tak, aby vzduch proudil od lícnicové klíční části obličejové zdravotnické obličejové masky. Tok vzduchu je pro provedení zkoušky nastaven na 8 l/min. Výsledný tlakový spád je vypočítán následujícím způsobem:

$$\Delta p = \frac{p_{M1} - p_{M2}}{4,9} \quad (2.12),$$

kde p_{M1} je tlak naměřený manometrem M1, p_{M2} je tlak naměřený manometrem M2 a 4,9 je koeficient odpovídající ploše testovaného materiálu v cm^2 . Při požití diferenčního manometru je člen $(p_{M1} - p_{M2})$ roven odečtené hodnotě z manometru.[43]



Obrázek 11: Schématické znázornění aparatury pro provedení zkoušky prodyšnosti dle ČSN EN 14683+AC. Podle [43].

2.5 Dekontaminace ochranných prostředků dýchacích cest

Ochranné prostředky dýchacích cest hrály, a i nadále hrají důležitou roli v boji proti šíření onemocnění COVID-19. V červnu 2020 žilo 90 % celosvětové populace v oblastech, kde bylo v nějaké formě uplatněno nařízení o nutnosti nosit a užívat ochranných prostředků dýchacích cest, a to celoplošně nebo v určitých oblastech veřejného prostoru [30]. Tento fakt vedl k výraznému nárůstu poptávky po ochranných prostředcích dýchacích cest a zapříčinil jejich celosvětový nedostatek. V počátku pandemie zároveň nebylo možné zajistit dostatečné množství vhodných ochranných prostředků dýchacích cest ani pro zdravotnický personál, což v některých případech vyústilo až v úmrtí v důsledku infekce [45]. Akutní nedostatek ochranných prostředků dýchacích cest tak vedl k myšlence, zda je možné původně jednorázové ochranné prostředky dýchacích cest dekontaminovat a následně znovu použít.

Metody dekontaminace zdravotnického materiálu lze rozdělit na sterilizační a dezinfekční. Nejprve je vhodné upřesnit rozdíl mezi sterilizací a dezinfekcí, k čemuž využijeme definice těchto pojmů. Sterilizaci můžeme definovat jako: „proces, který vede k usmrcení všech mikroorganismů schopných rozmnožování včetně spor, k nezvratné inaktivaci virů a usmrcení zdravotně významných červů a jejich vajíček. Provádí se způsoby fyzikálními a chemickými“ [46]. Dezinfekce je pak definována následovně: „Proces, jehož cílem je přerušit přenos nákazy na náchylného jedince. Provádí se jako zneškodňování patogenních mikroorganismů pomocí fyzikálních, chemických nebo kombinovaných postupů. Vyšší stupeň dezinfekce znamená postupy, které zaručují usmrcení bakterií, virů, mikroskopických hub a některých bakteriálních spor. Nezaručují však usmrcení všech mikroorganismů (např. vysoce rezistentních spor) a vývojových stadií zdravotně významných červů a jejich vajíček“ [46]. Aby bylo zajištěno usmrcení odpovídajících mikroorganismů, v obou případech je nutné přesně dodržet jednotlivá pravidla a požadavky dané metodou, přičemž samotný proces musí být proveden proškolenou osobou [47].

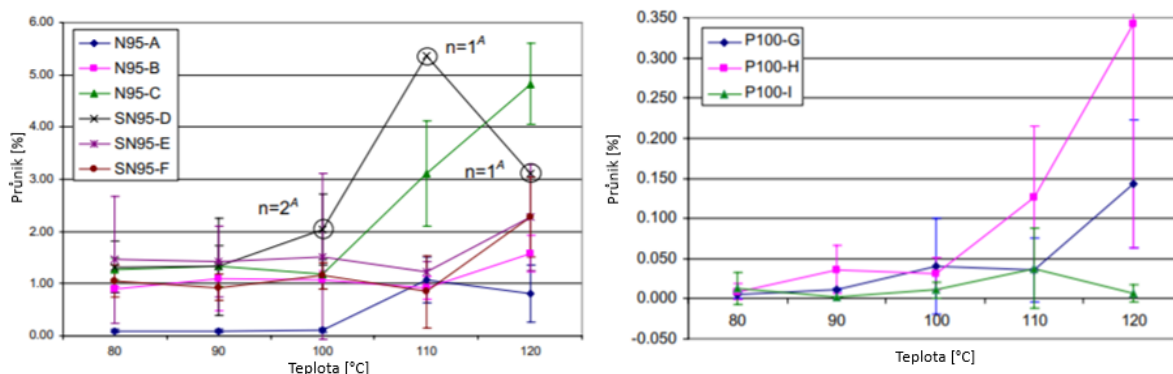
Zde je znovu nutné připomenout, že převážná část ochranných prostředků dýchacích cest je výrobci konstruována na jedno použití. Použité materiály tak nebyly nijak testovány na vlivy jednotlivých sterilizačních nebo dezinfekčních metod. Z toho důvodu je v případě potenciálně vhodných metod sterilizace a dezinfekce nutné ověřit, zda ochranný prostředek dýchacích cest po prodělání dané metody nadále vykazuje dostatečné filtrační vlastnosti, zda nedošlo k výrazné změně tvaru ochranného prostředku, který by způsobil nedostatečné utěsnění, a zda samotná metoda nijak neohrožuje osobou, která bude používat takto ošetřený ochranný prostředek dýchacích cest. Jednorázové ochranné prostředky by v případě jejich dostatku neměly být používány vícekrát. Níže popsané postupy jsou vhodné pro případ akutního nedostatku.[35]

Jako potenciálně vhodné se nabízejí metody sterilizace a dezinfekce běžně používané ve zdravotnických zařízeních. Zdaleka nejrozšířenější sterilizační metodou je parní sterilizace, kterou ale není vhodné použít ke sterilizaci materiálu, který by vysoká teplota a vlhkost mohla poškodit. V tomto případě je vhodné využít některou z nízkoteplotních metod jako je sterilizace ethylenoxidem, kyselinou peroctovou, peroxidem vodíku nebo ozonem. Pokud je materiál tepelně odolný, ale vysoká vlhkost by mohla způsobit jeho poškození, je vhodné využít sterilizaci horkým suchým vzduchem, který ale disponuje nižší penetrační schopností než pára. Některé materiály lze sterilizovat pomocí mikrovln nebo infračerveného záření. Pro potřeby dezinfekce je využívána široká škála chemických látek a jejich kombinací, např. ethanol, izopropylalkohol, chlór nebo látky obsahující chlór, formaldehyd, peroxid vodíku a řada dalších [47]. V následujících částech práce bude popsáno použití vybraných metod dekontaminace na

ochranné prostředky dýchacích cest. Byly zvoleny metody nevyžadující specializované zařízení, jsou tedy potenciálně vhodné pro širokou veřejnost.

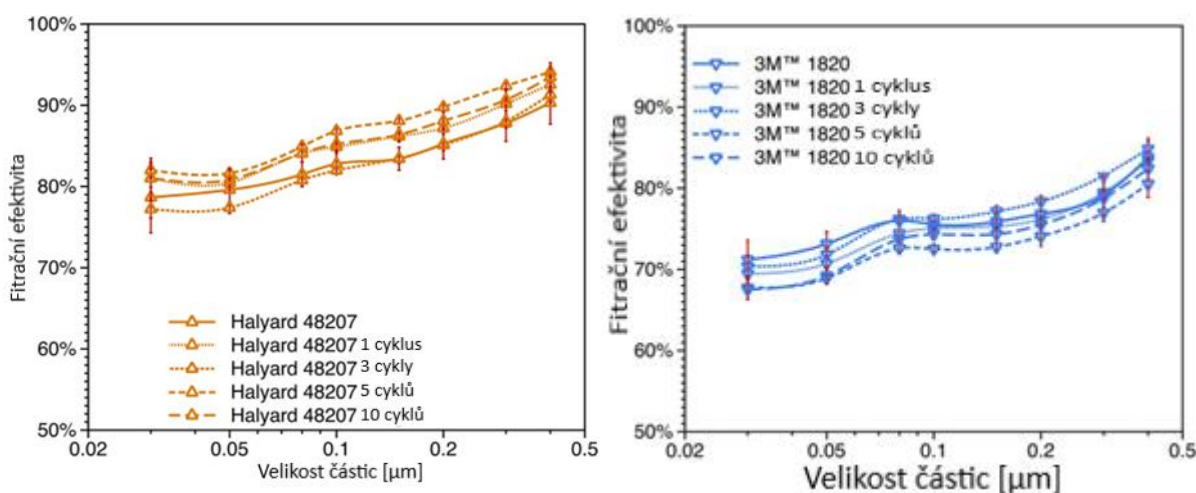
2.5.1 Dekontaminace horkým vzduchem o nízké relativní vlhkosti

Tento způsob sterilizace se jeví vhodným zejména pro filtrační polomasky k ochraně proti částicím dle ČSNEN 149+A1, jelikož během zkoušek k obdržení certifikace je filtrační polomaska podrobena tepelnému kondicionování, kdy je filtrační polomaska vystavena teplotě 70 °C po dobu 24 hodin[34]. Song a kol. (2020)[48] uvádějí, že vystavení filtrační polomasky teplotě 70 °C po dobu 30 minut (1 cyklus) v horkovzdušné troubě vedlo k inaktivaci viru chřipky. Zároveň dodávají, že v případě jednoho cyklu nedošlo ke změně filtrační efektivity. V případě provedení dvou cyklů autoři pozorovali pokles filtrační efektivity pod 95 %. Lin a kol. [49] uvádějí, že lze úspěšně dekontaminovat filtrační polomasku N95 při teplotě v rozmezí 149-164 °C za pouhé 3 minuty. V experimentu byly použity spóry bakterie *Bacillus subtilis*. Pascoe a kol. (2020)[50] uvádějí, že vystavení filtrační polomasky N95 i zdravotnické obličejové masky Typ II teplotě 70 °C po dobu 90 minut, je dostatečné k dosažení inaktivace viru *Staphylococcus aureus*. Změna ve filtrační efektivitě nebyla zaznamenána, měření efektivity filtrace ale nebylo provedeno dle příslušných norem. Viscusi a kol. (2009) [51] provedli srovnání celkem 9 typů filtračních polomasek tříd N95, SN95 a P100, 3 typy pro každou třídu. Vybrané filtrační polomasky byly vystaveny horkému suchému vzduchu, jako zdroj tepla byla použita mikrovlnná trouba. Filtrační polomasky SN95 jsou obdobou filtrační polomasky N95, přičemž SN95 je zároveň schopna zamezit průniku potenciálně kontaminovaných tekutin, obdobně jako zdravotnická obličejová maska typu IIR. Autoři uvádí, že v případě 7 typů filtračních polomasek zahříváných pomocí mikrovlnné trouby po dobu 2 minut nedošlo ke změně filtrační efektivity. Ve zbylých dvou případech došlo k roztavení materiálu filtračních polomasek. Vzorok stejného typu byly taktéž vystaveny teplotám v rozmezí 80-120 °C po dobu 1 hodiny, filtrační efektivita byla měřena jako průměr tří měření pro každý typ filtrační polomasky. Získané hodnoty průniku v závislosti na teplotě jsou zobrazeny na Obrázek 12. Z výsledků měření je patrné, že pouze jeden vzorek překročil maximální hodnotu průniku 5 %.



Obrázek 12: Závislost průniku materiálem filtrační polomasky v závislosti na teplotě použité ke sterilizaci. Podle [51].

Obdobný experiment provedli i Liao a kol.[41], kteří vystavili filtrační vrstvu vyrobenou technologií meltblown o filtrační efektivitě větší než 95 % teplotám v rozmezí 75-125 °C po dobu 30 minut. Autoři uvádí, že taktéž nezaznamenali pokles filtrační efektivitě pod hranici 95 % v rozmezí teplot 75-100 °C, a to i po provedení dvaceti 30minutových cyklů při daných teplotách. V případě teploty 125 °C došlo k poklesu pod hranici 95 % již při čtvrtém cyklu. Hodnoty dýchacího odporu nebyly při teplotách v rozmezí 75-100 °C nijak výrazně ovlivněny ani po 20 cyklech. K obdobným závěrům došli i Ou a kol. (2020)[52], filtrační efektivita filtrační polomasky N95 neklesla pod 95 % ani po 10 cyklech, kdy byla vystavena teplotě 77 °C po dobu 30 minut. Tlakový spád taktéž nebyl nijak výrazně ovlivněn. Stejný test byl proveden i pro 2 typy komerčně dostupných zdravotnických obličejových masek (Halyard 48207 a 3M 1820), ani v tomto případě nedošlo k výraznému poklesu filtrační efektivitě, viz Obrázek 13, ani výrazné změně tlakového spádu.



Obrázek 13: Změna filtrační efektivitě zdravotnických obličejových masek v závislosti na počtu cyklů, při kterých byly vystaveny teplotě 77 °C po dobu 30 minut. Podle [52].

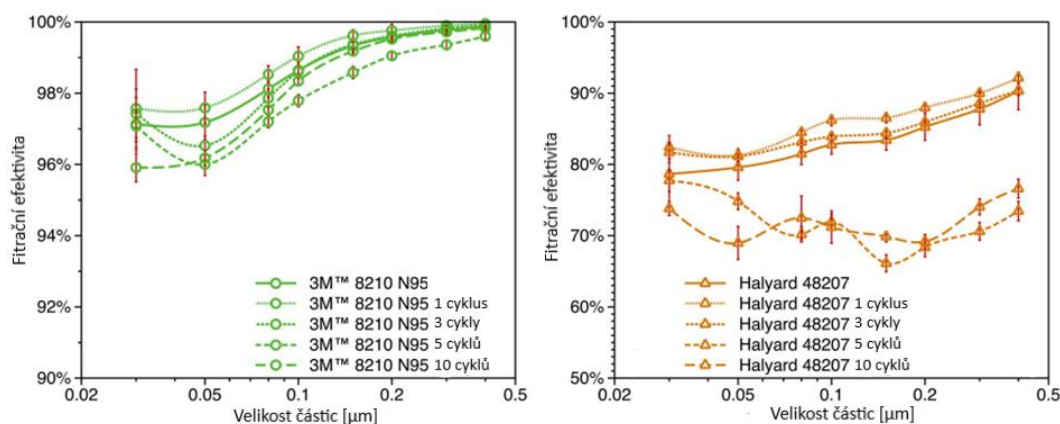
Na základě výše zmíněné literatury je možné usoudit, že sterilizace horkým vzduchem je vhodnou metodou, je ale nutné brát v potaz, že v případě některých vzorků došlo k výraznému

poškození a deformaci, nelze tedy tyto výsledky aplikovat na všechny ochranné prostředky dýchacích cest.

2.5.2 Dekontaminace parou

Sterilizace parou je nejrozšířenější metodou sterilizace používanou v nemocničních zařízeních, a to zejména z důvodu nízkých provozních nákladů, netoxicity, vysoké efektivity a schopnosti penetrovat sterilizovaný materiál. V nemocničních zařízeních je sterilizace parou prováděna v autoklávu nasycenou parou za vysokých teplot (nejčastěji 121 °C a 132 °C) a tlaku. Doba nutná ke sterilizaci závisí na sterilizovaném materiálu a sterilizačním zařízení [47]. Dekontaminaci parou je ale možné provést i improvizovaně v domácnosti, a to například nad hrncem s vroucí vodou nebo pomocí parního sterilizátoru do mikrovlnné trouby. V takovém případě je nutné obezřetně pracovat s termínem sterilizace, jelikož není zaručeno, že takovéto postupy povedou k úplné sterilizaci materiálu, jelikož metody nejsou prováděny nasycenou parou za vysokého tlaku.

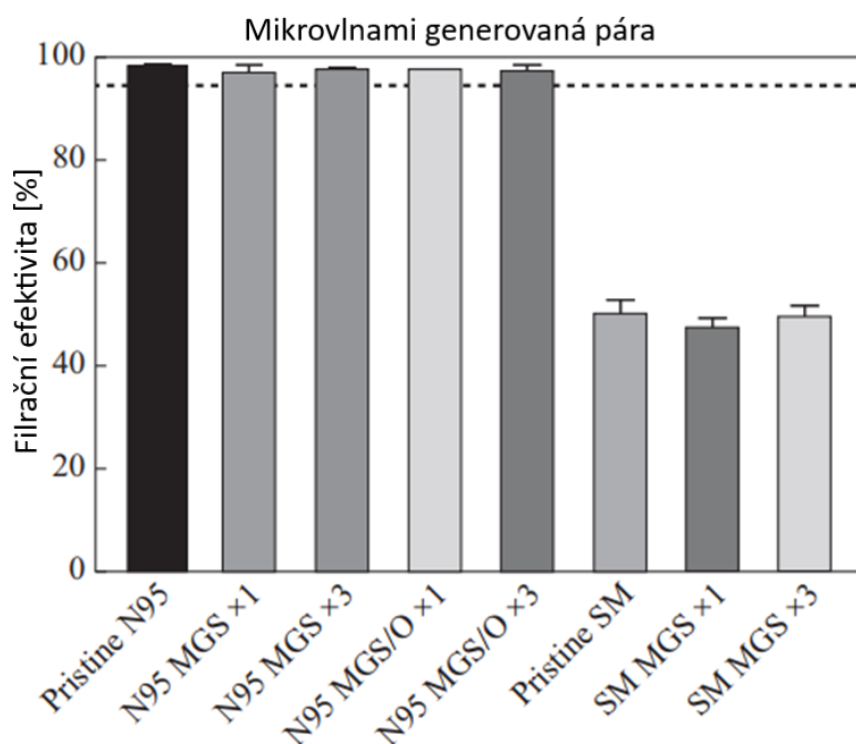
Sterilizace parou v autoklávu není vhodná pro filtrační polomasky FFP2, N95, jelikož dochází ke značné deformaci filtrační polomasky vlivem vysokého tlaku a teploty, a poklesu filtrační efektivity pod hranici 95 % [35]. Ou a kol. (2020)[52] testovali vhodnost sterilizace parou na filtrační polomasce N95 a 2 typech zdravotnických obličejových masek (Halyard 48207 a 3M 1820). Vzorky byly umístěny na rošt, který byl následně položen na hrnec s vařící vodou. Vzorky byly takto páře vystaveny po dobu 30 minut. Filtrační efektivity filtrační polomasky N95 neklesla pod hranici 95 % ani po 10 cyklech, viz Obrázek 14a. V případě zdravotnické obličejové masky Halyard 48207 došlo ke snížení filtrační efektivity již při 5. cyklu, a ještě většímu poklesu po 10. cyklu, viz Obrázek 14b. V případě zdravotnické obličejové masky 3M 1820 byl zaznamenán pokles při 10. cyklu.



Obrázek 14: Závislost filtrační efektivity na počtu provedených cyklů sterilizace parou. Podle [52].

Obdobný experiment provedli i Liao a kol. (2020) [41], kteří umístili vzorky filtrační vrstvy na rošt nad nádobu s vroucí vodou, kde byly ponechány na 10 minut. V jejich případě pozorovali pokles filtrační účinnosti pod 95 % již při 5. cyklu.

Páru lze také generovat pomocí mikrovlnného záření. Samotný proces dekontaminace pak probíhá v parním sterilizátoru umístěném v konvenční mikrovlnné troubě (2,4 GHz). Mikrovlnami generovaná pára (Microwave generated steam, MGS) je schopná inaktivace virů chřipky H5N1, H1N1, viru Staphylococcus aureus na povrchu filtrační polomasky v řádu několika jednotek nebo desítek sekund. Tento způsob sterilizace není vhodný pro všechny druhy ochranných prostředků dýchacích cest, jelikož kovové části, nejčastěji nosní můstek, nemohou být umístěny do mikrovlnné trouby [50, 53, 54]. Pascoe a kol. (2020) [50] podrobili vzorky vhodných filtračních polomasek N95 a zdravotnických obličejových masek typu II procesu dekontaminace pomocí MGS. Průmyslová mikrovlnná trouba byla nastavena na 1800 W, vzorky byly umístěny do parního sterilizátoru se 100 nebo 200 ml kohoutkové vody. Parní sterilizátor byl následně umístěn do mikrovlnné trouby a zahříván po dobu 90 sekund. Proces byl 3x opakován, do vody ve sterilizátoru byl přidán esenciální olej. Autoři nezaznamenali výraznou změnu filtrační efektivity ani po provedení tří cyklů, obdobně ani po přidání esenciálního oleje, viz. Obrázek 15. Měření dýchacího odporu a měření filtrační efektivity nebylo provedeno dle příslušné normy.



Obrázek 15: Efektivita filtrace v závislosti na počtu provedených cyklů sterilizace mikrovlnami generovanou parou. Podle [50].

Obdobný experiment provedli i Zulauf a kol. (2020)[55], kteří místo parního sterilizátoru využili hrnek a skleněnou mísu. Experiment byl designován tak, aby ho bylo možné napodobit s pomocí věcí obvykle dostupných v domácnosti. Ústí hrnku i mísy bylo překryto sítkou, která sloužila jako rošt pro uložení filtrační polomasky. Nádoba byla následně naplněna vodou (60 ml) a umístěna do mikrovlnné trouby o výkonu 1100 W a po 3 minuty zahřívána. Objektem zájmu byla efektivita metody ve vztahu k inaktivaci bakteriofágu MS2, který sloužil jako model SARS-CoV-2. Autoři na základě získaných výsledků doporučují využít nádobu o větší ploše dna, jelikož v případě hrnku nedošlo k inaktivaci bakteriofágu MS2 ve všech částech filtrační polomasky. Zatímco v případě větší skleněné mísy došlo k inaktivaci ve všech částech. Filtrační polomaska nebyla po prodělání 20 3minutvých cyklů nijak viditelně poškozena, nebyla zaznamenána ani změna filtrační efektivity. Fisher a kol. (2011) taktéž provedli experiment hodnotící inaktivaci bakteriofágu MS2. Testovány byly 3 druhy filtračních polomasek N95. Sterilizace byla prováděna v konvenční mikrovlnné troubě o výkonu 1100 W. Filtrační polomasky byly po jednom kusu umístěny do sterilizačních sáčků a do sáčku bylo nalito 60 ml vody. Uzavřený sáček byl následně zahříván po dobu 90 sekund. Autoři nepozorovali výraznou změnu filtrační efektivity ani po třech cyklech, metoda vykazovala v případě bakteriofágu MS2 99,9% sterilizační účinnost.

Obdobně jako v případě sterilizace suchým horkým vzduchem lze na základě výše zmíněné literatury usoudit, že se tato metoda zdá být vhodná pro dekontaminaci ochranných prostředků dýchacích cest. Na druhou stranu je nutné tyto poznatky brát obezřetně, jelikož ochranné prostředky dýchacích cest se mohou výrazně lišit použitými materiály a zde popsané poznatky pro ně nutně nemusí platit.

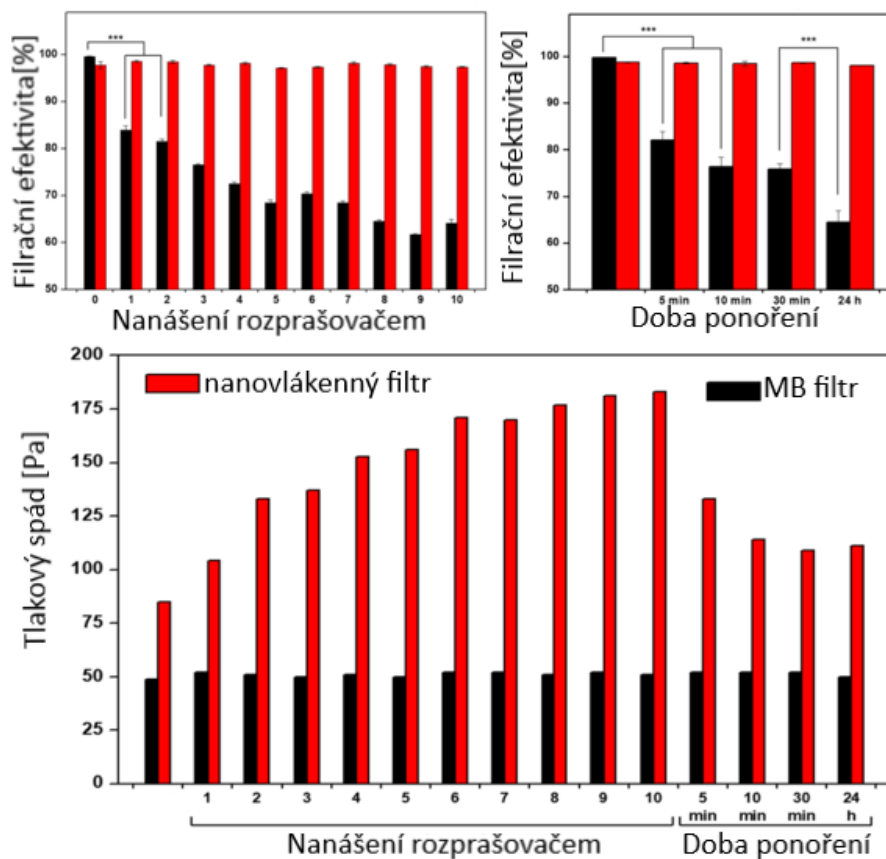
2.5.3 Dekontaminace alkoholem

Ethanol a izopropylalkohol slouží ve zdravotnických zařízeních zejména v aplikacích, kde není nutné docílit naprosté sterility, např. dezinfekce teploměrů, nůžek nebo částí zdravotnických přístrojů [47]. Vodný roztok ethanolu i izopropylalkoholu je v koncentracích v rozmezí 62–80 % schopen inaktivace vyschlých residuí koronaviru HCoV-229E na tvrdém povrchu během 15 sekund [56]. V případě koronaviru SARS-CoV-2 byla potvrzena úplná inaktivace viru při koncentracích v rozmezí 75-80 % pro ethanol a 75% pro izopropylalkohol [57].

Liao a kol.[41] provedli dezinfekci filtrační vrstvy, vyrobené technologií meltblown o filtrační efektivitě 95 %, pomocí 75% roztoku ethanolu. Vzorky byly ponořeny do roztoku a následně pověšeny a ponechány schnoutí. Autoři sledovali výrazný pokles filtrační efektivity (na 56 %), zatímco tlakový spád zůstal nezměněn. Na základě těchto zjištění autoři uvádí, že pravděpodobně nedošlo ke změně vláknenné struktury filtrační vrstvy, ale ethanol způsobil

snížení statického náboje filtrační vrstvy a tím i její efektivitu filtrace. Stejný fenomén byl popsán i v případě izopropylalkoholu [58]. Výrazný pokles filtrační efektivity pozorovali i Ou a kol. (2020)[52], kteří studovali vliv 75% vodného roztoku izopropylalkoholu na filtrační polomasku N95 a 2 typy zdravotnických obličejových masek (Halyard 48207 a 3M 1820). Vzorky byly ponořeny do izopropylalkoholu, nebo byl izopropylalkohol nanesen na vzorek ve formě spreje. V obou případech u všech vzorků byly zjištěny výrazně nižší efektivita filtrace, zatímco dýchací odpor zůstal relativně nezměněn. Efektivita filtrace filtrační polomasky N95 klesla výrazně pod hranici 95 %, a to v závislosti na velikosti testovacích částic, až na hodnotu cca 50 %. V případě zdravotnických obličejových masek byl pozorován pokles až k hodnotám filtrační efektivity v rozmezí 20-30 %, původní hodnoty efektivity filtrace jsou zobrazeny v Obrázek 13: Změna filtrační efektivity zdravotnických obličejových masek v závislosti na počtu cyklů, při kterých byly vystaveny teplotě 77 °C po dobu 30 minut. Podle [52].

K obdobným zjištěním dospěli i Ulahh a kol. (2020)[59], kteří navíc aplikovali 75% vodný roztok ethanolu nejen na filtrační materiál vyroben technologií meltblown z PP, ale také staticky nenabitý nanovláknový filtrační materiál. Nanovláknová z polyvinylidenfluoridu (PVDF) byla nanášena na netkanou textilii vyrobenou pomocí technologie spunbond z polyethylentereftalátu. Vzorky byly následně ponořeny do roztoku ethanolu po danou dobu, nebo byl roztok nanesen ve formě spreje v několika cyklech. Vliv roztoku ethanolu na oba typy filtračního materiálu je zobrazen na Obrázek 16. Obdobně jako v předchozích případech filtrační efektivita filtračního materiálu vyrobeného technologií meltblown výrazně poklesla, a to jak po prvním cyklu nanášení roztoku ethanolu ve formě spreje, tak i v případě ponoření vzorku do roztoku, kdy pokles byl zaznamenán již po 5 minutách. Tlakový spád zůstal i po 10 cyklech nanášení sprejem nezměněn, obdobně i po 24 hodinách co byl vzorek ponořen v roztoku. V případě nanovláknového filtračního materiálu nebyla pozorována výrazná změna filtrační efektivity ani po 10 cyklech nanášení sprejem ani po 24 hodinách, kdy byl vzorek ponořen v roztoku ethanolu. Filtrační účinnost byla měřena parafinovým olejem o velikosti částic 0,3 mm. Tlakový spád s počtem cyklů nanášení roztoku ethanolu postupně rostl. V případě vzorků ponořených do roztoku ethanolu došlo také ke zvýšení hodnoty tlakového spádu, nejvýrazněji pro vzorek ponořený nejkratší dobu, tedy 5 min. Autoři nadále uvádí, že nepozorovali žádné změny v morfologii nanovláken ani po provedení 10 cyklů nanášení sprejem ani po 24 hodinách, kdy byl vzorek ponořen v roztoku ethanolu. Na základě těchto zjištění přisuzují změnu tlakového spádu částečné depolymerizaci polyethylentereftalátu, který není v ethanolu stabilní, ale upozorňují, že tato hypotéza musí být důkladněji prozkoumána.



Obrázek 16: Závislost filtrační efektivity a tlakového spádu při toku vzduchu 32 l/min na formě aplikace 75% vodného roztoku ethanolu. Podle [59].

Výše popsaná literatura může sloužit jako důkaz o nevhodnosti této metody dekontaminace pro ochranné prostředky dýchacích cest, které jsou založeny na filtračních vrstvách vyrobených pomocí technologie meltblown a jejich efektivita filtrace z velké části závisí na statickém náboji uvězněném ve vláknenné struktuře. Je tedy nutno dbát zvýšené opatrnosti a řídit se doporučením výrobce ochranného prostředku dýchacích cest, zda je tuto metodu dekontaminace na daný produkt možné použít. V případě nanovláknenných filtračních vrstev je nutné provést důkladnější studium vlivu roztoků alkoholu na jejich filtrační efektivitu.

2.6 Jednoduchý epidemiologický model

V průběhu posledních více jak dvou let jsme byli svědky postupného vývoje pandemie onemocnění COVID-19. Epidemiologická situace, ať už v ČR nebo v zahraničí, byla jednou z nejpalčivějších každodenních témat, kdy aktuální vývoj pandemie byl nejčastěji popisován hodnotami každodenního přírůstku nakažených osob. Objektem zájmu se ale stala nejen aktuální situace, ale také schopnost predikovat budoucí vývoj. Schopnost predikovat budoucí vývoj umožňuje matematické modelování z nasbíraných epidemiologických dat. Výsledné predikce ve spojení s aktuální epidemiologickou situací pak poskytovaly důležité informace, na jejichž základě byla prováděna rozhodnutí v oblasti preventivních opatření, v nichž nefarmaceutické ochranné prostředky hrály podstatnou roli. Matematické modelování šíření onemocnění je velmi komplexní a netriviální problém, avšak základní principy matematické predikce šíření onemocnění lze popsat i pomocí tzv. jednoduchého epidemiologického modelu.

Za jednoduchý epidemiologický model považujeme klasický Kermakův – McKendrickův model popsany v pracích z roku 1932 a 1933. Jelikož se jedná o klasický epidemiologický model, tak popisuje šíření onemocnění v konstantní populaci. Model rozděluje populaci do tří skupin – náchylné osoby, infikované osoby a vyjmuté osoby. Počet osob náchylných k onemocnění značíme S (susceptibles), počet nakažených osob I (infectives) a počet vyřazených osob R (removed). Na základě takového značení jsou modely rozdělující populaci do těchto tří skupiny označovány jako modely SIR. Zde je třeba upřesnit, že klasický epidemiologický model uvažuje nemoc, která jejím proděláním nakažené osobě zaručí imunitu, nebo vyústí v úmrtí nakažené osoby. Osoby mezi jednotlivými skupinami mohou přecházet pouze dle následujícího schématu:

$$S \rightarrow I \rightarrow R.$$

Model nadále uvažuje rovnoměrné smíšení jedinců v populaci, tedy že pravděpodobnost kontaktu jakékoliv dvojice je stejná. Pohyb osob mezi jednotlivými skupinami je dán následujícími vztahy:

$$\frac{dS}{dt} = -r \cdot S \cdot I \quad (2.13),$$

$$\frac{dI}{dt} = r \cdot S \cdot I - a \cdot I \quad (2.14),$$

$$\frac{dR}{dt} = a \cdot I \quad (2.15),$$

kde r je rychlost šíření infekce a a je rychlost uzdravování. Klasický Kermakův – McKendrickův model uvažuje rychlosti a a r pouze větší než 0. Jelikož je počet osob v populaci konstantní, platí následující vztahy:

$$\frac{dS}{dt} + \frac{dI}{dt} + \frac{dR}{dt} = 0, \quad S(t) + I(t) + R(t) = N \quad (2.16),$$

kde N je celkový počet osob v populaci a $S(t)$, $I(t)$ a $R(t)$ jsou počty osob v jednotlivých skupinách v daném čase t .

Zásadní otázkou je, zda se v populaci onemocnění začne šířit, a pokud ano, jaký bude časový vývoj počtu osob v jednotlivých skupinách. Situaci lze pozorovat pomocí tzv. základního reprodukčního čísla R_0 , které je dáno následujícím vztahem:

$$R_0 = \frac{a}{r} \cdot S(0) \quad (2.17),$$

kde a je rychlost uzdravování, r rychlost šíření infekce a $S(0)$ počet náchylných osob.

Základní reprodukční číslo vyjadřuje pro konkrétní nemoc počet infikovaných osob, který způsobila jedna infikovaná osoba. Pokud je základní reprodukční číslo větší než jedna, tedy pokud jedna infikovaná osoba nakazí více jak jednu náchylnou osobu, pak dojde k epidemii daného onemocnění [14]. V případě onemocnění COVID-19 základní reprodukční číslo převážně nabývá hodnot v rozmezí 2 – 4, byly ale také zaznamenány případy, kdy reprodukční číslo dosahovalo vyšších hodnot, například hodnota 14,8 na palubě lodi umístěné do karantény v japonském přístavu Jokohama [10, 60]. V případě onemocnění COVID-19 bylo zároveň pozorováno, že 60 % nakažených nikoho dalšího nenakazí, kdy za 80 % případů přenosu onemocnění je zodpovědných 10 % nakažených [10].

Vývoj přírůstku počtu odebraných osob v čase dle klasického Kermakova – McKendrickova modelu je dán nelineární diferenciální rovnicí prvního řádu, viz rovnice (2.18), kterou je možné pro počáteční stádium rozvoje epidemie linearizovat. Dostaneme tak výsledné řešení vývoje počtu odebraných osob (2.19) a jeho přírůstku (2.20) v čase t v počátku epidemie.

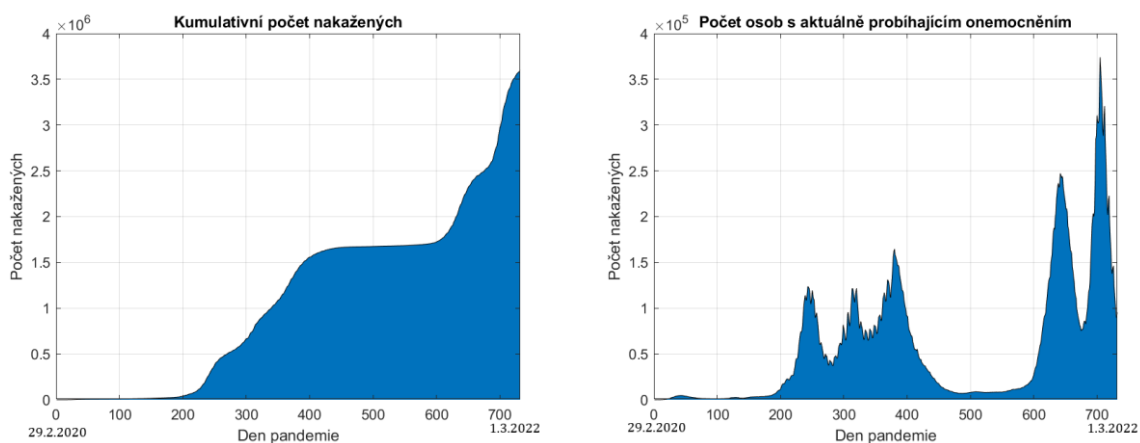
$$\frac{dR}{dt} = a \cdot \left(N - R - S(0) \cdot e^{-\frac{R}{\rho}} \right), \quad R(0) = 0 \quad (2.18),$$

$$R(t) = \frac{\rho}{S(0) - \rho} \cdot \left[e^{a \cdot \left(\frac{S(0)}{\rho} - 1 \right) \cdot t} - 1 \right] \quad (2.19),$$

$$\frac{dR}{dt} = a \cdot e^{a \cdot \left(\frac{S(0)}{\rho} - 1 \right) \cdot t} \quad (2.20),$$

kde, a je rychlost uzdravování, N celkový počet osob v populaci, R počet vyřazených osob, S počet náchylných osob, t čas a relativní rychlost odstranění ρ je rovna a/r .

Nyní se můžeme pokusit aplikovat klasický Kermakův – McKendrickův model na epidemiologickou situaci COVID-19 v ČR. Nejprve je nutné zdůraznit celou řadu nedostatků, kterými tento model trpí, pokud je použit pro onemocnění COVID-19. První problémy pramení již z podstaty klasického epidemiologického modelu. Reálná populace není konstantní, navíc klasický epidemiologický model počítá se stejnou pravděpodobností kontaktu jakékoliv dvojice z populace, což v případě populace o velikosti populace ČR neplatí. Interakce v reálné populaci lze přesněji popsat pomocí interakčních sítí, tento přístup ale výsledné řešení značně komplikuje [61]. Klasický Kermakův – McKendrickův model nedokáže nijak promítnout vliv vakcinace, navíc nijak nerozděluje počet infikovaných osob v populaci od detekovaných osob umístěných do izolace. Z toho důvodu je pro následnou aplikaci modelu vzhledem k používanému postupu v ČR, kdy je identifikovaná nakažená osoba umístěna do izolace, nutno považovat identifikované nakažené osoby za osoby vyřazené. Další problémy pramení z vlastností samotného onemocnění COVID-19. Prodělání onemocnění nezaručuje dané osobě imunitu a může docházet k reinfekci, kdy infikované osoby nemusí nutně vykazovat symptomy onemocnění a nejsou tak odhaleny. Ke zpracování následující části práce byla použita veřejně dostupná datová sada z webových stránek Onemocnění aktuálně Ministerstva zdravotnictví České republiky z období od 29. 2. 2020 do 1. 3. 2022 [3].



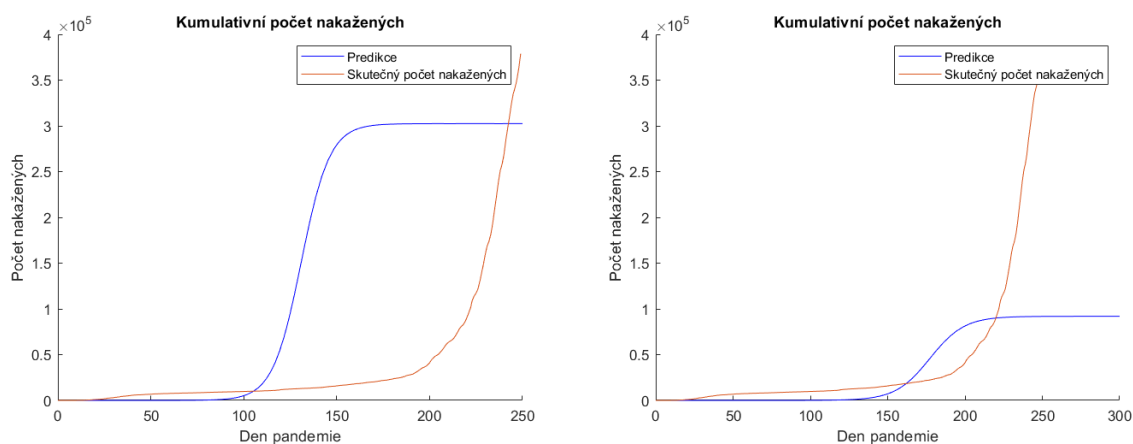
Obrázek 17: Vývoj epidemické situace v ČR.

Pro vypočítání predikce epidemiologické situace pomocí Kermakova – McKendrickova modelu využijeme vztah (2.18). Nejprve je ale nutné zjistit parametry a a ρ . Za tímto účelem použijeme data o počtu nakažených za prvních 30 dní od prvního prokázaného případu. Data za prvních 30 dní od prvního prokázaného případu můžeme proložit funkcemi (2.19) a (2.20) a následně zjistit odpovídající koeficienty. Proložení dat za prvních 30 dní bylo v obou případech provedeno pomocí softwaru Matlab2022a. Obě funkce jsou dvouparametrické a odhad koeficientů a a ρ byl

proveden nelineární metodou nejmenších čtverců. Získané hodnoty koeficientů a a ρ dle způsobu výpočtu jsou uvedeny v Tabulka 5.

Tabulka 5: Odhad hodnot koeficientu dle a a ρ způsobu výpočtu.

Požité vztahy pro odhad a a ρ	a	ρ	R^2
(2.13)	8,53	$9,85 \cdot 10^6$	0,9877
(2.14)	19,56	$9,95 \cdot 10^6$	0,7256



Obrázek 18: Predikce vývoje onemocnění COVID-19 pomocí Kermakova – McKendrickova modelu. a) Výpočet proveden s koeficienty dle (2.13), b) Výpočet proveden s koeficienty dle (2.14).

Z vynesných predikcí můžeme pozorovat, že jednoduchý epidemiologický model v obou případech nedokázal předpovědět budoucí epidemiologickou situaci. Model je taktéž velmi citlivý na hodnoty parametru ρ . Neschopnost modelu predikovat situaci, lze vysvětlit řadou výše popsaných zjednodušení a nedokonalostí modelu, které musí být před aplikací modelu přijaty.

2.7 Stereologické charakteristiky vláknenných systémů

Vláknem můžeme označit celou řadu přírodních i syntetických objektů, typicky se jedná o trubicovité útvary o délce výrazně větší, než je příčný průměr daného objektu. Ke studiu a popisu vláknenných struktur a jejich systémů je často využívána stereologie a její metody. Nejčastěji je zkoumána délka a průměr jednotlivých vláken, nebo jejich orientace a homogenita jejich rozložení v prostoru. Vláknenné systémy je možné také zkoumat jako bodové procesy. Vláknenný systém je možné převést na bodový pomocí řezu, v závislosti na rovině řezu a tvaru

vlákna se vlákno promítne do roviny řezu jako kruh nebo elipsa. Charakteristický bod zastupující vlákno může být umístěn například do těžiště řezu vlákna, v případě elipsy a kruhu jde o jejich střed. Jinou možností je aplikace testovacích mřížek na vlákenný systém. Charakteristické body jsou poté umístěny v průsečících testovací mřížky s vlákny. Takto vzniklý bodový systém lze následně dále studovat a popsat. Tímto způsobem je možné studovat počet bodů/částic v ploše nebo objemu, nebo jejich velikostní rozdělení. Tyto charakteristiky označujeme jako charakteristiky prvního řádu, které podávají informaci o průměrném chování studovaného systému. Pokud bychom chtěli popsat, zda v systému dochází ke shlukování vláken, nebo jejich odpuzování či jiné formě prostorové korelace, charakteristiky prvního řádu nejsou dostatečné. Za tímto účelem je nutné použít tzv. charakteristik druhého řádu, ty je možné popsat Ripleyho K -funkcí $K(r)$, L -funkcí $L(r)$ a párovou korelační funkcí $g(r)$. Charakteristiky druhého řádu je možné popsat pro bodové i vlákenné systémy, charakteristiky související s rovinnými procesy značíme $K_{2D}(r)$, $L_{2D}(r)$ a $g_{2D}(r)$. [62–64]

Ripleyho K -funkce pro rovinný bodový proces je definována vztahem **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** Každý bod bodového procesu se uvažuje jako střed kruhu o poloměru r . Následně je spočítán počet ostatních bodů bodového procesu uvnitř kruhu o poloměru r . Tato operace je provedena pro všechny body bodového procesu, následně je vypočítán průměrný počet bodů v kruhu o poloměru přes všechny body bodového. Výslednou Ripleyho K -funkci lze interpretovat jako průměrný počet bodů ve vzdálenosti menší od typického bodu rovinného procesu než poloměr kruhu r . [63, 64]

$$Q_A K_{2D}(r) = n_r \text{ pro } r \geq 0 \quad (2.21),$$

kde Q_A je plošná bodová hustota bodového procesu, r poloměr kruhu a n_r je průměrná hodnota počtu bodů v kruhu o poloměru r přes všechny body bodového procesu.

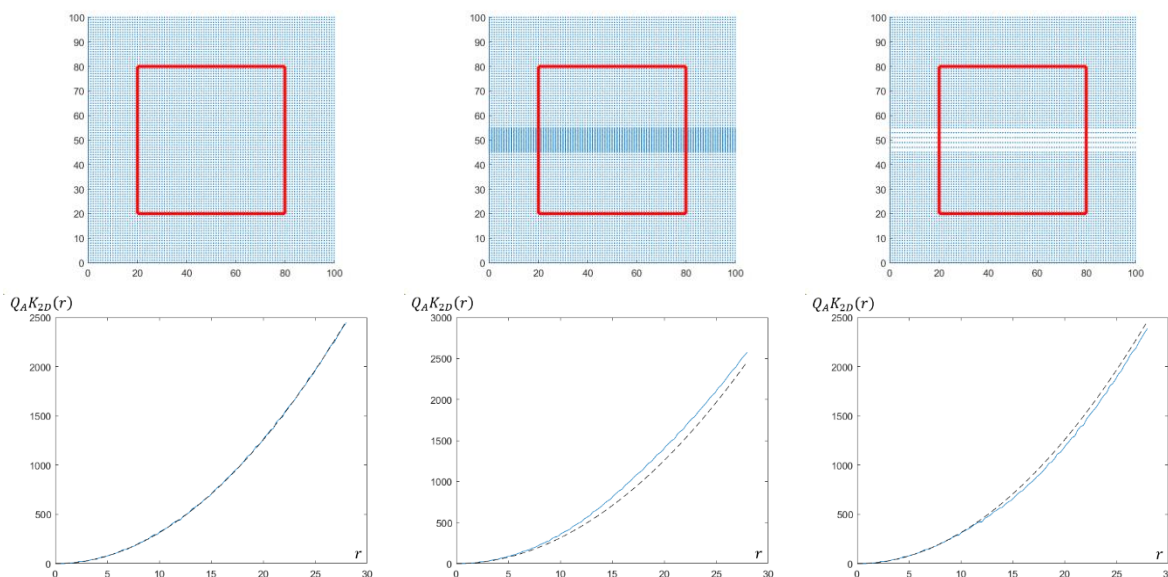
Výsledná Ripleyho K -funkce vyjadřuje míru korelace v systému. Pro interpretaci výsledků je vhodné vypočítanou Ripleyho K -funkci bodového systému porovnat s Ripleyho K -funkcí homogenního Poissonova bodového procesu, která je dána vztahem **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** [63, 64]

$$K_{2D}(r) = \pi \cdot r^2 \text{ pro } r \geq 0 \quad (2.22),$$

kde r je poloměr kruhu.

Homogenní Poissonův bodový proces slouží jako model pro zdánlivě náhodné procesy, Ripleyho K -funkce homogenního Poissonova bodového procesu tedy vyjadřuje nulovou míru korelace v systému. Ukázka vlákenných systémů převedených v bodové a jejich Ripleyho K -funkce je

zobrazena na Obrázek 19. Ze zobrazených příkladů je možné pozorovat vliv shlukování či vzdalování vláken od sebe na výslednou Ripleyho K -funkci. V případě, kdy k žádné korelaci mezi vlákny nedochází, hodnota Ripleyho K -funkce je rovna hodnotě Ripleyho K -funkce homogenního Poissonova bodového procesu. Pokud dochází ke shlukování či vzdalování vláken od sebe, hodnoty Ripleyho K -funkce jsou vyšší, respektive nižší, v porovnání s hodnotami Ripleyho K -funkcí homogenního Poissonova procesu. [64]



Obrázek 19: Vlákenné systémy převedené v bodové a pod nimi jejich odpovídající Ripleyho K -funkce. Červeně je označena oblast, pro kterou byla Ripleyho K -funkce vypočítána. Poloměr r je vyjádřen v bezrozměrovém délkovém měřítku, přerušovaná křivka zobrazuje Ripleyho K -funkci homogenního Poissonova bodového procesu.

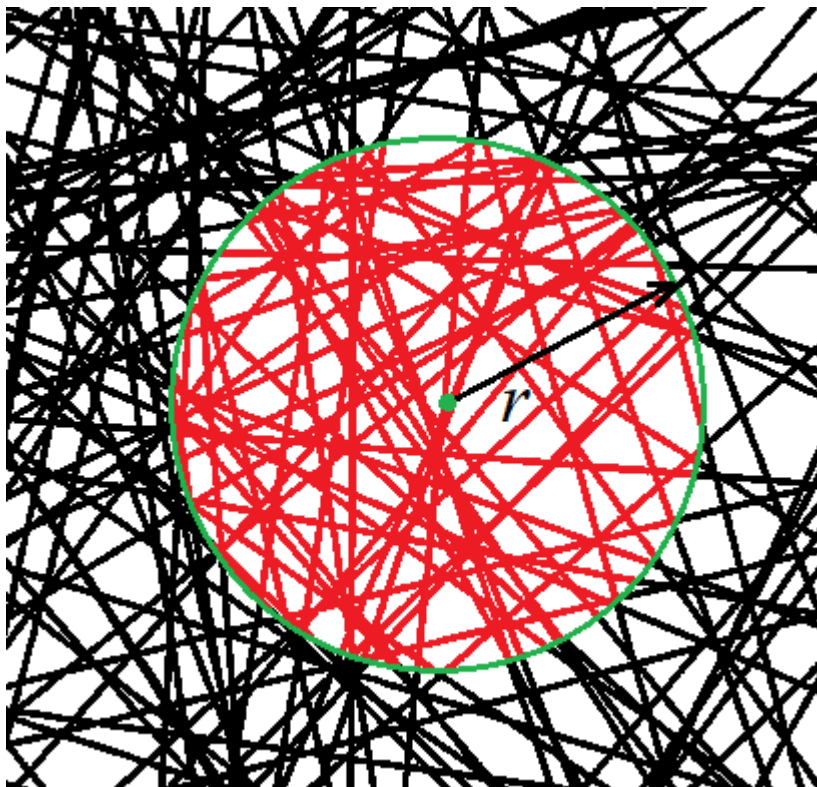
Podobně lze pomocí K -funkce popsat i vlákenný proces. K -funkce pro vlákenný proces je dána vztahem **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.** [65].

$$L_A K_{2D}(r) = L(r) \tag{2.23}$$

kde L_A je plošná délková hustota vlákenného systému, r poloměr kruhu se středem umístěným v typickém bodě výskytu vláken a $L(r)$ je průměrná celková délka všech vláken uvnitř kruhu s poloměrem r a středem umístěným v typickém bodě výskytu vláken, viz Obrázek 20. Interpretace vypočítaných průběhů funkcí je v případě vlákenného procesu v porovnání s bodovým procesem obtížnější. Jedním z důvodů je neexistence jednoznačného modelu pro zcela náhodný vlákenný proces, který pro bodový proces poskytuje homogenní Poissonův bodový proces. Byly popsány dva modely, Booleův model a Poissonův liniový proces. Poissonův liniový proces je systém nekonečně mnoha nezávislých přímk. K -funkce Poissonova liniového procesu je dána následujícím vztahem: [64, 65]

$$L_A K_{2D}(r) = 2r + L_A \cdot \pi \cdot r^2 \quad (2.24),$$

kde L_A je plošná délková hustota vlákenného systému, r poloměr kruhu se středem umístěným v typickém bodě výskytu vláken.



Obrázek 20: Kruh o poloměru r se středem umístěným v typickém bodě výskytu vláken. Převzato z [64].

3 Experimentální část

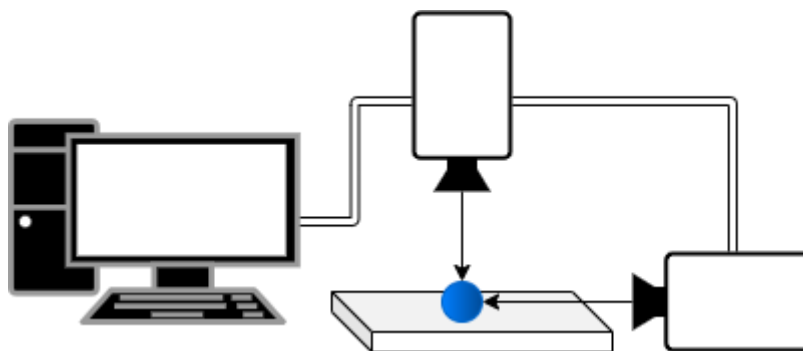
3.1 Materiál a metodika

Pro potřeby vypracování práce byly použity následující materiál a chemikálie: nanovláknenná filtrační vrstva SB80 (Nano Medical s.r.o.), nanovláknenná filtrační vrstva MB40 (Nano Medical s.r.o.), ethanol ES 200-578-6 (SEVEROCHEMA), Mucin M2378 (Sigma-Aldrich GmbH) a Triton™ X-100 (Sigma-Aldrich GmbH).

Nanovláknenná filtrační vrstva SB80 je tvořena nanovláknennou vrstvou z PVDF, která je nanesena na podkladový spunbond z PP o plošné hmotnosti 40 g/m², nanovláknenná vrstva je navíc chráněna laminovanou vrstvou ze stejného materiálu. Nanovláknenná filtrační vrstva MB40, je tvořena nanovláknennou vrstvou z PVDF, která je nanesena na kombinaci PP spunbondu a PP meltblownu o plošné hmotnosti 37-40 g/m². V obou případech je materiál používán k výrobě ochranných prostředků dýchací cest.

3.1.1 Vysychání respiračních kapek a měření úhlu smáčení

Měření doby vysychání respiračních kapek bylo provedeno pomocí digitálního mikroskopu Q-scope 2.0 MPix (Euromex Microscopen bv) připojenému k počítači, viz Obrázek 21. Pro potřeby měření doby vysychání kapének byla použita destilovaná voda a kapalina sloužící jako model slin. Ta byla připravena dle postupu, který popsali Vejerano a Marr (2018)[66]. V 200 ml destilované vody bylo rozpuštěno 1,8 g NaCl a 0,6 g mucinu. Místo 0,1 g 1,2-dihexadecanoyl-sn-glycero-3-phosphocholinu byl použit Triton™ X-100 ve stejném množství. Pomocí pipety byla na studovaný materiál nanesena kapka a každou 1 minutu byl pořízen snímek. Následně z pořízených snímků lze určit dobu za kterou došlo k vyschnutí kapky. Kontaktní úhel byl snímán pomocí mikroskopového systému ALL-IN-ONE (HOTAIR), výsledný kontaktní úhel byl odečten z pěti pořízených snímků v různých částech materiálu, pomocí softwaru ImageJ (National Intitute of Health).



Obrázek 21: Schématické znázornění měření vysychání kapének. Vytvořeno pomocí app.diagrams.net.

3.1.2 Dekontaminace

Na základě rešerše byly vybrány tři metody dekontaminace, dekontaminace pomocí páry generované mikrovlnnými vlnami, a dvě formy dekontaminace ethanolem. Dekontaminace ethanolem, byla vybrána pro přímé porovnání s poznatky, které uvádí Ullah a kol. (2020)[59]. Dekontaminace pomocí páry byla vybrána jakožto metoda způsobující větší pokles filtrační účinnosti z metod dekontaminace založených na vystavení ochranného prostředku dýchací cest vysoké teplotě a zatím nebyl popsán její vliv na nanovláknenné filtrační vrstvy.

Pro provedení experimentu byly z dodaných filtračních nanovláknenných vrstev SB80 a MB40 vystřiženy vzorky o velikosti cca. 15 x 20 cm.

Pro potřeby experimentu byl připraven 75% vodný roztok ethanolu. Ethanol byl na vzorky nanášen pomocí rozprašovače na vodu, viz Obrázek 22a. Roztok ethanol byl rovnoměrně nanášen ze vzdálenosti cca. 10 cm. Na každý vzorek bylo nanášeno $(3,9 \pm 0,2)$ ml roztoku, což odpovídá pěti stisknutím rozprašovače. Vzorky byly následně pověšeny a nechány samovolně uschnout při laboratorních podmínkách. V druhém případě byly vzorky umístěny do uzavíratelného platového boxu o rozměrech 20 x 20 x 15 cm opatřeného uzávěrem, viz Obrázek 22b. Do nádoby bylo následně přilito 500 ml roztoku ethanolu, nádoba byla uzavřena tak aby nedocházelo k odpařování roztoku. Vzorek byl takto ponechán ponořený na 5 minut. Následně byl z nádoby vyjmut, a obdobně jako v předchozím případě ponechán samovolně uschnout za laboratorních podmínek.

Dekontaminace vzorků ochranných prostředků dýchacích cest pomocí MGS, byla provedena v konvenční mikrovlnné troubě o maximální výkonu 800 W (Beko). Vzorky byly umístěny jednotlivě do sterilizátoru do mikrovlnné trouby VapoStar (Reer), viz Obrázek 22c. Dle návodu k obsluze bylo do sterilizátoru přidáno 200 ml studené kohoutkové vody a sterilizátor byl umístěn i s obsahem do mikrovlnné trouby. Mikrovlnná trouba byla nastavena na maximální

výkon a její obsah byl zahříván po dobu 8 minut, dle instrukcí výrobce sterilizátoru. Vzorky byly následně vyjmuty, pověšeny a nechány samovolně uschnout za laboratorních podmínek.



Obrázek 22: Prostředky použité k dekontaminaci vzorků nanovlákných filtračních vrstev. a) používaný rozprašovač, b) nádoba sloužící jako lázeň, c) sterilizátor do mikrovlnné trouby.

Pro potřeby zjednodušení orientace jsou jednotlivé vzorky, v závislosti na prodělané dekontaminační metodě, označeny, viz Tabulka 6.

Tabulka 6: Značení vzorků použitých pro vypracování práce.

Název vzorku	Nanovlákná filtrační vrstva	Metoda dekontaminace
SB80	SB80	žádná
SB80 SPRAY	SB80	nanesení ethanolu rozprašovačem (cca. 4 ml)
SB80 DIP	SB80	ponoření v ethanolové lázni po dobu 5 min
SB80 MGS	SB80	sterilizátor do mikrovlnné trouby
MB40	MB40	žádná
MB40 SPRAY	MB40	nanesení ethanolu rozprašovačem (cca. 4 ml)
MB40 DIP	MB40	ponoření v ethanolové lázni po dobu 5 min
MB40 MGS	MB40	sterilizátor do mikrovlnné trouby

3.1.3 Měření filtrační účinnosti a dýchacího odporu

Měření filtrační účinnosti a dýchacího odporu bylo provedeno v laboratoři na Technické univerzitě v Liberci, Ústav pro nanomateriály, pokročilé technologie a inovace, Oddělení technologie životního prostředí. Měření bylo provedeno pomocí zařízení MFP 1000 HEPA (Palas GmbH), dle příslušných norem EN 149:2001+A1:2009, EN 143:2001+A1:2006. Na rozdíl od normy EN 149:2001+A1:2009 není testovací vzorek upevněn na Scheffieldskou hlavu, ale do speciálního držáku. Filtrační efektivita byla měřena pomocí zkušebního aerosolu parafinového oleje o velikosti částic v rozsahu 0,12 – 3 μm při průtoku vzduchu 95 l/min. Pro zařazení testovaného materiálu dle normy EN 149:2001+A1:2009 je použita filtrační efektivita získaná měřením pomocí částic o velikosti 0,6 μm . Obdobně odhad BFE a zařazení dle EN 14683:2019+AC:2019 je použita filtrační efektivita získaná měřením pomocí částic o velikosti 3 μm . Měření filtrační efektivit pomocí testovacího aerosolu NaCl není prováděno, jelikož dosahuje vyšších hodnot filtrační účinnosti v porovnání se zkušebním aerosolem parafinového oleje. Pro každý vzorek nanovlákněné filtrační vrstvy byla provedena 3 měření.

3.1.4 Morfologická analýza

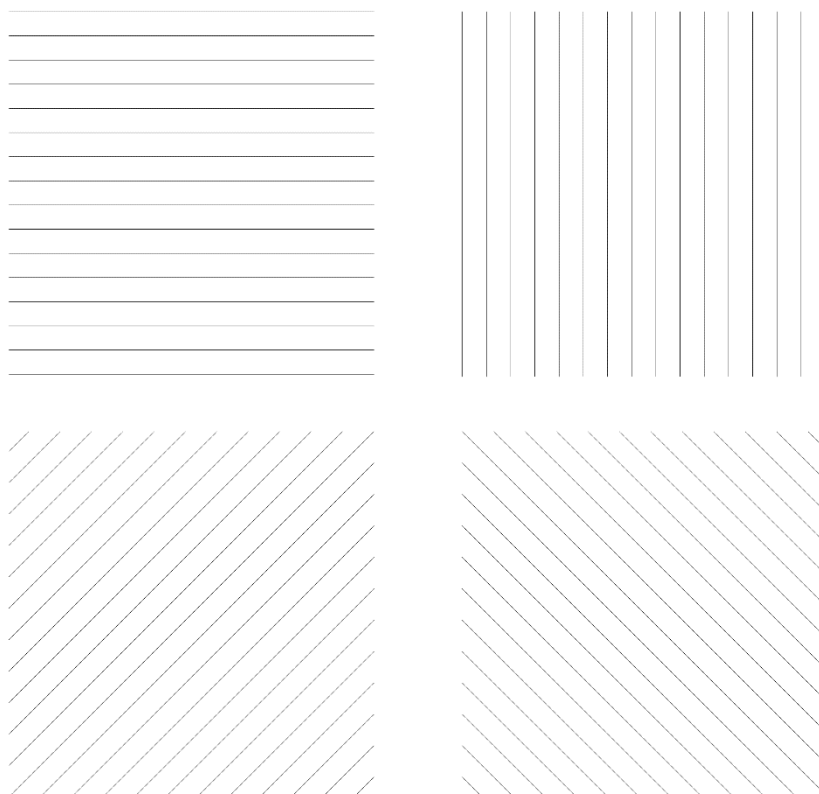
Pro potřeby morfologické analýzy nanovlákněných filtračních vrstev byly z jednotlivých vzorků vystříženy čtverce o velikosti cca. 5 x 5 mm. Vzorky byly následně potaženy zlatou vrstvou o tloušťce 12 nm pro zlepšení vodivosti. Snímkování bylo provedeno pomocí skenovacího elektronového mikroskopu (SEM) TESCAN Vega 3SB (TESCAN, Česká republika), veškeré snímky byly pořízeny při urychlovacích napětích 10 kV a 15 kV. Z pořízených SEM snímků bylo pomocí softwaru ImageJ (National Intitute of Health, USA) provedeno měření průměru jednotlivých vláken. Výsledné hodnoty průměru vláken byly vypočítány z 200 hodnot, ty byly získány měřením náhodně vybraných vláken na 4 SEM snímcích (50 hodnot z každého snímku) při zvětšení 10000x.

3.1.5 Výpočet K-funkce pro vlákněné procesy

Pro potřeby popisu prostorové korelace ve vlákněném systému byla v softwaru Matlab R2022a (MathWorks, USA) naimplementována funkce provádějící výpočet K -funkce vlákněného procesu na základě vztahu (2.23). Vstupními daty do funkce je binární obrázek vlákněného procesu. Výpočet délky všech vláken $L(r)$ uvnitř kruhu o poloměru r je proveden na základě Buffonovy úlohy. Buffonova úloha umožňuje odhadnout délku křivky z počtu jejích průsečíků se skupinou ekvidistantně vzdálených rovnoběžných přímk, dle následujícího vztahu:

$$[L(B)] = \frac{\pi}{2} \cdot d \cdot I \quad (3.1),$$

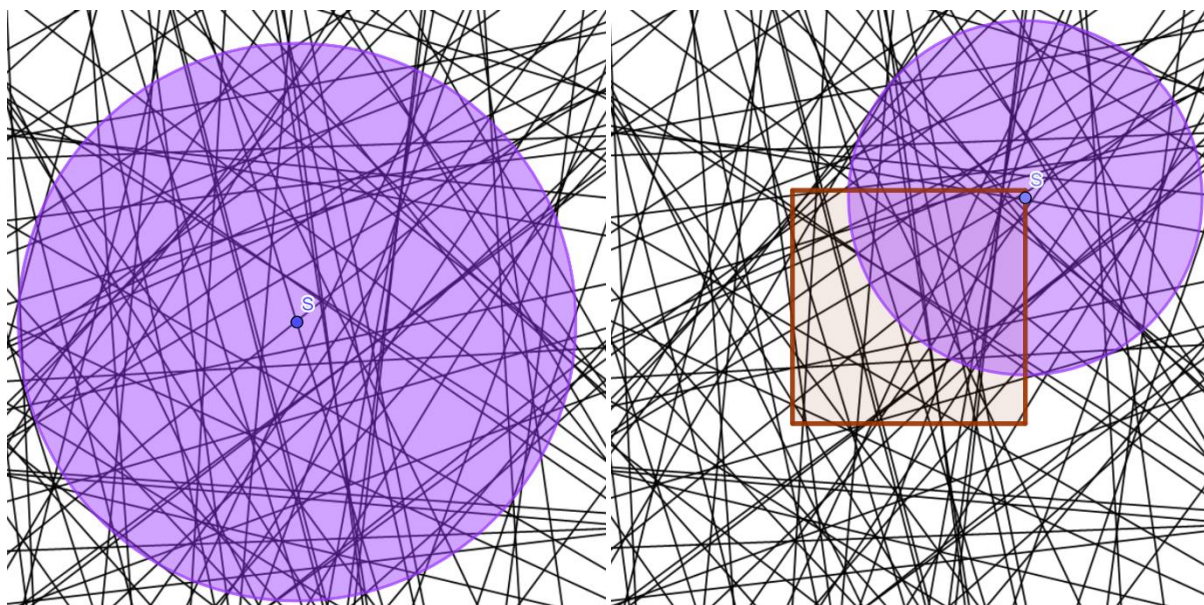
kde $L(B)$ je délka křivky B , d vzdálenost rovnoběžných přímek a I počet průsečíků se skupinou ekvidistantně vzdálených rovnoběžných přímek [62]. Funkce provádí odhad pomocí 4 skupin ekvidistantně vzdálených rovnoběžných přímek, viz. Obrázek 23.



Obrázek 23: Skupiny ekvidistantně vzdálených rovnoběžných přímek pro výpočet odhadu délky Buffonovou úlohou.

Vzdálenost ekvidistantně vzdálených rovnoběžných přímek lze libovolně měnit. Kruh je manuálně umístěn do jednoho z průsečíků vláknenného systému s jednou ze skupin ekvidistantně vzdálených rovnoběžných přímek, čímž je zaručeno, že střed kruhu je umístěn na jednom z vláken vláknenného procesu. Délka všech vláken $L(r)$ uvnitř kruhu o poloměru r je pro potřeby práce vypočítána pouze pro jeden kruh s manuálně vybraným středem, nikoli jako průměrná délka všech vláken v kruzích s náhodně zvolenými středy jak udává vztah (2.23). Pro tento postup bylo rozhodnuto z prostého důvodu, umožňuje totiž následné studium vývoje K -funkce v kruhu o největším možném poloměru, který lze do obrázku vepsat, pokud je střed umístěn do středu obrázku. V případě náhodně volených středů kruhu by bylo nutné omezit výpočet K -funkce na menší oblast zájmu ve zkoumaném obrázku. Tu by navíc bylo nutné volit tak, aby byla její vzdálenost od kraje obrázku větší než poloměr r . Tímto postupem bychom se připravili o

značnou část informací daných hodnotami K -funkce, jelikož by musel být volen výrazně menší poloměr kruhu, v porovnání s postupem zvoleným v této práci, viz Obrázek 24.



Obrázek 24: Způsoby výpočtu K -funkce vlákenného procesu. Obrázky byly vytvořeny s pomocí softwaru GoeGebra Klasik.

Výpočet délky všech vláken $L(r)$ v kruhu o poloměru r je proveden tak, že jsou nalezeny všechny průsečíky vlákenného procesu s jednou skupinou ekvidistantně vzdálených rovnoběžných přímek uvnitř kruhu o poloměru r , a následně je vypočítána délka vlákenného systému. Tento postup je proveden jednotlivě pro všechny 4 skupiny. Výsledná délka všech vláken $L(r)$ je vypočítána jako aritmetický průměr délek získaných jednotlivými skupinami. Poloměr kruhu r lze libovolně měnit, měl by ale být volen tak, aby byl menší než vzdálenost středu kruhu od kraje oblasti vlákenného procesu, v praxi od kraje zkoumaného obrázku. Krok výpočtu K -funkce je taktéž možné libovolně měnit. Výsledná K -funkce zkoumaného vlákenného procesu je vynesena graficky v závislosti na vzdálenosti r od středu kruhu. V grafu je taktéž vynesena odhad K -funkce Poissonova vlákenného systému, daný vztahem (2.24), pro stejnou hodnotu plošné délkové hustoty vlákenného systému.

Pro výpočet jednotlivých K -funkcí byly použity SEM snímky při zvětšení 10000x. Pořízené SEM snímky byly pomocí aplikace Image Segmenter, která je součástí rozšíření Image Processing Toolbox™ pro software Matlab R2022a, dvouhodnotově oprahovány. Tímto způsobem byly SEM snímky převedeny v binární obrázky, které slouží jako vstupní data pro naimplementovanou funkci. SEM snímky byly pořízeny v rozlišení 1024 x 1024 pixelů, středy kruhu o poloměru r byly manuálně umístěny do jednoho z charakteristických bodů vlákenného procesu uprostřed zkoumaného obrázku. Hodnota poloměru r byla nastavena na 450 pixelů, čímž bylo zaručeno že

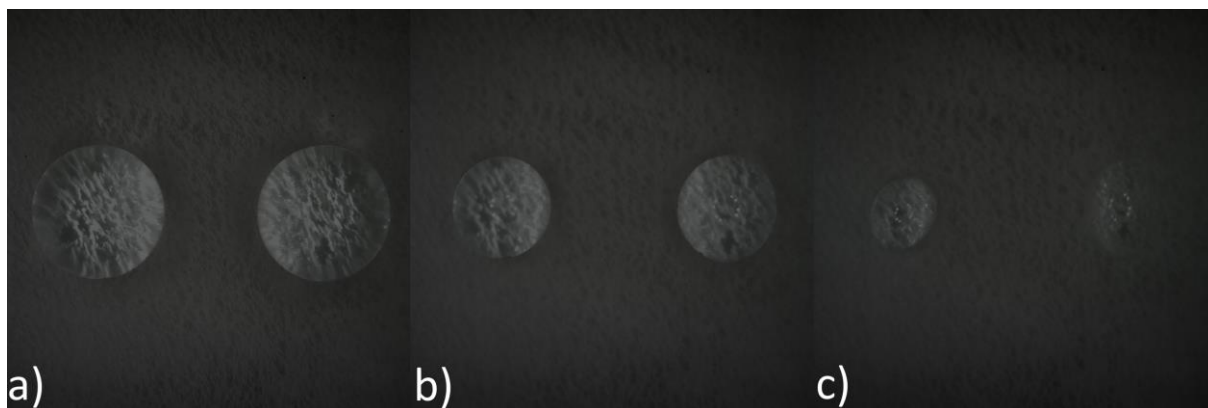
vzniklý kruh lze vepsat do obrázku a nepřesahuje tak přes jeho kraje. Vzdálenost ekvidistantně vzdálených rovnoběžných přímk d byla nastavena na hodnotu 10 pixelů, krok výpočtu K -funkce na 0,1 pixelu. Výsledná data byla přepočítaná na odpovídající vzdálenosti a délky v μm dle měřítka na SEM snímku.

4 Výsledky a diskuze

4.1 Vysychání respiračních kapek

Respirační kapénky hrají důležitou roli v mechanismu šíření infekčních onemocnění, a právě snaha zamezit přímému šíření onemocnění pomocí ve formě respiračních kapek, vedla k plošným nařízením o používání ochranných prostředků dýchacích cest. Infekční onemocnění se ale mohou šířit kontaktem s kapkou obsahující agens přisedlou k povrchu, delší doba vysychání kapek pak zvyšuje šanci na přežití viru [19].

Smyslem provedení tohoto experimentu bylo porovnání naměřených experimentálních dat s teoretickými předpoklady doby vysychání, které byly popsány v teoretické části práce. Ve snaze se dle technických možností co nejlíže přiblížit skutečnosti, kdy respirační kapka vysychá ve vzduchu, byl zvolena jako podložka teflonová vrstva. Na tu byla pomocí pipety nanášena kapka o známém objemu. Pro potřeby experimentu byla použita destilovaná voda a kapalina sloužící jako model slin. Doba nutná k vyschnutí kapky byla odečtena na pravidelně pořizovaných snímků pomocí mikroskopu, viz Obrázek 25.



Obrázek 25: Snímky vysychající kapénky o objemu 2,5 μl na teflonové vrstvě. a) počátek měření, b) po uplynutí 40 minut, c) po uplynutí 70 minut.

Pro potřeby výpočtu teoretické doby nutné k vyschnutí kapky ve vzduchu byl použit poloměr odpovídající kouli o stejném objemu jako v případě nanášené kapky. V případě výpočtu teoretické doby vyschnutí kapénky přisedlé k pevnému povrchu byl odečten poloměr i kontaktní úhel pomocí mikroskopu ze strany.

Tabulka 7: Porovnání naměřených experimentálních a teoretických předpokladů doby vysychání kapénky.

	Naměřená doba vysychání	Odhad dle (2.2)	Odhad dle(2.3)
Kapka vody na teflonu	5160 s	1589 s	4924 s
Slina na teflonu	5100 s	2523 s	4945 s

Ze získaných experimentálních dat, je patrné že ani v případě hydrofobního materiálu jako je teflon se není možné přiblížit teoretické době, za kterou by kapka o stejné velikosti vyschla ve vzduchu. Měření byla provedena s kapkou vody o objemu 10 μl , teplotě 23,1 $^{\circ}\text{C}$, relativní vlhkosti 43,1 %. Naměřenou dobu vysychání výrazně lépe odhaduje vztah pro kapénku přisedlou k pevnému povrchu. Obdobným výsledků bylo dosaženo i v případě kapaliny modelující slinu. Hodnoty doby vysychání odpovídají kapénce o objemu 13 μl , teplotě 22,9 $^{\circ}\text{C}$ a relativní vlhkosti 33,5 %. Dle uvážení nemělo smysl v experimentech dále pokračovat, jelikož vysychání kapek na pevných površích bylo již popsáno a pomocí lepších technik.

4.2 Měření filtrační účinnosti a dýchacího odporu

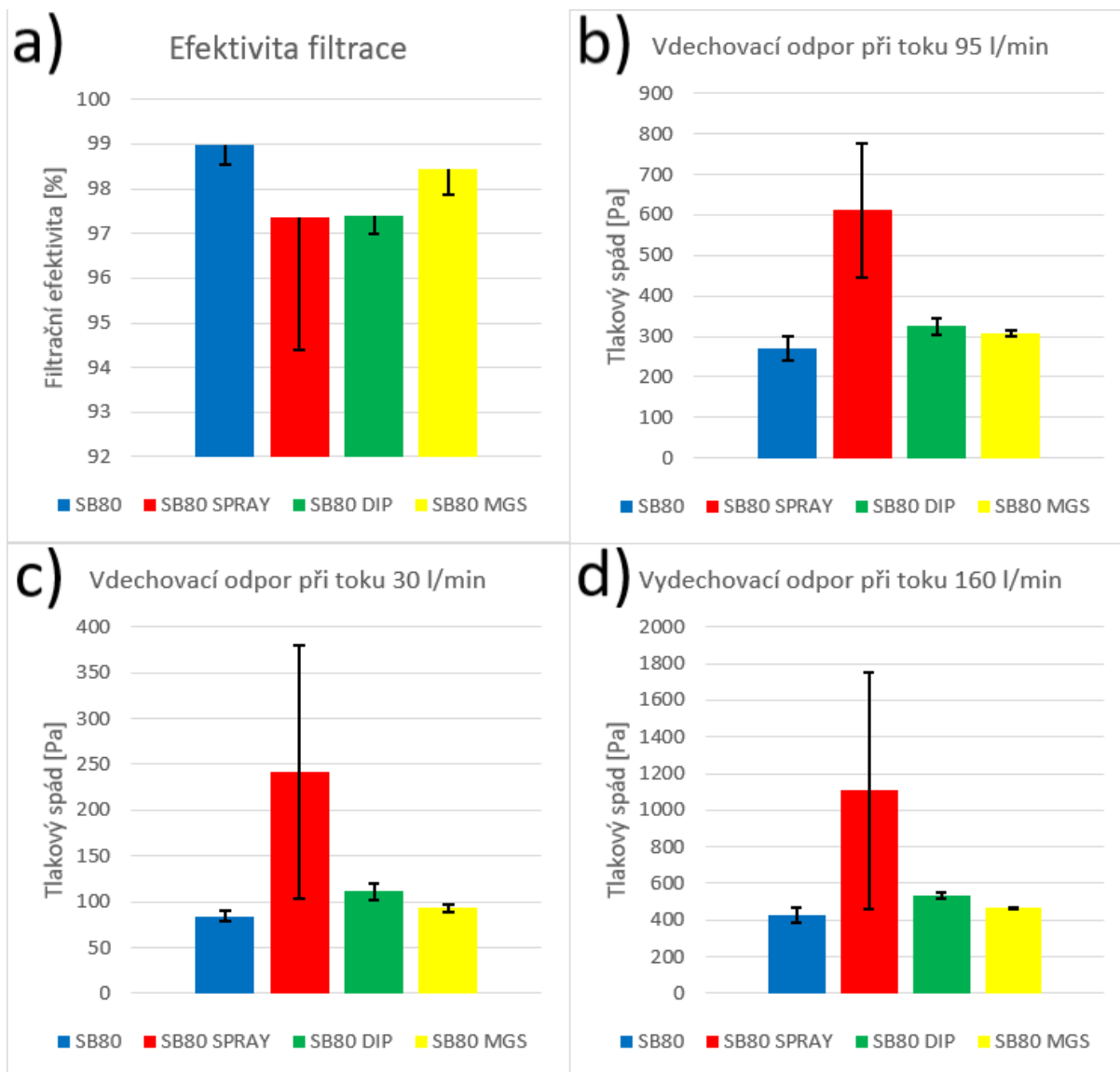
Pro potřeby experimentu byly zvoleny vzorky nanovlákněné filtrační vrstvy SB80. Hlavním důvodem pro tuto volbu, byla skutečnost že v případě tohoto materiálu je nanovlákněná vrstva laminována krycí vrstvou PP spunbondu. Ta snižuje riziko, že dojde k poškození nanovlákněné filtrační vrstvy během manipulace, a tím bude ovlivněn výsledek měření. Pro potřeby měření filtrační efektivity a dýchacího odporu byly připraveny vždy 3 vzorky materiálu, pro každý ze 3 vybraných způsobů dekontaminace popsaných v experimentální části. Pro porovnání byly taktéž proměřeny hodnoty filtrační efektivity a dýchacího odporu pro materiál, který nebyl podroben žádné z metod dekontaminace.

Naměřené průměrné hodnoty filtrační efektivity a dýchacího odporu pro jednotlivé vzorky, včetně chyby pro 3 měření a 95% IS jsou shrnuty v Tabulka 8, a následně graficky vyneseny na Obrázek 26.

Tabulka 8: Naměřené hodnoty efektivity filtrace a dýchacího odporu pro jednotlivé vzorky.

Vzorek	Vdechovací odpor	Vdechovací odpor	Vydechovací odpor	Efektivita filtrace
	při 30 l/min	při 95 l/min	při 160 l/min	
SB80	$\Delta p = (84 \pm 6) \text{ Pa}$	$\Delta p = (270 \pm 30) \text{ Pa}$	$\Delta p = (430 \pm 40) \text{ Pa}$	$E = (99,0 \pm 0,4) \%$

SB80 SPRAY	$\Delta p = (200 \pm 100) \text{ Pa}$	$\Delta p = (600 \pm 200) \text{ Pa}$	$\Delta p = (1100 \pm 600) \text{ Pa}$	$E = (97 \pm 3) \%$
SB80 DIP	$\Delta p = (111 \pm 9) \text{ Pa}$	$\Delta p = (330 \pm 20) \text{ Pa}$	$\Delta p = (530 \pm 20) \text{ Pa}$	$E = (97,4 \pm 0,4) \%$
SB80 MGS	$\Delta p = (93 \pm 4) \text{ Pa}$	$\Delta p = (308 \pm 6) \text{ Pa}$	$\Delta p = (468 \pm 2) \text{ Pa}$	$E = (98,4 \pm 0,54) \%$



Obrázek 26: Grafické znázornění změn a) filtrační efektivity, b), c), d) dýchacího odporu v závislosti na použité metodě dekontaminace.

Na základě měření odpovídá vzorek SB 80 třídy FFP3, kdy naměřená filtrační efektivita $E = (99,0 \pm 0,4) \%$ tohoto vzorku přesně odpovídá minimálním požadavkům této třídy. V případě vzorku SB80 MGS, který byl dekontaminován ve sterilizátoru do mikrovlnné trouby došlo k poklesu pod hranici třídy, na $E = (98,4 \pm 0,54) \%$. V případě obou vzorků dekontaminovaných ethanolem, v obou případech došlo ještě k výraznějšímu poklesu filtrační efektivity, $E = (97 \pm 3) \%$ pro vzorek SB80 SPRAY a $E = (97,4 \pm 0,4) \%$ v případě vzorku SB80 DIP. Zde je vhodné poznamenat

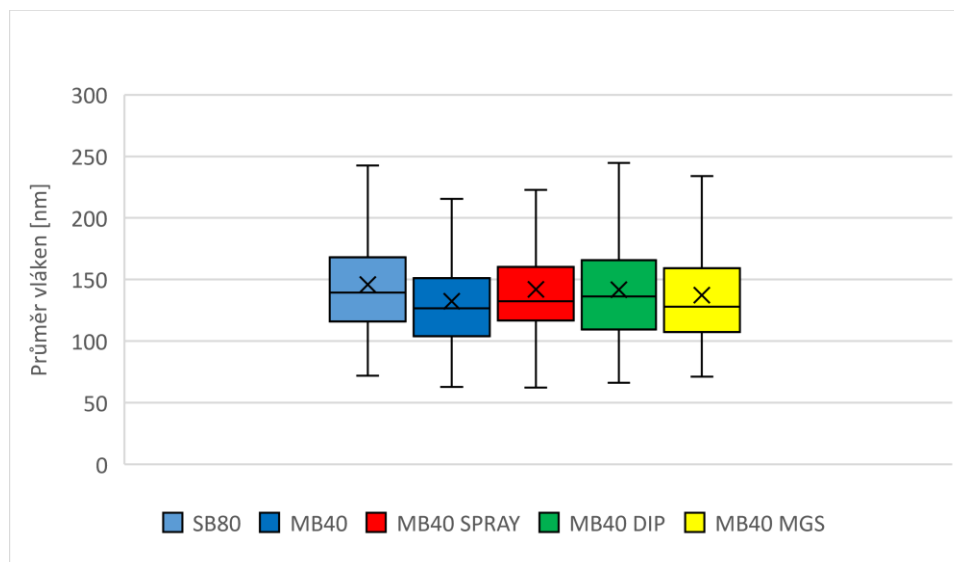
že výsledné naměřené hodnoty jsou v případě vzorku SB80 SPRAY zatíženy velkou chybou, v porovnání s ostatními vzorky. Jeden ze 3 vzorků SB80 SPRAY vykazoal nižší filtrační efektivitu a výrazně vyšší hodnoty dýchacího odporu, což značně ovlivnilo výsledné průměrné hodnoty měřených veličin. Tento problém by řešil větší počet provedených měření. Nicméně i přes velkou chybu měření, vzorek SB80 SPRAY vykazoal výrazně vyšší hodnoty dýchacího odporu, v porovnání s ostatními vzorky, viz. Obrázek 26. Přestože v případě vzorků SB80 DIP a SB80 MGS došlo k nárustu dýchacího odporu, změna není zdaleka tak výrazná. Výsledky měření vzorků podrobených dekontaminaci ethanolem korespondují s poznatky, které uvádí Ulahh a kol. (2020)[59]. Autoři provedli obdobný experiment taktěž s filtrační vrstvou tvořenou nanovláknky z PVDF, a nezaznamenali významný pokles ve filtrační efektivitě, kdy se hodnoty, i po provedení několika cyklů dekontaminace, pohybovaly v rozmezí 97-99 %. Měření ale nebylo provedeno dle platné normy, a k měření byl použit zkušební aerosol parafinového oleje o velikosti částic 0,3 mm, zatímco norma požaduje 0,6 μm . Dýchací odpor taktěž vzrostl v případě vzorků, na které byl ethanol nanášen rozprašovačem, výrazněji v porovnání se vzorky ponořenými do ethanolu.

Z provedených metod dekontaminace nejméně ovlivňuje filtrační efektivitu i dýchací odpor dekontaminace parou ve sterilizátoru do mikrovlnné trouby. Ale i v tomto případě dochází k poklesu filtrační efektivitky pod hranici, udávanou normou EN 149+A1. Všechny z dekontaminovaných vzorků překračují požadavky na maximální dýchací odpor pro třídu FFP3, přestože poklesem filtrační efektivitky by po provedení dekontaminace odpovídaly třídě FFP2. V případě třídy FFP2 jsou ale požadované hodnoty maximálního dýchacího odpor ještě nižší než v případě FFP3, proto je nelze do žádné z tříd zařadit. Vzorky nelze zařadit ani dle EN 14683+AC z důvodu příliš vysokých hodnot tlakového spádu. Dekontaminované ochranné prostředky dýchacích cest nemůžou poskytnou stejnou úroveň ochrany, která je garantována u nového certifikovaného ochranného prostředku. Navíc rostoucí dýchací odpor výrazně ovlivňuje komfort nositele, při výrazném překročení udávaných limitních hodnot by přes samotný prostředek nebylo ani možné dýchat. Tato zjištění odpovídají doporučením, že jednorázové ochranné prostředky by měli být vícekrát použity pouze v případě krajní nouze a akutního nedostatku.

4.3 Morfologická analýza

Ve snaze objasnit příčiny poklesu filtrační efektivitky a nárustu dýchacího odporu byla pozornost upřena na nanovláknennou vrstvu na niž je filtrační vrstva založena. Pro tyto potřeby bylo využito vzorků MB40. Ve prospěch vzorků MB40 bylo rozhodnuto, jelikož nanovláknenná vrstva není

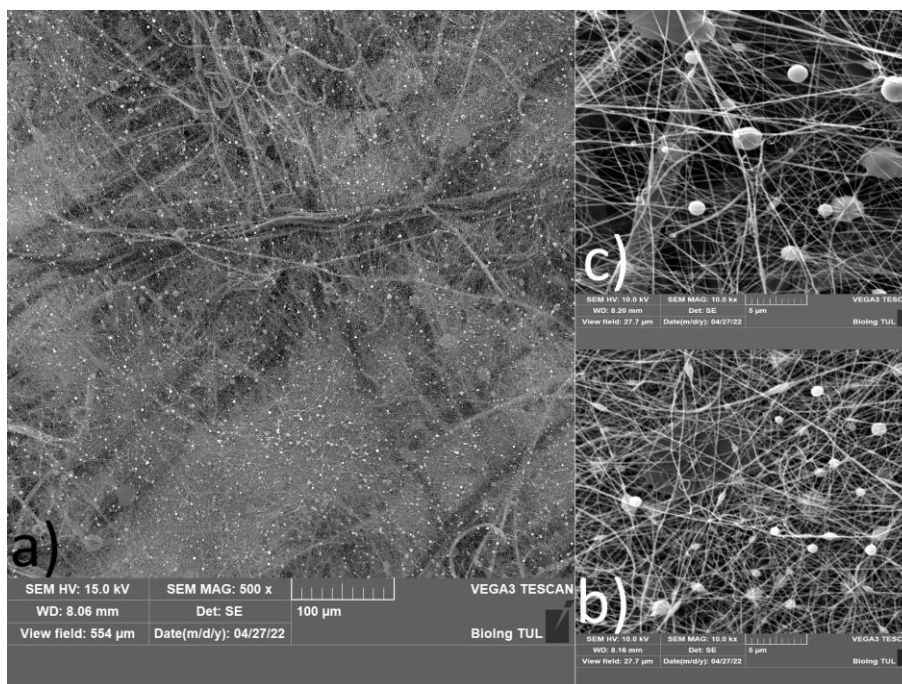
laminována krycí vrstvou. Snahy oddělit krycí vrstvu vzorku SB80 vyústily ve značné poškození nanovlákně vrstvy. Oba druhy filtrační vrstvy jsou založeny nanovlákněch z PVDF. Distribuce průměrů vláken získaná z 200 měření pro každý vzorek je zobrazena na Obrázek 27.



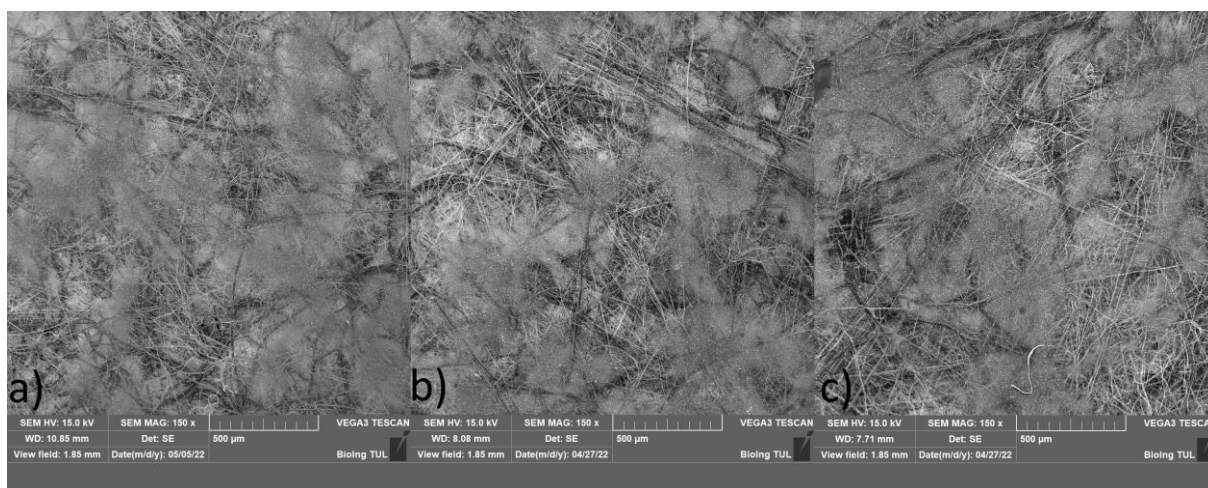
Obrázek 27: Krabicový graf distribuce průměrů vláken naměřených pro jednotlivé vzorky.

Distribuce průměrů nanovláken je v případě obou druhů filtračních vrstev (SB80 i MB40) založených na nanovlákněch z PVDF velmi podobná, v obou případech leží průměrné hodnoty i mediány průměru vláken v rozmezí 125–150 nm. Z grafu distribuce průměrů vláken lze také vyčíst, že ani jedna z provedených metod dekontaminace pravděpodobně nepůsobí změny v průměru vláken. To lze usuzovat na základě skutečnosti, že distribuce průměru vláken v případě dekontaminovaných vzorků je velmi podobná jako v případě vzorků, které žádné z metod dekontaminace nebyly vystaveny.

Snímkování pomocí SEM taktéž odhalilo značnou nehomogenitu rozložení nanovláken v ploše, a to v případě SB80 i MB40, viz Obrázek 28. Ze snímku jsou patrné světlejší a tmavší oblasti, v případě tmavších oblastí je možné rozeznat mikrovlákná podkladové netkané textilie, zatímco ve světlejších oblastech jsou zakryta nanosenými nanovlákně. Detailnější snímky, viz Obrázek 28b a 27c, pak ukazují značný rozdíl v plošné hustotě nanovláken v rozdílných oblastech. Z detailnějších snímků jsou také patrné kulovité útvary, které bylo možné pozorovat v celé ploše snímkovaných vzorků. Tyto útvary lze považovat za kapky polymeru vznikající v průběhu zvlákňování.



Obrázek 28: Nehomogenita nanovláknenné vrstvy vzorku MB40.



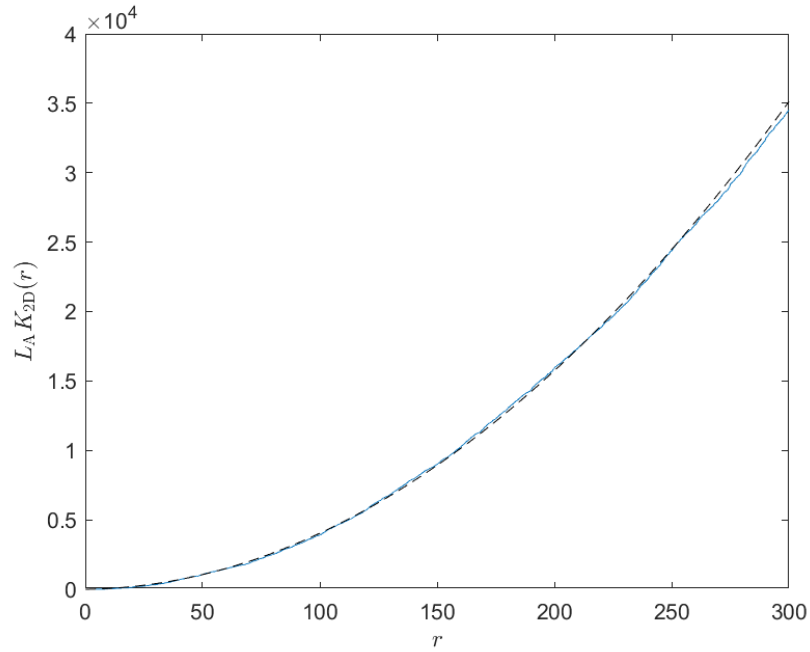
Obrázek 29: Nehomogenní rozložení nanovláken v ploše. a) Vzorek MB40 SPRAY, b) Vzorek MB40 DIP, c) Vzorek MB40 MGS.

4.4 Výpočet K -funkce pro reálný vláknenný systém

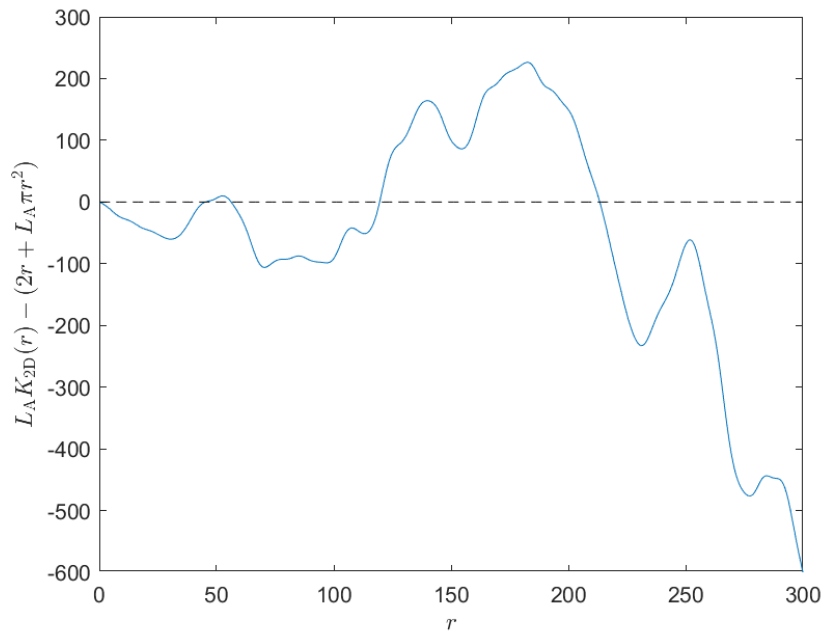
Stereologické charakteristiky druhého řádu umožňují popsat prostorovou korelaci ve vláknenných systémech. Právě s jejich využitím, jmenovitě K -funkce pro vláknenný proces, se můžeme pokusit popsat i vliv použitých dekontaminačních metod na systém reálných nanovláken. Interpretace experimentálně zjištěných K -funkcí není triviální, zároveň jejich aplikace na reálný systém nanovláken zatím nebyla popsána. Z tohoto důvodu je nutné získat

zkušenost v jejich interpretaci, proto budou nejprve uvedeny modelové případy systému vláken a na nich sledováno chování vypočítaných K -funkcí.

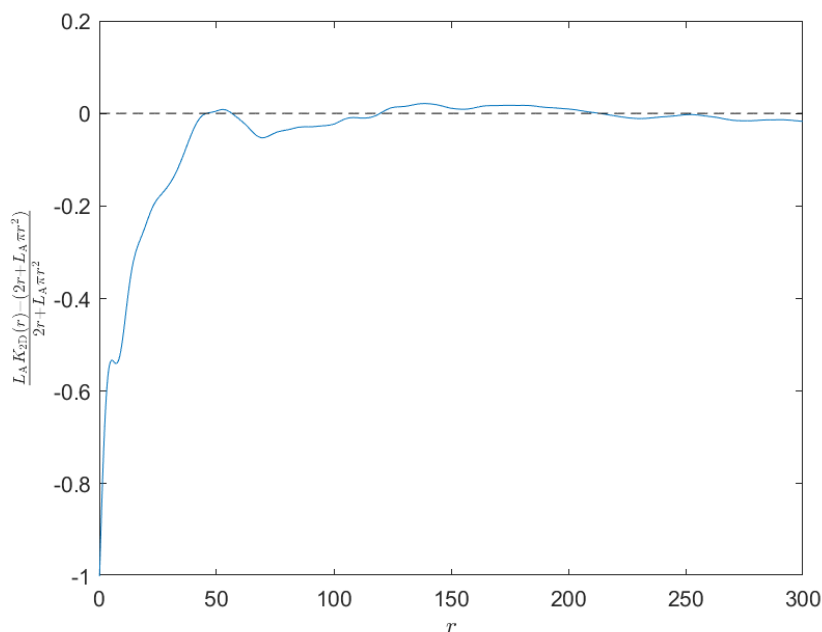
Nejprve aplikujeme naimplementovanou funkci na Poissonův vlákenný proces, který slouží jako model náhodného vlákenného procesu, jeho K -funkce tedy popisuje případ kdy v systému vláken mezi sebou vlákna nijak prostorově nekorelují. Poissonův vlákenný proces pro 150 vláken byl vygenerován dle Sampson (2019)[67]. Experimentálně zjištěná K -funkce je zobrazena na Obrázek 30. Jelikož je výpočet prováděn pouze pro jeden kruh se středem v charakteristickém bodě vlákna, výsledná K -funkce neodpovídá přesně teoretickému odhadu danému vztahem (2.24), ale pouze se mu blíží. Parabolický průběh K -funkce znesnadňuje interpretaci, pro porovnání odlišnosti vypočítané K -funkce Poissonova vlákenného procesu od teoretického předpokladu můžeme využít rozdílu K -funkce náhodného procesu od vypočítané K -funkce, viz Obrázek 30. Rozdíl je též možné normovat teoretickým předpokladem, viz Obrázek 31. Z grafu vyhlazeného normovaného rozdílu vypočítaného teoretického předpokladu od vypočítané K -funkce lze usoudit, že vypočítaná K -funkce Poissonova vlákenného procesu naimplementovanou funkcí příliš neodlišuje teoretického předpokladu. Výrazná odlišnost od teoretického předpokladu pro nízké hodnoty r je způsobena metodou výpočtu celkové délky vláken z binárního obrázku pomocí Buffonovy metody. Průsečky vlákenného systému se skupinami ekvidistantně vzdálených rovnoběžek jsou ukládány do bitové mapy, z které je následně odečtena jejich poloha. Nejkratší vzdálenost mezi sousedícími pixely je 1, pro hodnoty poloměru menší jak 1 je tedy normovaný rozdíl roven -1. Navíc samotný model náhodného vlákenného systému nemusí být pro malé vzdálenosti r přesný a pro malé vzdálenosti se více projevuje fakt, že je K -funkce vypočítávaná pouze pro kruh se středem v jednom charakteristickém bodě, nikoliv jako průměr přes všechny charakteristické body vlákenného procesu.



Obrázek 30: Experimentálně určená K-funkce Poissonova vlákenného procesu se 150 vlákny, modrá linie. Přerušovaná křivka zobrazuje K-funkci Poissonova vlákenného procesu. Hodnoty jsou vyjádřeny v bezrozměrovém délkovém měřítku.

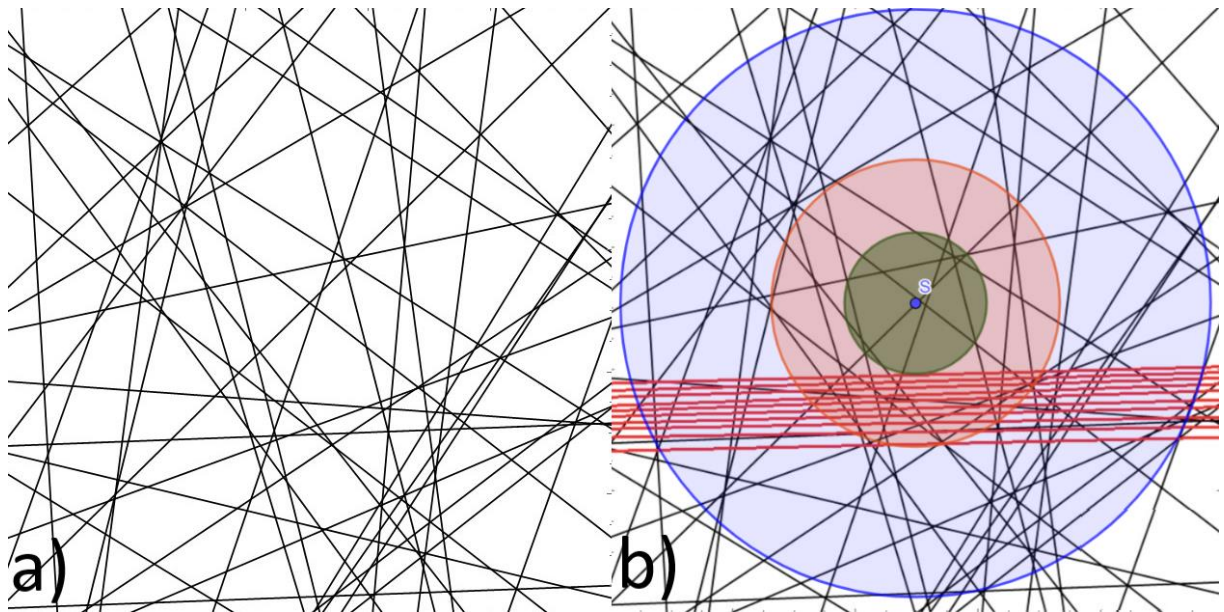


Obrázek 31: Vyhlazený průběh rozdílu vypočítané K-funkce od náhodného procesu, modrá linie. Hodnoty jsou vyjádřeny v bezrozměrovém délkovém měřítku.



Obrázek 32: Vyhlazený průběh normovaného rozdílu vypočítané K -funkce od náhodného procesu, modrá linie. Poloměr r je vyjádřen v bezrozměrovém délkovém měřítku.

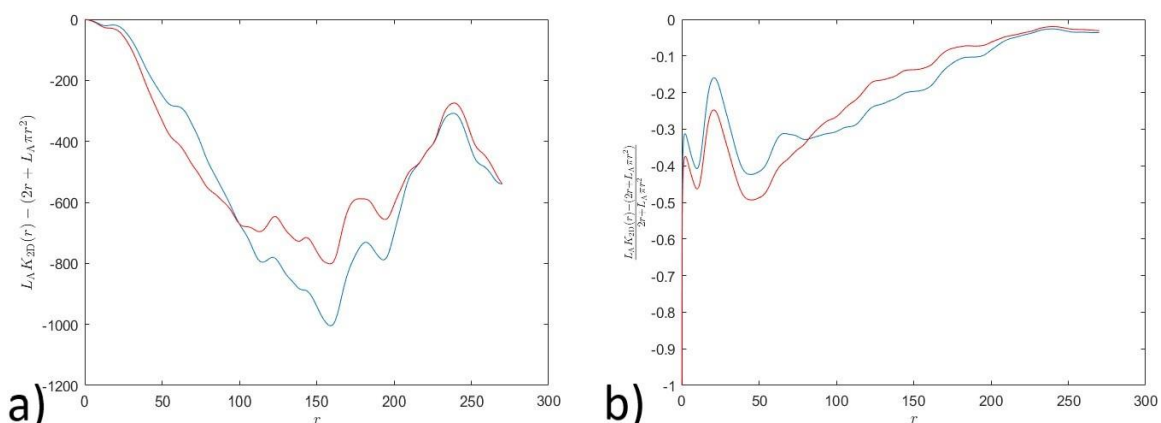
Nyní se pokusíme pozorovat popsat, jak určitá změna v systému vláken ovlivní průběh K -funkce, rozdílu a normovaného rozdílu. Pro tyto účely byl vybrán Poissonův vláknenný proces se 40 vláknů. Experimentálně zjištěná K -funkce se v tomto případě více odlišuje od teoretické hodnoty, jelikož s nižším počtem vláken v systému se více projevuje skutečnost, že naimplementovaná funkce počítá celkovou délku vláken pouze v kruhu se středem v jednom charakteristickém bodě. Na druhou stranu, v systému o menším počtu vláken se provedená změna výrazněji projeví. Do původního systému 40 vláken, viz Obrázek 33a, byl přidáno 10 podobně orientovaných vláken, vyznačeny červeně, viz Obrázek 33b.



Obrázek 33: Vizualizace změny provedené v systému vláken. a) Poissonův vláknenný proces pro 40 vláken. b) Systém vláken po provedení změny – přidáno 10 červených vláken.

Grafické znázornění rozdílů a normovaných rozdílů teoretických předpokladů od experimentálně zjištěných K -funkcí před změnou a po změně systému je na Obrázek 31. Nyní se můžeme pozorovat, jak změna v systému ovlivnila experimentálně zjištěnou K -funkci. K -funkce změněného systému (v grafech červeně) nabývá pro vzdálenost v intervalu 0–100 od středu kruhu S , nižších hodnot než K -funkce původního systému vláken (v grafech modře), tato oblast zhruba odpovídá zelenému kruhu na Obrázek 33b. Jak bylo zmíněno v teoretické části, pokud vykazuje experimentálně naměřená K -funkce nižší hodnoty v porovnání s teoretickým předpokladem, v systému dochází odpuzování vláken a vlákna nejsou náhodně uspořádána. Ve změněném systému došlo v oblasti zeleného kruhu k poklesu hodnot K -funkce, to lze vysvětlit následujícím způsobem. Přidání vláken do systému zvětšilo plošnou délkovou hustotu vláknenného systému právě o délku přidaných vláken, zelená oblast ale zůstala bez změny, tudíž celková délka vláken v oblasti je nižší, než uvádí teoretický předpoklad. Oranžové mezikruží odpovídá zhruba vzdálenosti 100-200 od středu kruhu. V tomto intervalu K -funkce změněného systému vláken nabývá vyšších hodnot v porovnání s K -funkcí Poissonova vláknenného procesu. Toto zjištění znovu koresponduje s poznatky popsány v teoretické části. Nárůst hodnoty K -funkce oproti náhodnému procesu totiž indikuje shlukování vláken, a právě v oblasti oranžového mezikruží přidaná vlákna způsobují nejzřetelnější nárůst plošné délkové hustoty vláken. Ve větších vzdálenostech od středu, ty jsou znázorněny modrým kruhem, není nárůst hodnot K -funkce v porovnání s náhodným procesem tak zřetelný, jelikož příspěvek přidaných vláken není pro tak velkou oblast výpočtu zdaleka tak zásadní, jako v případě oranžového mezikruží. Za

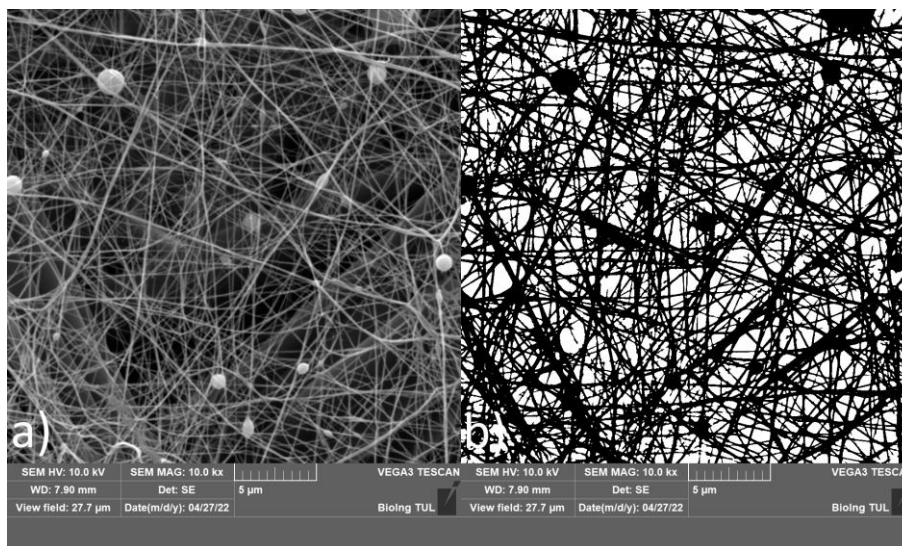
zmínku také stojí zjištění, že přidání shluku deseti vláken, což je čtvrtina původního počtu vláken náhodného procesu, nezpůsobí nijak výraznou změnu hodnot K -funkce.



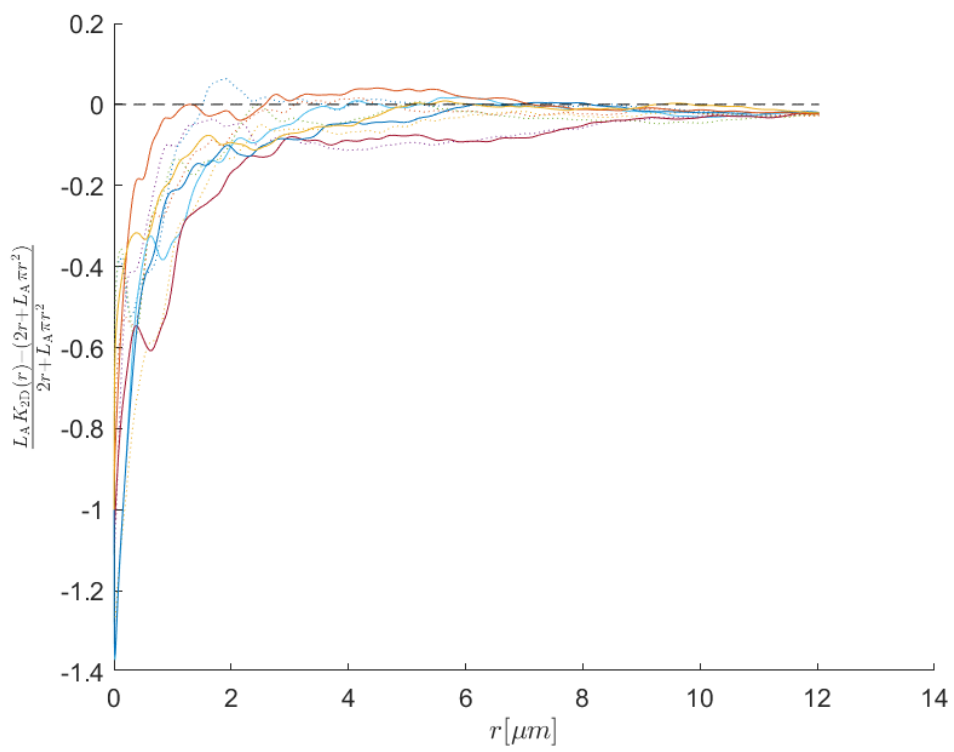
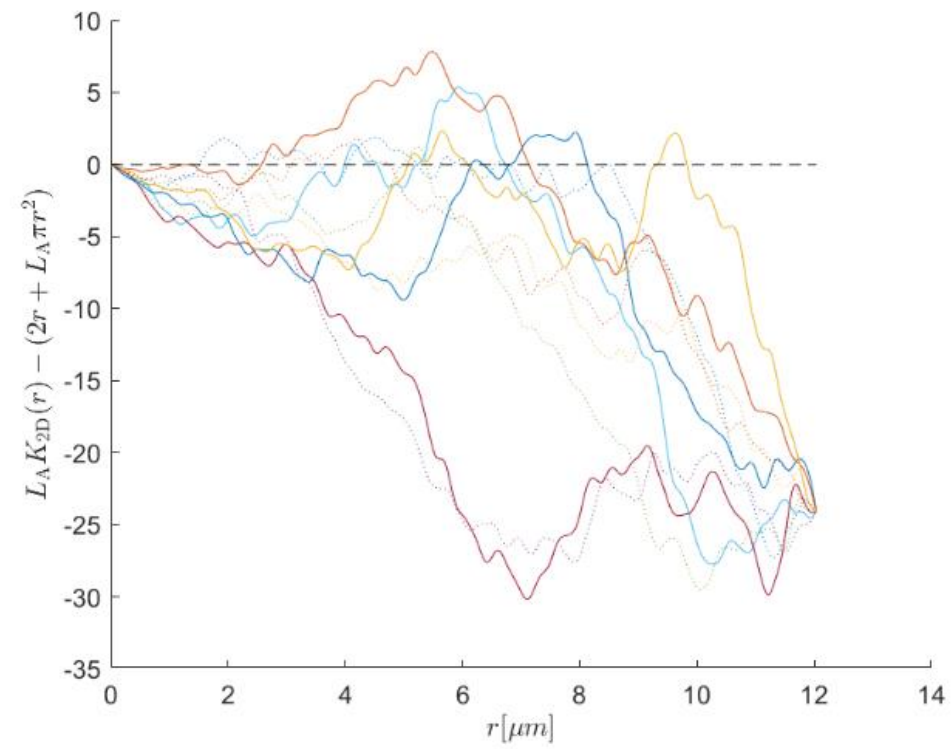
Obrázek 34: Grafické znázornění rozdílu ve vlákenném systému před (modrá) a po změně (červená). a) Rozdíl od náhodného procesu. b) Normovaný rozdíl od náhodného procesu. Hodnoty jsou vyjádřeny v bezrozměrovém délkovém měřítku

Nyní se můžeme pokusit provést výpočet K -funkcí pro reálné systémy nanovláken. Jelikož naimplementovaná funkce provádí výpočet K -funkce pouze v kruhu se středem v jednom charakteristickém bodě vlákenného systému, budou provedeny výpočty z deseti SEM snímků pro každý vzorek. Experimentální určení odpovídajících K -funkcí bylo provedeno pro vzorky MB40, MB40 SPRAY, MB40 DIP a MB40 MGS. Příklady pořízeného SEM snímku a odpovídajícího binárního obrázku, ze kterého byla následně pomocí naimplementované funkce experimentálně určena K -funkce vlákenného procesu, jsou na Obrázek 35. Pro jednodušší interpretaci jsou všechny experimentálně získané hodnoty K -funkcí uvedeny ve formě rozdílu a normovaného rozdílu, obdobně jako v předchozím případě. Získané průběhy jsou pro vzorky MB40 na Obrázku 33, pro MB40 SPRAY na Obrázek 37, pro MB DIP na Obrázek 38 a pro MB MGS na Obrázek 39. Z vynesných grafů lze v případě všech vzorků pozorovat, že hodnoty K -funkcí získaných z jednotlivých snímků se výrazně odlišují. V případě vzorku MB40, který nebyl vystaven žádné z metod dekontaminace, lze pozorovat že v 6 případech vypočítaná K -funkce nabývala ve vzdálenostech 2-9 μm hodnot vyšších než K -funkce náhodného procesu, což lze považovat za indikaci shlukování vláken v této vzdálenosti. Ve zbývajících 4 případech získané K -funkce nabývají nižších hodnot v porovnání s náhodným vláknovým procesem, a to v celém intervalu 0-12 μm pro který byl proveden výpočet. Ve dvou případech dochází v porovnání s ostatními průběhy k velmi výraznému poklesu hodnoty K -funkce ve vzdálenosti 5-9 μm , což lze interpretovat jako vzájemné vzdalování se mezi vlákny. V případě vzorku MB40 SPRAY, ve 4 případech získané K -funkce nabývají vyšších hodnot v porovnání s náhodným vláknovým procesem, a to na vzdálenosti 1-5 μm . V jednom případě nabývá K -funkce hodnot vyšších než náhodný vláknový proces ve vzdálenosti 6-12 μm . V ostatních případech získané K -funkce

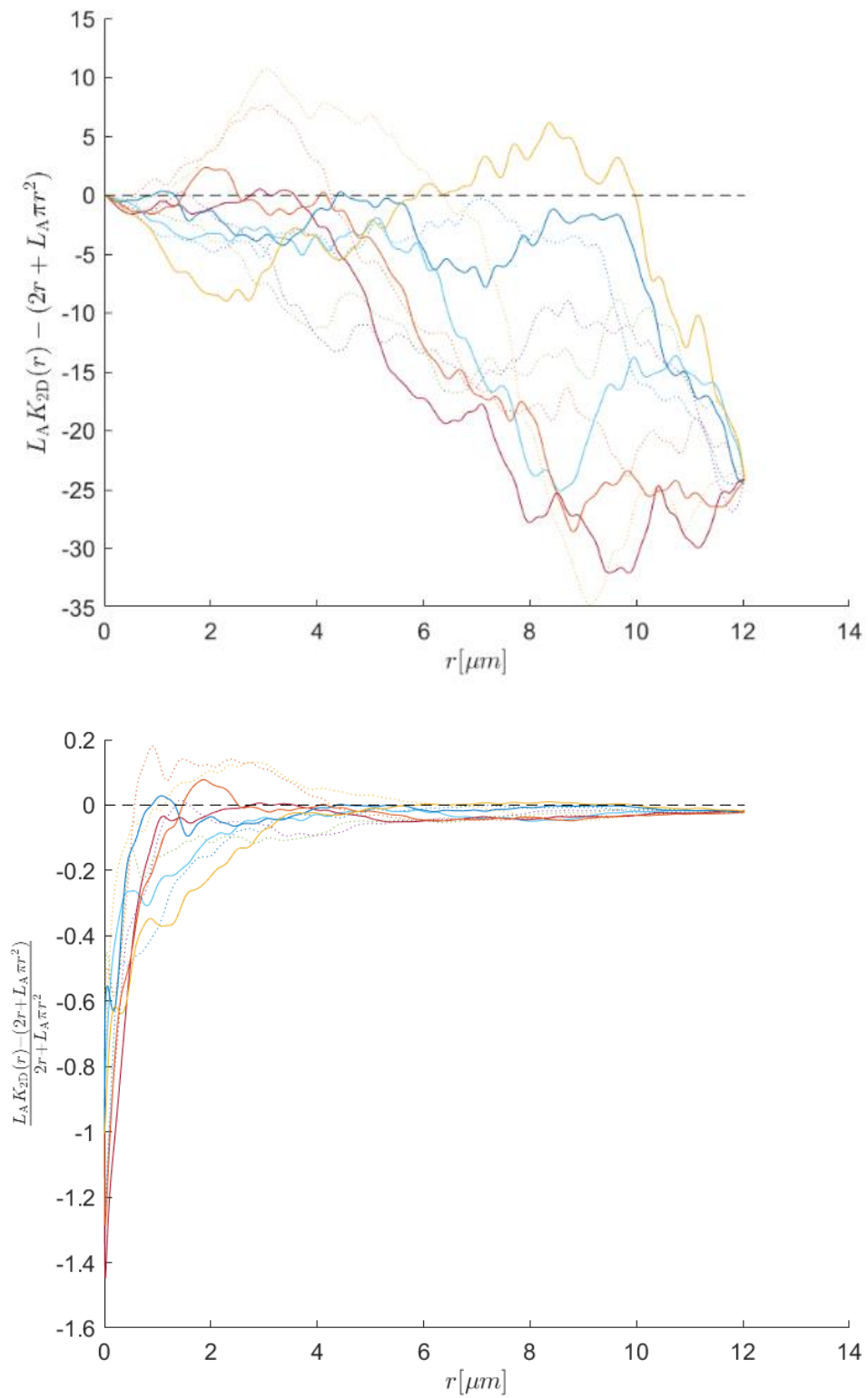
nabývají hodnot nižších než náhodný vláknový proces, ale z hodnot normovaného rozdílu lze pozorovat, že se jednotlivé funkce zejména v intervalu 4-12 μm příliš neodlišují od náhodného vláknového procesu. V případě vzorku MB40 DIP, lze pozorovat shlukování vláken ve vzdálenosti 2 μm , a to ve dvou případech, dále průběhy K -funkcí indikují ve 2 případech shlukování ve vzdálenosti 6-10 μm . Vzorek MB40 MGS vykazoval shlukování vláken ve více než jednom případě pouze ve vzdálenosti 2-4 μm .



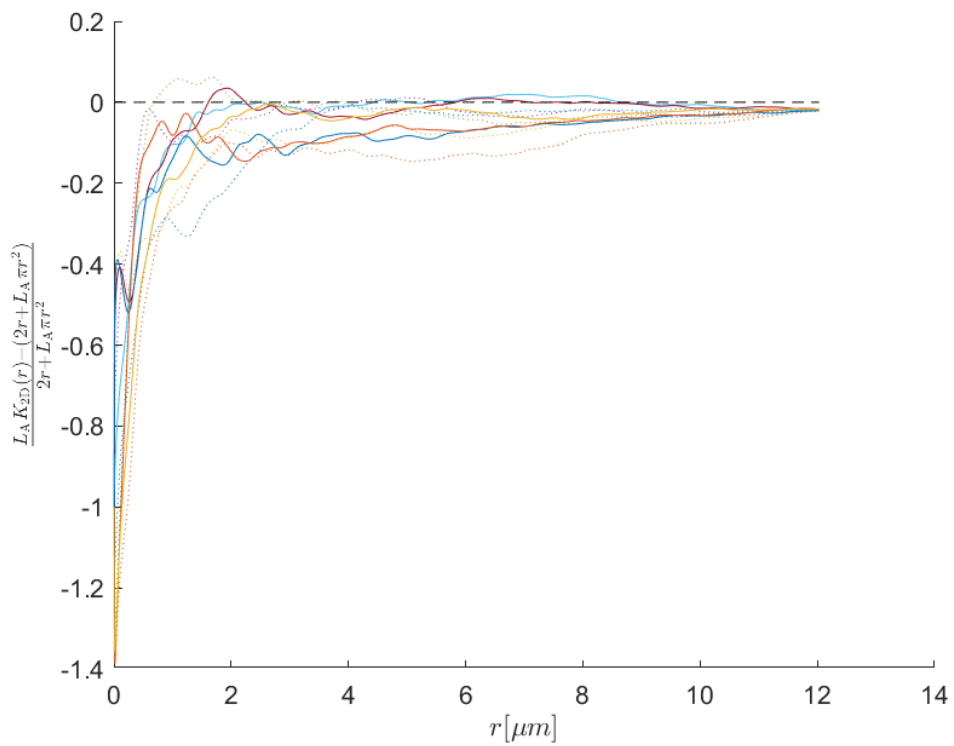
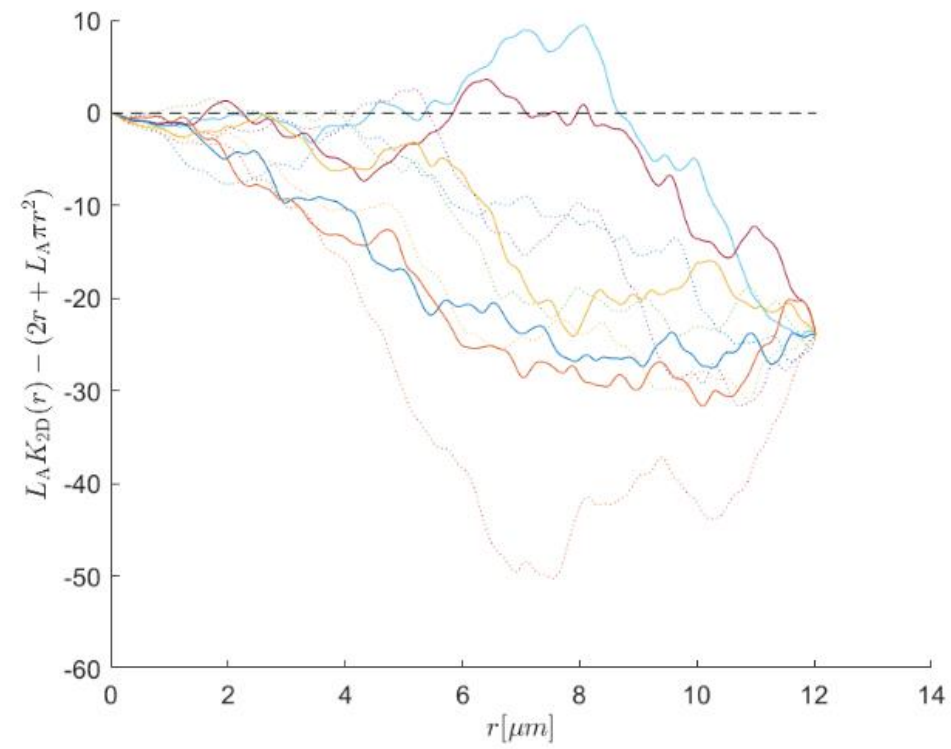
Obrázek 35: Nanovlákná z PVDF vzorku MB40. a) SEM snímek, b) Odpovídající binární obrázek.



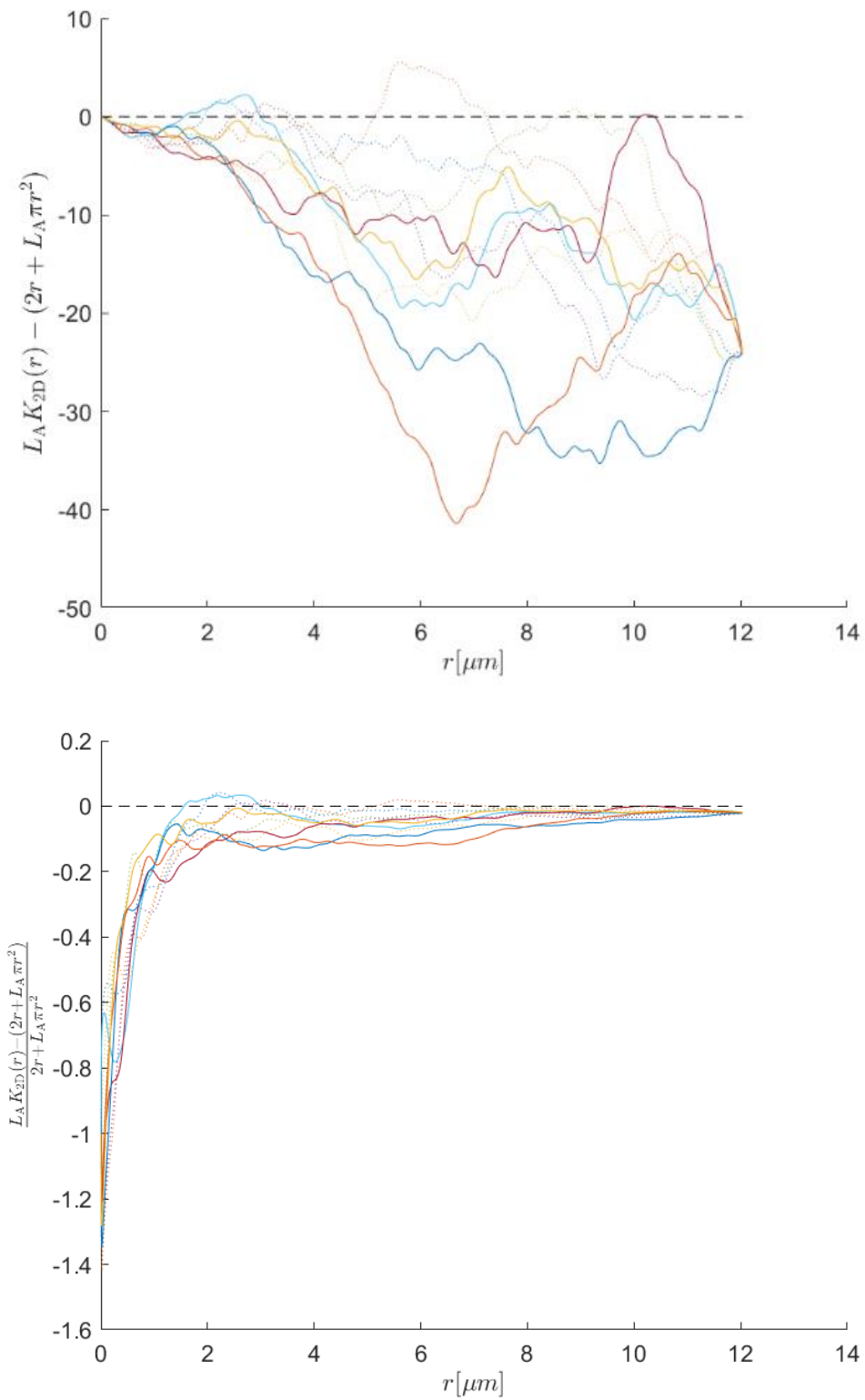
Obrázek 36: Experimentálně určené hodnoty K-funkcí pro vzorky MB40.



Obrázek 37: Průběhy rozdílu a normovaného rozdílu pro vzorky MB40 SPRAY.

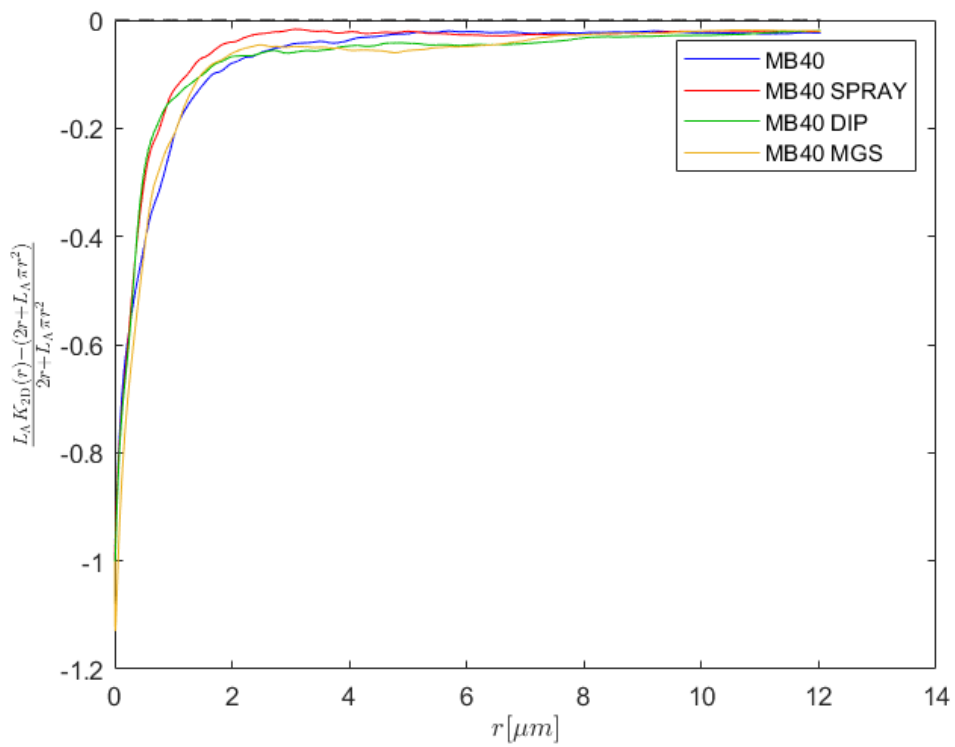
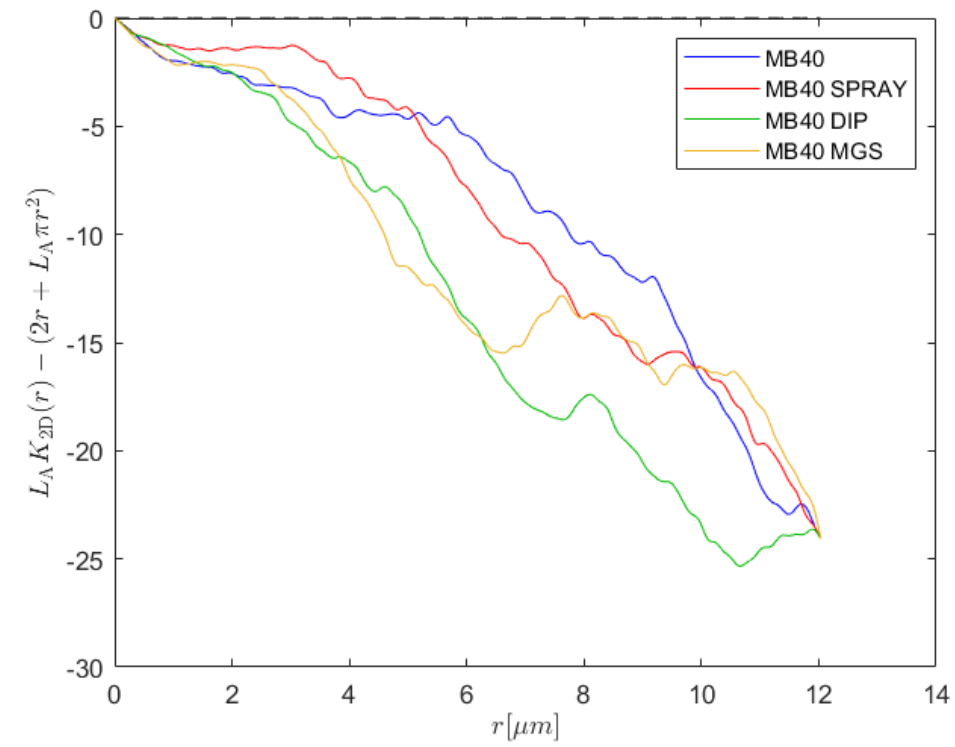


Obrázek 38: Průběhy rozdílu a normovaného rozdílu pro vzorky MB40 DIP.



Obrázek 39: Průběhy rozdílu a normovaného rozdílu pro vzorky MB40 MGS.

Pro potřeby porovnání mezi jednotlivými vzorky byly vypočítány průměrné hodnoty z deseti získaných K -funkcí pro každý vzorek. V případě všech vzorků je možné sledovat že jednotlivé K -funkce nabývají na většině intervalu pro který byly vypočítány hodnoty nižší než náhodný vláknový proces, tento fakt má za následek, že takto získané průměry nabývají pouze hodnot nižších než náhodný vláknový proces, viz Obrázek 40. Pokud nyní porovnáme získané K -funkce vzorků, které byly podrobeny některé z metod dekontaminace, se vzorkem MB 40, můžeme se pokusit vysvětlit pokles filtrační efektivity a nárůst dýchacího odporu po provedení dekontaminace. K nárůstu dýchacího odporu došlo ve všech třech případech, kdy největší nárůst dýchacího odporu byl zaznamenán pro vzorek MB40 SPRAY, v případě vzorků MB40 DIP a MB40 MGS by nárůst dýchacího odporu nižší. Pokud se pozorně podíváme na průběhy jednotlivých průměrných hodnot, můžeme pozorovat, že hodnoty průměrných rozdílů od náhodného vláknového procesu jsou pro všechny dekontaminované vzorky ve vzdálenosti 1-3 μm vyšší v porovnání se vzorkem MB40. V případě vzorku MB40 SPRAY je hodnota vyšší ve vzdálenosti 1-6 μm . Pokud se nyní podíváme do Tabulka 8: Naměřené hodnoty efektivity filtrace a dýchacího odporu pro jednotlivé vzorky., možná právě zde je možné hledat důvod nárůstu dýchacího odporu. Zvýšení hodnoty K -funkce indikuje jakousi přitažlivost mezi vlákny, přestože jsou hodnoty vypočítaných průměru v případě všech tří dekontaminovaných vzorků nižší, než hodnoty náhodného vláknového procesu, jsou ale vyšší než hodnoty pro nedekontaminovaný vzorek MB40. To může znamenat, že právě přiblížení původně více vzdálených vláken mohlo ovlivnit dýchací odpor. Tuto hypotézu podporuje i zjištění, že v případě MB40 SPRAY byla zaznamenány, jak nejvyšší hodnoty K -funkcí ve vzdálenostech 1-3 μm , tak hodnoty byly vyšší než v případě MB40 na největším intervalu vzdálenosti. Obdobně je možné posoudit i snížení filtrační účinnosti, kdy hodnoty K -funkcí pro všechny dekontaminované vzorky naopak nabývají nižších hodnot v porovnání s MB 40. K tomu dochází ve vzdálenosti 2-12 μm pro MB40 DIP, 3-10 μm pro MB40 MGS a 5-10 μm pro MB40 SPRAY, v tomto případě dle získaných K -funkcí dochází k většímu oddalování mezi jednotlivými vlákny, což by mohlo vyústit ve snížení filtrační účinnosti. Zde ale nelze tuto domněnku podložit naměřenými daty filtrační účinnosti, jelikož k poklesu pod hodnoty K -funkcí vzorku MB40 dochází na nejkratším intervale vzdálenosti v případě vzorku MB40 SPRAY, u toho ale byla naměřena nejnižší filtrační účinnost. Na druhou stranu, hodnota naměřené filtrační efektivity byla zatížena velkou chybou. Porovnání naměřených dat filtrační účinnosti pro vzorky MB40 DIP a MB40 MGS s poznatky získanými pomocí K -funkce hypotézu nevyvrací. Přesto pro potvrzení, zde uvedených domněnek je nutno aplikovanou metodu výpočtu K -funkce z reálného systému vláken dále zdokonalit a taktéž je nutné lépe porozumět mechanismům vedoucím ke změnám nanovláknenné struktury.



Obrázek 40: Porovnání průměrných hodnot rozdílu a normovaného rozdílu získaných výpočtem K-funkce z 10 SEM snímků pro každý vzorek.

5 Závěr

Hlavním cílem práce bylo provést a navrhnout testy závislosti efektivity filtrace na materiálu a sterilizační metodě. Na základě provedené rešerše byly vybrány tři metody dekontaminace ochranných prostředků dýchacích cest. Metody byly zvoleny s ohledem na jejich možné použití širokou veřejností. Na nanovlákněných filtračních vrstvách z polyvinylidenfluoridu byl otestován vliv dvou forem dekontaminace ethanolem a vliv mikrovlnami generované páry. Následně provedené měření filtrační efektivity a dýchacího odporu odhalilo pokles filtrační efektivity a nárůst dýchacího odporu v případě všech metod dekontaminace.

Ve snaze objasnit příčiny poklesu filtrační efektivity a nárůstu dýchacího odporu bylo přistoupeno k popisu nanovlákněného systému pomocí stereologických charakteristik druhého řádu. Stereologické charakteristiky umožňují popis prostorové korelace v systému vláken. Pro potřeby řešení práce byla naimplementována funkce v softwaru MatLab umožňující výpočet K -funkce vláknového procesu. Samotný výpočet K -funkce vláknového procesu a jeho zatím doposud nepopsaná aplikace na systém reálných nanovláken se tak stala hlavním objektem zájmu napříč prací. I přes nutná zjednodušení ve způsobu výpočtu a úskalí interpretace získaných výsledků, byla tato metoda úspěšně aplikována na reálný systém nanovláken. Na základě získaných poznatků získaných výpočtem K -funkcí byla vyslovena hypotéza navrhuující vysvětlení příčin poklesu filtrační efektivity a nárůstu dýchacího odporu dekontaminovaných nanovlákněných filtračních vrstev.

Zdroje

- [1] WHO Director-General's opening remarks at the media briefing on COVID-19 - 11 March 2020 [online]. [vid. 2022-05-16]. Dostupné z: <https://www.who.int/director-general/speeches/detail/who-director-general-s-opening-remarks-at-the-media-briefing-on-covid-19---11-march-2020>
- [2] WHO Coronavirus (COVID-19) Dashboard [online]. [vid. 2022-05-16]. Dostupné z: <https://covid19.who.int>
- [3] COVID-19 | Onemocnění aktuálně od MZČR [online]. [vid. 2022-05-09]. Dostupné z: <https://onemocneni-aktualne.mzcr.cz/covid-19>
- [4] Preparing for large-scale community transmission of COVID-19 [online]. [vid. 2022-05-16]. Dostupné z: <https://www.who.int/publications-detail-redirect/preparing-for-large-scale-community-transmission-of-covid-19>
- [5] COVID-19 Strategic Preparedness and Response Plan (SPRP 2021) [online]. [vid. 2022-05-16]. Dostupné z: <https://www.who.int/publications-detail-redirect/WHO-WHE-2021.02>
- [6] Mimořádné nařízení. 7. prosinec 2020
- [7] Mimořádné opatření. nora 2021
- [8] HARTENIAN, Ella, Divya NANDAKUMAR, Azra LARI, Michael LY, Jessica M. TUCKER a Britt A. GLAUNSINGER. The molecular virology of coronaviruses. *Journal of Biological Chemistry* [online]. 2020, **295**(37), 12910–12934. ISSN 00219258. Dostupné z: [doi:10.1074/jbc.REV120.013930](https://doi.org/10.1074/jbc.REV120.013930)
- [9] MALIK, Y. A. Properties of Coronavirus and SARS-CoV-2. *The Malaysian journal of pathology*. 2020, **42**(1), 3–11. ISSN 0126-8635.
- [10] SALZBERGER, Bernd, Felix BUDER, Benedikt LAMPL, Boris EHRENSTEIN, Florian HITZENBICHLER, Thomas HOLZMANN, Barbara SCHMIDT a Frank HANSES. Epidemiology of SARS-CoV-2. *Infection* [online]. 2021, **49**(2), 233–239. ISSN 0300-8126, 1439-0973. Dostupné z: [doi:10.1007/s15010-020-01531-3](https://doi.org/10.1007/s15010-020-01531-3)
- [11] CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION. *Principles of Epidemiology in Public Health Practice, Third Edition: An Introduction to Applied Epidemiology and Biostatistics* [online]. 2006. Dostupné z: <https://www.cdc.gov/csels/dsepd/ss1978/SS1978.pdf>
- [12] MORAWSKA, L. Droplet fate in indoor environments, or can we prevent the spread of infection? *Indoor Air* [online]. 2006, **16**(5), 335–347. ISSN 0905-6947, 1600-0668. Dostupné z: [doi:10.1111/j.1600-0668.2006.00432.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0668.2006.00432.x)
- [13] LI, Hongying, Fong Yew LEONG, George XU, Chang Wei KANG, Keng Hui LIM, Ban Hock TAN a Chian Min LOO. Airborne dispersion of droplets during coughing: a physical model of viral transmission. *Scientific Reports* [online]. 2021, **11**(1), 4617. ISSN 2045-2322. Dostupné z: [doi:10.1038/s41598-021-84245-2](https://doi.org/10.1038/s41598-021-84245-2)

- [14] LUKÁŠ, David, Eva KUŽELOVÁ KOŠŤÁKOVÁ, Věra JENČOVÁ, Michal TRČKA a Nikifor ASATIANI. *Biofyzika I*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2020. ISBN 978-80-7494-538-0.
- [15] DUGUID, J. P. The size and the duration of air-carriage of respiratory droplets and droplet-nuclei. *Epidemiology and Infection* [online]. 1946, **44**(6), 471–479. ISSN 0950-2688, 1469-4409. Dostupné z: doi:10.1017/S0022172400019288
- [16] PAPANENI, Rao S. a Frank S. ROSENTHAL. The Size Distribution of Droplets in the Exhaled Breath of Healthy Human Subjects. *Journal of Aerosol Medicine* [online]. 1997, **10**(2), 105–116. ISSN 0894-2684, 1557-9026. Dostupné z: doi:10.1089/jam.1997.10.105
- [17] WELLS, W. F. ON AIR-BORNE INFECTION*: STUDY II. DROPLETS AND DROPLET NUCLEI. *American Journal of Epidemiology* [online]. 1934, **20**(3), 611–618. ISSN 0002-9262. Dostupné z: doi:10.1093/oxfordjournals.aje.a118097
- [18] XIE, X., Y. LI, A. T. Y. CHWANG, P. L. HO a W. H. SETO. How far droplets can move in indoor environments? revisiting the Wells evaporation-falling curve. *Indoor Air* [online]. 2007, **17**(3), 211–225. ISSN 0905-6947, 1600-0668. Dostupné z: doi:10.1111/j.1600-0668.2007.00469.x
- [19] BHARDWAJ, Rajneesh a Amit AGRAWAL. Likelihood of survival of coronavirus in a respiratory droplet deposited on a solid surface. *Physics of Fluids* [online]. 2020, **32**(6), 061704. ISSN 1070-6631, 1089-7666. Dostupné z: doi:10.1063/5.0012009
- [20] HU, Hua a Ronald G. LARSON. Evaporation of a Sessile Droplet on a Substrate. *The Journal of Physical Chemistry B* [online]. 2002, **106**(6), 1334–1344. ISSN 1520-6106, 1520-5207. Dostupné z: doi:10.1021/jp0118322
- [21] PANDIS, Nikolaos. The evidence pyramid and introduction to randomized controlled trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2011, **140**(3), 446–447. ISSN 08895406. Dostupné z: doi:10.1016/j.ajodo.2011.04.016
- [22] LEWALLEN, Susan a Paul COURTRIGHT. *Epidemiology in Practice: Case-Control Studies*. nedatováno, 2.
- [23] KENDALL, J M. Designing a research project: randomised controlled trials and their principles. *Emergency Medicine Journal* [online]. 2003, **20**(2), 164–168. ISSN 14720205, 14720213. Dostupné z: doi:10.1136/emj.20.2.164
- [24] SZUMILAS, Magdalena. Explaining odds ratios. *Journal of the Canadian Academy of Child and Adolescent Psychiatry = Journal de l'Académie canadienne de psychiatrie de l'enfant et de l'adolescent*. 2010, **19**(3), 227–229. ISSN 2293-6122.
- [25] JEFFERSON, Tom, Chris B DEL MAR, Liz DOOLEY, Eliana FERRONI, Lubna A AL-ANSARY, Ghada A BAWAZEER, Mieke L VAN DRIEL, N Sreekumaran NAIR, Mark A JONES, Sarah THORNING a John M CONLY. Physical interventions to interrupt or reduce the spread of respiratory viruses. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 2011 [vid. 2022-04-04]. ISSN 14651858. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD006207.pub4
- [26] MACINTYRE, Chandini Raina, Quanyi WANG, Simon CAUCHEMEZ, Holly SEALE, Dominic E. DWYER, Peng YANG, Weixian SHI, Zhanhai GAO, Xinghuo PANG, Yi ZHANG, Xiaoli WANG, Wei DUAN, Bayzidur RAHMAN a Neil FERGUSON. A cluster randomized clinical trial comparing fit-tested and non-fit-tested N95 respirators to medical masks to prevent

respiratory virus infection in health care workers: RCT of face masks in health workers. *Influenza and Other Respiratory Viruses* [online]. 2011, **5**(3), 170–179. ISSN 17502640. Dostupné z: doi:10.1111/j.1750-2659.2011.00198.x

- [27] LIANG, Mingming, Liang GAO, Ce CHENG, Qin ZHOU, John Patrick UY, Kurt HEINER a Chenyu SUN. Efficacy of face mask in preventing respiratory virus transmission: A systematic review and meta-analysis. *Travel Medicine and Infectious Disease* [online]. 2020, **36**, 101751. ISSN 14778939. Dostupné z: doi:10.1016/j.tmaid.2020.101751
- [28] SUESS, Thorsten, Cornelius REMSCHMIDT, Susanne B SCHINK, Brunhilde SCHWEIGER, Andreas NITSCHKE, Kati SCHROEDER, Joerg DOELLINGER, Jeanette MILDE, Walter HAAS, Irina KOEHLER, Gérard KRAUSE a Udo BUCHHOLZ. The role of facemasks and hand hygiene in the prevention of influenza transmission in households: results from a cluster randomised trial; Berlin, Germany, 2009-2011. *BMC Infectious Diseases* [online]. 2012, **12**(1), 26. ISSN 1471-2334. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2334-12-26
- [29] LEUNG, Nancy H. L., Daniel K. W. CHU, Eunice Y. C. SHIU, Kwok-Hung CHAN, James J. MCDEVITT, Benien J. P. HAU, Hui-Ling YEN, Yuguo LI, Dennis K. M. IP, J. S. Malik PEIRIS, Wing-Hong SETO, Gabriel M. LEUNG, Donald K. MILTON a Benjamin J. COWLING. Respiratory virus shedding in exhaled breath and efficacy of face masks. *Nature Medicine* [online]. 2020, **26**(5), 676–680. ISSN 1078-8956, 1546-170X. Dostupné z: doi:10.1038/s41591-020-0843-2
- [30] HOWARD, Jeremy, Austin HUANG, Zhiyuan LI, Zeynep TUFEKCI, Vladimir ZDIMAL, Helene-Mari VAN DER WESTHUIZEN, Arne VON DELFT, Amy PRICE, Lex FRIDMAN, Lei-Han TANG, Viola TANG, Gregory L. WATSON, Christina E. BAX, Reshama SHAIKH, Frederik QUESTIER, Danny HERNANDEZ, Larry F. CHU, Christina M. RAMIREZ a Anne W. RIMOIN. An evidence review of face masks against COVID-19. *Proceedings of the National Academy of Sciences* [online]. 2021, **118**(4), e2014564118. ISSN 0027-8424, 1091-6490. Dostupné z: doi:10.1073/pnas.2014564118
- [31] KONDA, Abhiteja, Abhinav PRAKASH, Gregory A. MOSS, Michael SCHMOLDT, Gregory D. GRANT a Supratik GUHA. Aerosol Filtration Efficiency of Common Fabrics Used in Respiratory Cloth Masks. *ACS Nano* [online]. 2020, **14**(5), 6339–6347. ISSN 1936-0851, 1936-086X. Dostupné z: doi:10.1021/acsnano.0c03252
- [32] HRŮZA, Jakub. *Zlepšování filtračních vlastností vlákných materiálů*. Liberec, 2005. Disertační práce. Technická Univerzita v Liberci.
- [33] *Nariadení Evropského parlamentu a rady (EU) 2016/425 ze dne 9. března 2016 o osobních ochranných prostředcích a o zrušení směrnice Rady 89/686/EHS*. Štrasburk: Evropský parlament a Rada (EU). 2016.
- [34] *ČSN EN 149+A1, Ochranné prostředky dýchacích orgánů – Filtrační polomasky k ochraně proti částicím – Požadavky, zkoušení a značení*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví. 2009.
- [35] RUBIO-ROMERO, Juan Carlos, María del Carmen PARDO-FERREIRA, Juan Antonio TORRECILLA-GARCÍA a Santiago CALERO-CASTRO. Disposable masks: Disinfection and sterilization for reuse, and non-certified manufacturing, in the face of shortages during the COVID-19 pandemic. *Safety Science* [online]. 2020, **129**, 104830. ISSN 09257535. Dostupné z: doi:10.1016/j.ssci.2020.104830

- [36] STAYMATES, Matthew. Flow visualization of an N95 respirator with and without an exhalation valve using schlieren imaging and light scattering. *Physics of Fluids* [online]. 2020, **32**(11), 111703. ISSN 1070-6631, 1089-7666. Dostupné z: doi:10.1063/5.0031996
- [37] WIBISONO, Yusuf, Cut Rifda FADILA, Saiful SAIFUL a Muhammad Roil BILAD. Facile Approaches of Polymeric Face Masks Reuse and Reinforcements for Micro-Aerosol Droplets and Viruses Filtration: A Review. *Polymers* [online]. 2020, **12**(11), 2516. ISSN 2073-4360. Dostupné z: doi:10.3390/polym12112516
- [38] ARMENTANO, Ilaria, Marco BARBANERA, Eleonora CAROTA, Silvia CROGNALE, Marco MARCONI, Stefano ROSSI, Gianluca RUBINO, Mauro SCUNGIO, Juri TABORRI a Giuseppe CALABRÒ. Polymer Materials for Respiratory Protection: Processing, End Use, and Testing Methods. *ACS Applied Polymer Materials* [online]. 2021, **3**(2), 531–548. ISSN 2637-6105, 2637-6105. Dostupné z: doi:10.1021/acscpm.0c01151
- [39] COOK, T. M. Personal protective equipment during the coronavirus disease (COVID) 2019 pandemic – a narrative review. *Anaesthesia* [online]. 2020, **75**(7), 920–927. ISSN 0003-2409, 1365-2044. Dostupné z: doi:10.1111/anae.15071
- [40] CELINA, Mathew C., Estevan MARTINEZ, Michael A. OMANA, Andres SANCHEZ, Dora WIEMANN, Matthew TEZAK a Tim R. DARGAVILLE. Extended use of face masks during the COVID-19 pandemic - Thermal conditioning and spray-on surface disinfection. *Polymer Degradation and Stability* [online]. 2020, **179**, 109251. ISSN 01413910. Dostupné z: doi:10.1016/j.polymdegradstab.2020.109251
- [41] LIAO, Lei, Wang XIAO, Mervin ZHAO, Xuanze YU, Haotian WANG, Qiqi WANG, Steven CHU a Yi CUI. Can N95 Respirators Be Reused after Disinfection? How Many Times? *ACS Nano* [online]. 2020, **14**(5), 6348–6356. ISSN 1936-0851, 1936-086X. Dostupné z: doi:10.1021/acsnano.0c03597
- [42] *EN 13274-7, Respiratory protective devices - Methods of test - Part 7: Determination of particle filter penetration*. London: The British Standards Institution 2019. 2019.
- [43] *ČSN EN 14683+AC, Zdravotnické obličejové masky - Požadavky a metody zkoušení*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví. 2020.
- [44] *ČSN EN ISO 11139 - Sterilizace výrobků pro zdravotní péči - Slovník - Termíny používané v normách pro sterilizaci a v normách pro související zařízení a procesy*. Praha: Česká agentura pro standardizaci. 2019.
- [45] RANNEY, Megan L., Valerie GRIFFETH a Ashish K. JHA. Critical Supply Shortages — The Need for Ventilators and Personal Protective Equipment during the Covid-19 Pandemic. *New England Journal of Medicine* [online]. 2020, **382**(18), e41. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJMp2006141
- [46] GÖPFERTO VÁ, Dana a Zdeněk ŠMERHOVSKÝ. *Výkladový slovník termínů v epidemiologii*. B.m.: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví, Ruská 85, Praha 10. 2015
- [47] RUTALA, William A. *Guideline for Disinfection and Sterilization in Healthcare Facilities*, 2008. 2008, 163.
- [48] SONG, Wuhui, Bin PAN, Haidong KAN, Yanyi XU a Zhigang YI. Heat inactivating and reusing of virus-contaminated disposable medical mask. *medRxiv* [online]. 2020, 2020.07.01.20144527. Dostupné z: doi:10.1101/2020.07.01.20144527

- [49] LIN, T.-H., F.-C. TANG, P.-C. HUNG, Z.-C. HUA a C.-Y. LAI. Relative survival of *Bacillus subtilis* spores loaded on filtering facepiece respirators after five decontamination methods. *Indoor Air* [online]. 2018, **28**(5), 754–762. ISSN 0905-6947. Dostupné z: doi:10.1111/ina.12475
- [50] PASCOE, M.J., A. ROBERTSON, A. CRAYFORD, E. DURAND, J. STEER, A. CASTELLI, R. WESGATE, S.L. EVANS, A. PORCH a J.-Y. MAILLARD. Dry heat and microwave-generated steam protocols for the rapid decontamination of respiratory personal protective equipment in response to COVID-19-related shortages. *Journal of Hospital Infection* [online]. 2020, **106**(1), 10–19. ISSN 01956701. Dostupné z: doi:10.1016/j.jhin.2020.07.008
- [51] VISCUSI, Dennis J., Michael S. BERGMAN, Benjamin C. EIMER a Ronald E. SHAFFER. Evaluation of Five Decontamination Methods for Filtering Facepiece Respirators. *The Annals of Occupational Hygiene* [online]. 2009 [vid. 2022-05-11]. ISSN 1475-3162. Dostupné z: doi:10.1093/annhyg/mep070
- [52] OU, Qisheng, Chenxing PEI, Seong CHAN KIM, Elizabeth ABELL a David Y.H. PUI. Evaluation of decontamination methods for commercial and alternative respirator and mask materials – view from filtration aspect. *Journal of Aerosol Science* [online]. 2020, **150**, 105609. ISSN 00218502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jaerosci.2020.105609
- [53] LORE, Michael B., Brian K. HEIMBUCH, Teanne L. BROWN, Joseph D. WANDER a Steven H. HINRICHES. Effectiveness of Three Decontamination Treatments against Influenza Virus Applied to Filtering Facepiece Respirators. *The Annals of Occupational Hygiene* [online]. 2012, **56**(1), 92–101. ISSN 0003-4878. Dostupné z: doi:10.1093/annhyg/mer054
- [54] HEIMBUCH, Brian K., William H. WALLACE, Kimberly KINNEY, April E. LUMLEY, Chang-Yu WU, Myung-Heui WOO a Joseph D. WANDER. A pandemic influenza preparedness study: Use of energetic methods to decontaminate filtering facepiece respirators contaminated with H1N1 aerosols and droplets. *American Journal of Infection Control* [online]. 2011, **39**(1), e1–e9. ISSN 0196-6553. Dostupné z: doi:10.1016/j.ajic.2010.07.004
- [55] ZULAUF, Katelyn E, Alex B GREEN, Alex N NGUYEN, Tanush JAGDISH, Dvir REIF, Robert SEELEY, Alana DALE a James E KIRBY. Microwave-Generated Steam Decontamination of N95 Respirators Utilizing Universally Accessible Materials. 2020, **11**(3), 9.
- [56] MEYERS, C, R KASS, D GOLDENBERG, J MILICI, S ALAM a R ROBISON. Ethanol and isopropanol inactivation of human coronavirus on hard surfaces. *The Journal of hospital infection* [online]. 2020/09/28 vyd. 2021, **107**, 45–49. ISSN 1532-2939. Dostupné z: doi:10.1016/j.jhin.2020.09.026
- [57] KRATZEL, Annika, Daniel TODT, Philip V'KOVSKI, Silvio STEINER, Mitra GULTOM, Tran Thi Nhu THAO, Nadine EBERT, Melle HOLWERDA, Jörg STEINMANN, Daniela NIEMEYER, Ronald DIJKMAN, Günter KAMPF, Christian DROSTEN, Eike STEINMANN, Volker THIEL a Stephanie PFAENDER. Inactivation of Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2 by WHO-Recommended Hand Rub Formulations and Alcohols. *Emerging infectious diseases* [online]. 2020/06/21 vyd. 2020, **26**(7), 1592–1595. ISSN 1080-6059. Dostupné z: doi:10.3201/eid2607.200915
- [58] XIAO, Huiming, Yeping SONG a Gangjin CHEN. Correlation between charge decay and solvent effect for melt-blown polypropylene electret filter fabrics. *Journal of Electrostatics* [online]. 2014, **72**(4), 311–314. ISSN 0304-3886. Dostupné z: doi:10.1016/j.elstat.2014.05.006

- [59] ULLAH, Sana, Azeem ULLAH, Jaeyun LEE, Yeonsu JEONG, Motahira HASHMI, Chunhong ZHU, Kye Il JOO, Hyung Joon CHA a Ick Soo KIM. Reusability Comparison of Melt-Blown vs Nanofiber Face Mask Filters for Use in the Coronavirus Pandemic. *ACS Applied Nano Materials* [online]. 2020, **3**(7), 7231–7241. ISSN 2574-0970, 2574-0970. Dostupné z: doi:10.1021/acsanm.0c01562
- [60] XIANG, Yue, Yonghong JIA, Linlin CHEN, Lei GUO, Bizhen SHU a Enshen LONG. COVID-19 epidemic prediction and the impact of public health interventions: A review of COVID-19 epidemic models. *Infectious Disease Modelling* [online]. 2021, **6**, 324–342. ISSN 2468-0427. Dostupné z: doi:10.1016/j.idm.2021.01.001
- [61] KEELING, Matt J a Ken T.D EAMES. Networks and epidemic models. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. 2005, **2**(4), 295–307. ISSN 1742-5689, 1742-5662. Dostupné z: doi:10.1098/rsif.2005.0051
- [62] LUKÁŠ, David. *Stereologie textilních materiálů*. první. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 1999. ISBN 80-7083-362-9.
- [63] HANISCH, Karl-Heinz, Dieter KÖNIG a Dietrich STOYAN. The pair correlation function for point and fibre systems and its stereological determination by planar sections*. *Journal of Microscopy* [online]. 1985, **140**(3), 361–370. ISSN 00222720. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2818.1985.tb02689.x
- [64] LUKÁŠ, David. *Stereologie pro bioinženýrství*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, v tisku.
- [65] STOYAN, D. Stereological Determination of Orientations, Second-Order Quantities and Correlations for Random Spatial Fibre Systems. *Biometrical Journal* [online]. 1985, **27**(4), 411–425. ISSN 03233847, 15214036. Dostupné z: doi:10.1002/bimj.4710270411
- [66] VEJERANO, Eric P. a Linsey C. MARR. Physico-chemical characteristics of evaporating respiratory fluid droplets. *Journal of The Royal Society Interface* [online]. 2018, **15**(139), 20170939. ISSN 1742-5689, 1742-5662. Dostupné z: doi:10.1098/rsif.2017.0939
- [67] SAMPSON, William Wyatt. *Modelling Stochastic Fibrous Materials with Mathematica®* [online]. London: Springer London, 2009 [vid.2022-05-16]. Engineering Materials and Processes. ISBN 978-1-84800-990-5. Dostupné z: doi:10.1007/978-1-84800-991-2