



Bakalářská práce

Nebezpečí degradace materiálu v biologickém prostředí

Studijní program:

B0914P360007 Biomedicínská technika

Autor práce:

Antonín Novotný

Vedoucí práce:

Ing. Vojtěch Lindauer

Fakulta zdravotnických studií

Liberec 2025



Zadání bakalářské práce

Nebezpečí degradace materiálu v biologickém prostředí

<i>Jméno a příjmení:</i>	Antonín Novotný
<i>Osobní číslo:</i>	D22000154
<i>Studijní program:</i>	B0914P360007 Biomedicínská technika
<i>Zadávací katedra:</i>	Fakulta zdravotnických studií
<i>Akademický rok:</i>	2024/2025

Zásady pro vypracování:

Cíle a výstupy práce:

1. Seznámení se a popis materiálů a mechanismů degradace materiálů používaných u endotracheálních a žilních kanyl
2. Literární rešerše výzkumu degradace materiálů
3. Vlastní experiment degradace materiálu:
 - 3.1. charakterizace explantované kanyly před expirací a po expiraci
 - 3.2. a/nebo experiment umělé expozice kanyly biofilmu
4. Vyvození závěrů pro praxi, návaznost na následné dotazníkové šetření mezi odborníky z praxe (návazná BP)

Teoretická východiska:

Příspěvek na workshopu EXTREME na NTNU v Trondheimu, zabývající se otázkami materiálů v extrémních podmínkách, který zpracovával otázku krátkodobě implantabilních zdravotnických prostředků (ZP) a jejich degradaci, nás inspiroval k prozkoumání tématu i v našich podmínkách.

Nejčastěji zaváděnými ZP do těla pacienta jsou IV kanyly, endotracheální tubusy a močové katetry. Tyto prostředky mají předem danou dobu použití a péči, které by měly zajistit, že prostředek v daném čase plní svou funkci a neohrozí pacienta. Ze zkušenosti a literatury lze odvodit, že k částečné degradaci dochází už během použití, což je indikováno např. zabarvením materiálu nebo i vznikem komplikací.

Mechanismy vedoucí k degradaci materiálu mohou zahrnovat agresivní prostředí, vliv biofilmu nebo například enzymatickou reakci. Tyto mechanismy v kombinaci s nevhodným používáním ZP mohou vést k poškození pacienta.

Metody práce:

Literární rešerše, experiment.

Literární rešerše je esenciální pro uchopení tématu a popisu používaných materiálů. Charakter experimentů bude závislý na dostupnosti vzorků.

Rozsah stran:

Rozsah bakalářské práce činí 40-60 stran

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování práce:

tištěná/elektronická

Jazyk práce:

čeština

Seznam odborné literatury:

DUMITRIU, Severian a Valentin I. POPA (ed.), 2013. *Polymeric biomaterials*. 3rd ed. Boca Raton: CRC Press. ISBN 978-1-4200-9469-5.

HEADLEY, Jan M. a Thomas AHRENS, 2020. Narrative History of the Swan-Ganz Catheter: Development, Education, Controversies, and Clinician Acumen. online. *AACN Advanced Critical Care*, vol. 31, no. 1, s. 25–33. Dostupné z: <https://doi.org/10.4037/aacnacc2020992>.

CHARVÁT, Jiří, 2016. *Žilní vstupy: dlouhodobé a střednědobé*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-5621-9.

NICKEL, Barb, 2021. Does the Midline Peripheral Intravenous Catheter Have a Place in Critical Care? online. *Critical Care Nurse*, vol. 41, no. 6, s. 1–21. Dostupné z: <https://doi.org/10.4037/ccn2021818>.

PELCL, Tomáš, 2019. Kanyly a infuzní sety inzulinových pump. *Aktuální medicína*, roč. 2019, č. 1, s. 18–21. ISSN 2570-7418.

RIEGEROVÁ, Markéta; Marie HOLUBOVÁ a Kristýna ŠOUKALOVÁ, 2020. Centrální venózní katétr a ošetrovatelská péče o něj. online. *Florence*, roč. 16, č. 2, s. 8–11. ISSN 1801-464X. Dostupné z: <https://hdl.handle.net/10195/77014>.

ROY, Dijendra N. (ed.), 2022. *A complete guidebook on biofilm study*. London: Academic Press. ISBN 978-0-323-88480-8.

Vedoucí práce:

Ing. Vojtěch Lindauer

Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce:

8. listopadu 2024

Předpokládaný termín odevzdání: 2. července 2025

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc.,
MBA
děkan

prof. Ing. Daniel Jiráček, Ph.D.
garant studijního programu

V Liberci dne 30. listopadu 2024

Prohlášení

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

Jsem si vědom toho, že na mou bakalářskou 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 bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitou 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 bakalářská 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.

Poděkování

Rád bych poděkoval všem, kteří napomohli vzniku této práce, především vedoucímu práce Ing. Vojtěchovi Lindauerovi za odborné rady, podněty a ochotu a také Ing. Sentě Müllerové za pomoc z mikroskopováním a v neposlední řadě Mgr. Olze Buchar Klínovské za provedení biofilm experimentu. Velké poděkování patří také rodině za neustálou podporu.

Anotace

Autor: Antonín Novotný

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií

Název práce: Nebezpečí degradace materiálu v biologickém prostředí

Vedoucí práce: Ing. Vojtěch Lindauer

Počet stran: 79

Počet příloh: 0

Rok obhajoby: 2025

Abstrakt: Tato bakalářská práce se zabývá degradací materiálů používaných v endotracheálních a žilních kanylách při jejich expozici biologickému prostředí. Cílem bylo popsat hlavní mechanismy degradace, především vliv biofilmu, a vyhodnotit jejich dopad na funkčnost a bezpečnost těchto zdravotnických prostředků. V teoretické části byla provedena literární rešerše zaměřená na chemické složení, mechanické vlastnosti a biokompatibilitu použitých materiálů. Praktická část zahrnovala experimentální analýzu explantovaných vzorků pomocí skenovací elektronové mikroskopie, kde byly porovnávány změny na povrchu před a po expiraci. Výsledky neukázaly klinicky významné poškození ani po překročení výrobcem stanovené doby použití. Práce obsahuje doporučení pro praxi vedoucí ke zvýšení bezpečnosti dlouhodobě zaváděných kanyl.

Klíčová slova: Biofilm, degradace, endotracheální kanyly, SEM

Annotation

Author: Antonín Novotný

Institution: Technical University of Liberec, Faculty of Health Studies

Title: Risks of a material degradation in a biological environment

Supervisor: Ing. Vojtěch Lindauer

Pages: 79

Appendix: 0

Year: 2025

Abstract: This bachelor thesis deals with the degradation of materials used in endotracheal and venous cannulae during their exposure to the biological environment. The aim was to describe the main mechanisms of degradation, especially the influence of biofilm, and to evaluate their impact on the functionality and safety of these medical devices. In the theoretical part, a literature search was performed focusing on the chemical composition, mechanical properties and biocompatibility of the materials used. The practical part included the experimental analysis of the explanted samples by scanning electron microscopy, where the changes on the surface before and after expiration were compared. The results showed no clinically significant harm even after exceeding the manufacturer's specified duration of use. The paper contains recommendations for practice leading to improved safety of long-lasting cannulas.

Keywords: Biofilm, degradation, endotracheal cannulae, SEM

Obsah

Seznam použitých zkratk	10
1. Úvod	11
2. Základní fyzikální povrchové vlastnosti katetrů	12
3. Degradace	14
3.1. Mechanická Degradace	14
3.2. Degradace Biofilmem	15
3.3. Spolehlivost laboratorních testů	17
3.4. Chemická Degradace	18
3.5. Fotodegradace	19
3.6. Degradace viditelná pod mikroskopem	20
4. Materiály	27
4.1. Chemické složení katetrů	28
4.2. Mechanické vlastnosti katetrů	30
4.3. Degradace materiálů	34
4.4. Tabulky, Grafy materiálů	38
5. Praktická část	41
6. Charakterizace explantovaných kanyl	41
6.1. Skladování a dezinfekce	43
6.2. Nalezené Mikroorganismy	43
6.3. Pozlacení vzorků	45
6.4. Elektronový mikroskop	45
6.5. Vzorek č.1	46
6.6. Vzorek č.2	49
6.7. Nepoužité Vzorky - Reference a Vzorek 16 let po expiraci	51
6.8. Porovnání	52
7. Experiment z biofilmem	54
7.1. Vzorky pod SEM	55
7.1.1. Vzorek PA + SE 10^8	56
7.1.2. Vzorek PA + SE 10^{15}	58
7.1.3. Vzorek PA + SE + EC 10^{15}	59
7.1.4. Vzorek PA + SE + EC 10^{20}	61
7.1.5. Shrnutí	62
8. Diskuze	63
9. Závěr	68
Seznam použité literatury:	70

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
CAUTI	<i>Catheter-Associated Urinary Tract Infection</i> – infekce močových cest spojená s katétrem
CFU/ml	<i>Colony Forming Units per milliliter</i> – jednotka životaschopných bakterií
CRBSI	<i>Catheter-Related Bloodstream Infection</i> – infekce krevního řečiště spojená s katétrem
EC	<i>Escherichia coli</i> – střevní bakterie
EPS	<i>Extracelulární polymerní substance</i> – matrix biofilmu
McFarland 0,5	Standard zákalu bakteriální suspenze pro inokulaci
OD600	<i>Optical Density at 600 nm</i> – optická hustota při 600 nm (měření růstu bakterií)
O/N	<i>Overnight</i> – noční kultivace bakterií
PA	<i>Pseudomonas aeruginosa</i> – patogenní bakterie častá v nemocnicích
PBS	<i>Phosphate-Buffered Saline</i> – fosfátový pufr (pro stabilní pH)
PVD	<i>Physical Vapor Deposition</i> – fyzikální napařování (nanášení tenkých vrstev)
PVC	<i>Polyvinylchlorid</i> – plastový materiál
RTV	<i>Room Temperature Vulcanizing</i> – silikon vulkanizující při pokojové teplotě
SE	<i>Staphylococcus epidermidis</i> – běžná kožní bakterie, tvořící biofilm
SE (materiál)	<i>Silikon-elastomer</i> – elastický biokompatibilní materiál
SEM	<i>Scanning Electron Microscope</i> – skenovací elektronový mikroskop
Ti-6Al-4V	Titanová slitina s 6 % hliníku a 4 % vanadu
UV	<i>Ultraviolet</i> – ultrafialové záření

1. Úvod

Veškeré materiály, ať už dlouhodobě či krátkodobě umístované do těla degradují, což může pro uživatele implantátů představovat potenciálně závažný problém. Ke zpracování tématu nás inspiroval příspěvek na EXTREME Biomaterials workshop na NTNU v Trondheimu, kde byly představeny případy závažného poškození zdraví z důvodu selhání materiálů, např. tracheostomických kanyl. Z tohoto důvodu výrobci definují maximální přípustný čas, po který je bezpečné zdravotnický prostředek uvnitř těla ponechat.

Když se tento čas nedodrží mohou nastat mnohé komplikace, například infekce, aspirace, cizí těleso v dýchacích cestách apod.. Mechanismy, které vedou k degradaci je celá řada a jsou podrobně popsány níže.

Cílem této bakalářské práce je podrobně prozkoumat materiály používané v tracheostomických kanylách, popsat jejich mechanismy degradace a specifika. Každý z materiálů degraduje jinak a má jiné chemické složení a použití. Poznatky a východiska získané z literatury budou následně srovnány s vlastními zjištěními. Práce se zaměří na porovnání explantovaných vzorků s nepoužitými referenčními. Explantované, suspektně degradované vzorky budou prozkoumány skenovacím elektronovým mikroskopem kde se budou hledat typické znaky degradace. Předpokladem je, že největší vliv bude mít degradace způsobená mikroorganismy, tzv. biofilmem. Práce se zaměří na důležitost všeho výše uvedeného pro doporučení použití pro praxi, zejména zhodnocení, zda se jedná o závažný a aktuální problém.

Práce je postavena na rozsáhlé literární rešerši, která slouží pro kontext a jako reference pro charakterizované vzorky. Výsledkem této bakalářské práce je také podrobný přehled materiálů používaných v lidském těle. Práce se zaměří také na rozdílné použití materiálů, vhodných pro různé aplikace. Dále zde budou popsány nejčastější mechanismy degradace, jejich znaky a typické projevy. Rešerše bude sloužit jako reference typických znaků nalezených přes skenovací elektronový mikroskop pro porovnání s výsledky této práce.

Jazyková korektura této práce byla provedena za využití modelu umělé inteligence GPT-4.1.

2. Základní fyzikální povrchové vlastnosti katetrů

Vlastnosti katetrů, zejména jejich povrchové charakteristiky, kontaktní úhel a adhezivní chování, hrají zásadní roli v jejich biologické interakci a funkci.

Kontaktní úhel, označovaný jako θ , je kvantitativní míra smáčivosti pevné látky kapalinou. Geometricky je definován jako úhel, který svírá tečna k povrchu kapky v bodě styku kapky s povrchem [1].

Kategorie	Velikost kont. úhlu	Příklad materiálu	Chování kapaliny
Hydrofilní	$\theta < 90^\circ$	nerezová ocel, titan	dobře smáčí povrch
Hydrofobní	$\theta > 90^\circ$	silikon	špatně smáčí povrch
Superhydrofobní	$\theta > 150^\circ$	modifikované povrchy	Cassieho-Baxterův stav - kapky doslova "levitují" na mikroskopických vzduchových polštářích

Tabulka 1: Jak kontaktní úhel ovlivňuje chování kapalin [1].

Katetry se vyrábějí z materiálů s odlišnou hydrofobicitou či hydrofilicitou, což určuje jejich kontaktní úhel. Například silikonové katetry jsou hydrofobní, což podporuje adhezi mikroorganismů a trombocytů. Naopak polyuretanové katetry mají hydrofilní povrch, který snižuje přilnavost bílkovin a bakterií [1].

Adheze je proces, při kterém dochází k přilnutí dvou materiálů nebo povrchů. Chemicky je adheze definována jako síla přilnavosti, která vzniká díky mezi molekulárním přitažlivým silám, jako jsou například Van der Waalsovy síly. Tyto síly jsou slabé, ale umožňují přilnutí nepolárních molekul k povrchům.

Mikrobiální adheze je specifický proces, při kterém mikroorganismy, například bakterie, přilnou k povrchům. Tento proces je klíčový pro tvorbu biofilmů, což jsou husté mikrobiální komunity na površích. Adheze mikroorganismů probíhá ve dvou fázích. Nejprve dochází k reverzibilní adhezi, kdy se mikroorganismy k povrchu přichytávají pomocí nespecifických sil, jako jsou Van der Waalsovy síly, elektrostatické interakce nebo hydrofobní interakce. Poté následuje ireverzibilní fáze, během níž mikroorganismy produkují extracelulární polymerní látky, které je pevně ukotví na povrchu. Povrchové vlastnosti mikroorganismů, jako je hydrofobicita nebo povrchový náboj, hrají v procesu adheze zásadní roli [2].

Povrch	Ovlivnění tvorby biofilmu	Příklad materiálu
Drsné povrchy ($R_a > 1 \mu\text{m}$)	Vysoká adheze bakterií až 300 %	latex, PVC
Hladké povrchy ($R_a < 0,5 \mu\text{m}$)	Menší adheze bakterií až o 60%	polyuretan, silikon a hydrogelové vrstvy
Nanostrukturované povrchy	Redukce adheze o 97% ("lotosový efekt")	SiO_2 -filmy na PTFE

Tabulka 2: Kategorie drsných povrchů [2].

Další vlastností povrchu je drsnost, kdy parametr R_a (průměrná drsnost povrchu) vyjadřuje průměrnou odchylku výšky povrchu od střední linie (průměrné výšky) v rámci určité délky měření. Jednoduše řečeno, R_a představuje aritmetický průměr rozdílů mezi vrcholy a údolími na povrchu materiálu [2] [3].

Mezi další klíčové vlastnosti katetrů patří biokompatibilita, adsorpce a povrchové úpravy. Biokompatibilita je schopnost materiálu fungovat v kontaktu s živými tkáněmi nebo tělními tekutinami, aniž by vyvolával nežádoucí biologické reakce, jako jsou záněty, toxicita nebo imunitní odpovědi. Materiály s vysokou biokompatibilitou se často používají v medicíně, například pro implantáty, protézy nebo kontaktní čočky. Testování biokompatibility zahrnuje analýzu interakce materiálu s buňkami, tkáněmi nebo krví, přičemž se sleduje jeho chování při krátkodobém i dlouhodobém použití [4].

Adsorpce je proces, při kterém se molekuly vážou na povrch pevné látky (adsorbentu) prostřednictvím fyzikálních nebo chemických sil. Na rozdíl od absorpce se jedná o povrchový jev. Adsorpce může být fyzikální (reverzibilní vazba pomocí Van der Waalsových sil) nebo chemická (pevnější chemické vazby).

Povrchové úpravy, jako aplikace heparinových vrstev, antiseptik (např. stříbro) nebo nanostrukturovaných vrstev, snižují riziko infekce a trombózy, však mohou vyvolat hypersenzitivní reakce [5].

Pro snížení komplikací se doporučuje kombinace hydrofilního povrchu, minimální drsnosti a antimikrobiální úpravy. Katétry s povrchem upraveným plazmou vykazují vyšší hydrofilitu a nižší adhezi patogenů. Zároveň je nutné vyvážit

mechanické vlastnosti – příliš měkké materiály snadno kolabují, zatímco tuhé poškozují cévní endotel [6].

3. Degradace

Obecně lze degradaci definovat jako postupné zhoršování vlastností materiálu vlivem mechanických, chemických, biologických a světelných degradačních faktorů a jejich kombinacemi.

Mechanické degradační faktory jsou opakovaná fyzická zatížení nebo tření vede k opotřebením materiálu. Chemické vlivy jsou reakce s chemikáliemi, jako jsou kyseliny, zásady, oxidací a hydrolýzou. Při oxidaci dojde ke ztrátě elektronů chemickou látkou. Opačný proces je redukce a ta si naopak jeden elektron bere. Tyto dva procesy probíhají současně. Nejčastější oxidační činidla jsou kyslík, peroxid vodíku nebo halogeny. Biologické faktory ovlivňují mikroorganismy, které kolonizují povrch materiálu a vytvářejí biofilm, který funguje jako urychlovač degradace. Poslední degradační faktor, který se týká hlavně polymerních materiálů je pomocí světelného záření nejagresivnější část světelného spektra je ultrafialové záření (UV). Absorpcí světelného záření vede k tvorbě volných radikálů. Tyto radikály iniciují rozklad plastů, který se projevuje změnami barvy, ztrátou lesku, vznikem trhlinek a snížením mechanických vlastností. Ultrafialové záření, které tvoří pouze asi 5 % slunečního světla dopadajícího na zemský povrch, je jedním z nejúčinnějších činitelů přirozeného stárnutí polymerů [7].

3.1. Mechanická Degradace

Mechanická degradace katetrů je komplexní proces, který je způsoben opakovaným fyzickým zatížením a dlouhodobým vystavením stresovým podmínkám. Tyto podmínky zahrnují ohýbání a kroucení, tření a tlak, tah a natahování, zalomení a zauzlení. Každý z těchto faktorů může urychlit degradaci materiálu, vést k mikrotrhlinám, jejich šíření a nakonec k selhání katetru, což může mít závažné důsledky pro jeho funkčnost, bezpečnost a životnost.

Ohýbání a kroucení představují jednu z nejčastějších příčin mechanické degradace. Opakované deformace způsobují únavu materiálu a vznik mikrotrhlin v polymerní struktuře. U silikonových katetrů je tento problém obzvláště výrazný,

zatímco katetry s ocelovou nebo W-výztuží vykazují vyšší odolnost díky své radiální pevnosti. Tření a tlak, které vznikají při kontaktu katetru s cévní stěnou, mohou vést k mechanickému podráždění okolních tkání. To zvyšuje riziko komplikací, jako je trombóza nebo otoky. Správné umístění hrotu katetru a optimalizace hloubky jeho zavedení však mohou tření výrazně snížit [8].

Tah a natahování jsou dalšími faktory ovlivňujícími mechanickou degradaci. Stárnutí materiálu vede ke snížení elasticity katetru, což zvyšuje jeho náchylnost k prasknutí. U silikonových katetrů dochází ke fragmentaci polymerního řetězce, což oslabuje materiál a zvyšuje riziko selhání. Zalomení a zauzlení katetru mohou způsobit omezení průtoku tekutin nebo úplné zablokování. Klinické studie ukázaly, že správný design katetru a jeho optimální zavedení mohou riziko zalomení výrazně snížit [9].

Únavové namáhání je dalším důležitým faktorem mechanické degradace. Oblasti s vysokou koncentrací napětí, například subkutánní segmenty na krku, jsou náchylnější k tvorbě mikrotrhlin než rovné úseky katetru. Katetry s kovovou výztuží dokážou napětí lépe redistribuovat, což oddaluje vznik trvalých deformací. Typ použitého materiálu hraje zásadní roli v odolnosti vůči mechanické degradaci [10]. Silikonové katetry jsou náchylnější k povrchové kalcifikaci, zatímco PVC katetry častěji podléhají plastické deformaci. Moderní designy kombinující polymerní matrix s kovovou výztuží vykazují nejvyšší odolnost vůči kombinovanému namáhání [9].

3.2. Degradace Biofilmem

Degradace katetrů biofilmem je proces, při kterém mikroorganismy tvořící biofilm osidlují povrch katetrů a postupně narušují jejich strukturu a funkčnost. Tento problém je významný zejména ve zdravotnictví, kde může vést k infekcím a omezení funkčnosti katetrů [11].

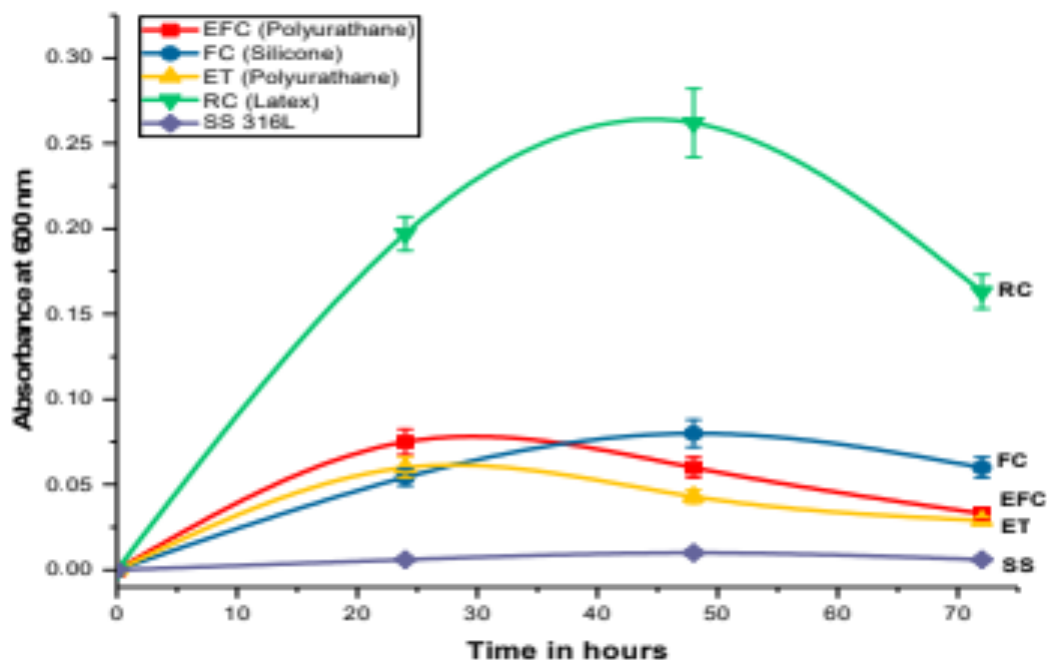
Biofilm je struktura tvořená mikroorganismy, které se přichycují na povrch (například katetru) a obklopují se vlastní produkovanou extracelulární polymerní substancí (EPS). Tato matrice poskytuje mikroorganismům ochranu před vnějším prostředím, včetně působení antibiotik a imunitního systému [12] [13] [14]. Biofilm se tvoří tak, že mikroorganismy se množí a produkují EPS, což jim umožňuje vytvořit stabilní společenství. Biofilm může zahrnovat různé druhy mikroorganismů, které spolu kooperují. Biofilm na povrchu katétru vytváří robustní strukturální matrix, v níž

dochází k výrazné inkrustaci a krystalizaci minerálů a tvorbě makroskopických nánosů (včetně bílého povlaku či červeného zabarvení díky pigmentu prodigiosinu); zároveň umožňuje perzistentní kolonizaci planktonními bakteriemi či houbami, což vede k ucpávání katetru, vysoké rezistenci vůči antibiotikům a zvýšenému riziku akutních i chronických infekcí sliznice močového měchýře, cytotoxického působení na urotel a zánětlivé odpovědi. Jeho konkrétní vlastnosti a projevy se navíc liší u každého mikroorganismu. Již krátce po zavedení katetru začínají mikroorganismy pokrývat jeho povrch. Biofilm se skládá z polysacharidů, fibrinu, fibronektinu a dalších látek, které usnadňují kolonizaci mikroorganismů [15] [16].

Silikon a polyuretan se v katetrech používají především pro své mechanické a biologické vlastnosti – silikon pro měkkost a odolnost vůči mineralizaci, polyuretan pro vysokou mechanickou pevnost, přičemž jejich primární funkcí je zajistit flexibilitu a biokompatibilitu, nikoli prevenci biofilmů. Výrobní postupy však přirozeně vytvářejí mikrodrsný povrch s drobnými póry a nerovnostmi, které usnadňují počáteční přilnutí mikroorganismů a následnou tvorbu biofilmu. Po potvrzení rizika biofilmů se proto u moderních katetrů uplatňují speciální povrchové úpravy, jejichž cílem je minimalizovat adhezi bakterií. Mezi nejčastější původce katetrových infekcí patří *Staphylococcus aureus* a *Pseudomonas aeruginosa*, které díky biofilmu odolávají imunitnímu systému a antibiotikům [17] [15] [18].

Biofilm degraduje povrch katetru, protože mikroorganismy v něm produkují enzymy, jako jsou proteázy, lipázy a oxidativní látky, které rozkládají materiál katetru. K degradaci přispívají také metabolity mikroorganismů. Některé bakterie mohou produkovat kyseliny (například mléčnou nebo octovou), které způsobují chemickou degradaci polymerů. Mechanická degradace spočívá ve změně mechanických vlastností povrchu, což může vést k oslabení katetru a jeho praskání [19].

Možným následkem je vznik katétrem indukované infekce krevního řečiště (CRBSI, z anglického Catheter-related bloodstream infections). Mikroorganismy z biofilmu mohou pronikat do krevního oběhu dvěma způsoby: přes vnější povrch katetru nebo vnitřní lumen. Jakmile se dostanou do krevního oběhu, mohou způsobit závažné infekce. Příznaky infekce jsou nespecifické, například horečka a leukocytóza. Tyto symptomy často vedou k vytažení katetru i bez potvrzení infekce, což může následně vést až k infekci krevního řečiště [20].



Obrázek 1: Časový vývoj tvorby biofilmu *Escherichia coli* na různých materiálech. Pro nás jsou nejdůležitější Polyuretan a Silikon [21].

3.3. Spolehlivost laboratorních testů

Laboratorní testy představují klíčový nástroj pro hodnocení odolnosti zdravotnických prostředků proti mikroorganismům. Standardní metody však obvykle hodnotí především volně plovoucí (planktonní) bakterie, nikoli bakterie v biofilmu. Biofilm ale výrazně zvyšuje odolnost bakterií vůči antibiotikům a dezinfekci, a běžně používané metody, jako stanovení minimální inhibiční koncentrace (MIC), tuto skutečnost nezohledňují. Skutečná odolnost bakterií v biofilmu je proto v praxi mnohem vyšší, než ukazují laboratorní výsledky. Běžné laboratorní metody mají několik omezení při hodnocení biofilmů. Výsledky testů, jako je metoda mikrotitračních destiček, často nereflktují skutečné podmínky v těle nebo v prostředí, protože in vitro modely jsou příliš zjednodušené [22] [23]. Nabízí se proto prostor pro vylepšení stávající metodiky hodnocení dopadu bakterií na vlastnosti povrchu, zejména s ohledem na komplexní chování biofilmových struktur v dynamických biologických podmínkách.

3.4. Chemická Degradace

Chemická degradace katétrů je komplexní proces, který závisí na materiálu katétru, podmínkách prostředí a způsobu použití. Tento proces může významně ovlivnit funkčnost zařízení a představovat zdravotní rizika pro pacienty.

Jedním z hlavních mechanismů je oxidační degradace, která se vyskytuje především u polymerů, jako je polyetherurethan. Tento typ degradace je způsoben reakcí s reaktivními formami kyslíku, například v prostředí obsahujícím peroxid vodíku. Výsledkem je eroze povrchu a vznik mikrotrhlin, přičemž tyto změny mohou být urychleny vyššími teplotami nebo přítomností kovových iontů, které působí jako katalyzátory. [24]

Dalším mechanismem je hydrolytická degradace, která postihuje polymery náchylné k hydrolýze, například některé polyestery. Při tomto procesu dochází k rozkladu polymerních řetězců působením molekul vody. Klíčovými faktory jsou pH prostředí, teplota a doba expozice vlhkosti. Hydrolytická degradace může být zmírněna použitím speciálních polymerních směsí s hydrofobními přísadami nebo síťovanou strukturou, které omezují pronikání vody do materiálu [25].

Chemická degradace často vede ke vzniku povrchových nepravidelností, které zvyšují adhezi bakterií a podporují tvorbu biofilmů. Biofilmy tvořené mikroorganismy, jako jsou *Staphylococcus aureus* nebo *Escherichia coli*, jsou odolné vůči antibiotikům a přispívají k infekcím spojeným s katétry (CAUTI = Catheter-Associated Urinary Tract Infection). Tyto biofilmy nejen že chrání bakterie před imunitním systémem, ale také zvyšují jejich rezistenci vůči antimikrobiálním látkám. Povrchové defekty o velikosti 0,5–2 μm mohou zvýšit bakteriální kolonizaci [26] [27].

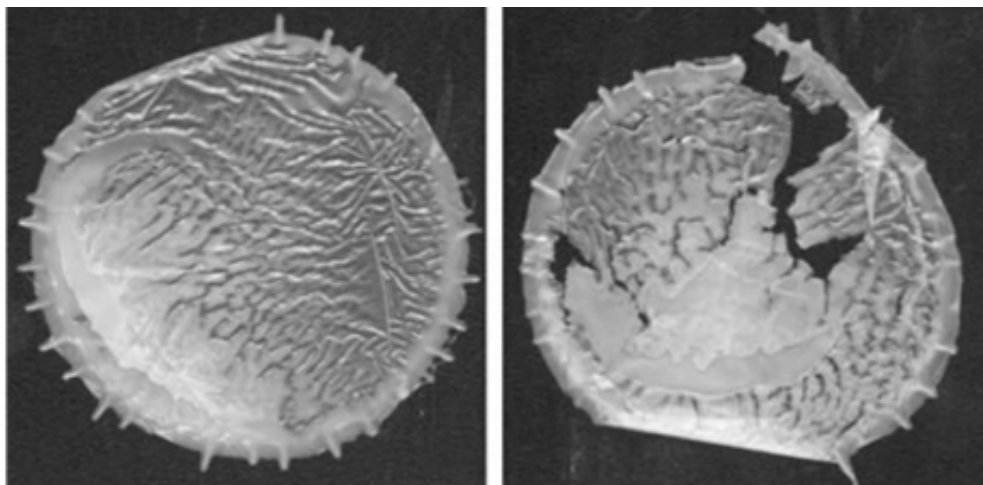
Degradace materiálů může vést také k mechanickému selhání zařízení. Koroze kovových součástí nebo oslabení polymerních částí může způsobit prasknutí katétru nebo ztrátu jeho funkčnosti [24].

Dalším problémem spojeným s chemickou degradací je uvolňování toxických látek. Během rozkladu latexových nebo PVC katétrů se mohou uvolňovat ftaláty či jiné chemikálie, které mají negativní dopad na biokompatibilitu materiálů. Tyto látky mohou způsobovat lokální záněty, alergické reakce nebo dokonce systémovou toxicitu. Moderní technologie se snaží tento problém řešit vývojem bezlatexových a PVC-free materiálů [28] [29].

K prevenci těchto problémů se využívají různé strategie, například povrchové úpravy katétrů hydrogelovými nebo antibakteriálními vrstvami, které snižují adhezi bakterií a tvorbu biofilmů. Rovněž bylo prokázáno, že hydrogely zvyšují hydrofilii povrchu katétru, čímž snižují riziko inkrustace a zlepšují komfort pacienta [30].

3.5. Fotodegradace

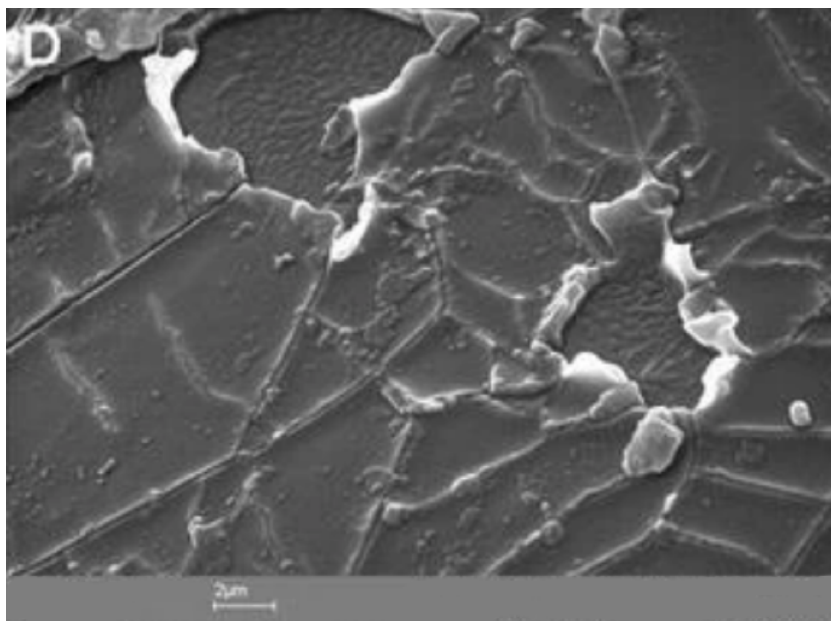
Fotodegradace katetru je proces, při kterém dochází k rozkladu nebo degradaci materiálů katetru vlivem vystavení slunečnímu záření. Nejčastěji se týká polymerních materiálů, ze kterých jsou katetry vyrobeny (například polyuretan nebo silikon). Degradace slunečním světlem začíná absorpcí světelného záření, které může být povrchem plastu odraženo, rozptýleno, propuštěno nebo absorbováno. Fotochemické změny nastávají pouze tehdy, když je absorbováno záření o určité vlnové délce – například karbonylové skupiny ($C=O$) absorbují záření v rozmezí 280–320 nm, zatímco vazby $C-C$ v rozmezí 230–250 nm. Tato absorpce zvyšuje energii makromolekul, což vede k tvorbě volných radikálů. Tyto radikály následně iniciují rozklad plastů, který se projevuje změnou barvy, ztrátou lesku, vznikem trhlinek a snížením mechanických vlastností materiálu. Dochází tak ke zhoršení průtoku a stability katetru. Ultrafialové záření, které tvoří přibližně 5 % slunečního světla dopadajícího na zemský povrch, je jedním z nejúčinnějších faktorů přirozeného stárnutí polymerů [31] [32]. Odolnost vůči světlu závisí na chemickém složení polymeru – některé polymery obsahují karbonylové skupiny, které absorbují UV záření a urychlují degradaci [33]. Vliv UV záření se zvyšuje s časem a intenzitou expozice, například při přímém vystavení slunečnímu světlu. Rychlost fotodegradace lze zpomalit několika způsoby. Přidání UV stabilizátorů do materiálu výrazně zpomaluje degradační proces, protože tyto látky absorbují UV záření nebo zneškodňují volné kyslíkové radikály. Další možností je skladování katétrů v neprůhledných obalech a mimo dosah světla. Tato preventivní opatření pomáhají zachovat mechanické a chemické vlastnosti katetru po delší dobu a prodlužují jeho životnost [34].



Obrázek 2: Polymerní film před a po vystavení UV světla. Expozice UV světlem byla uvedena po těchto dobách 5, 10 nebo 21 hodin [31].

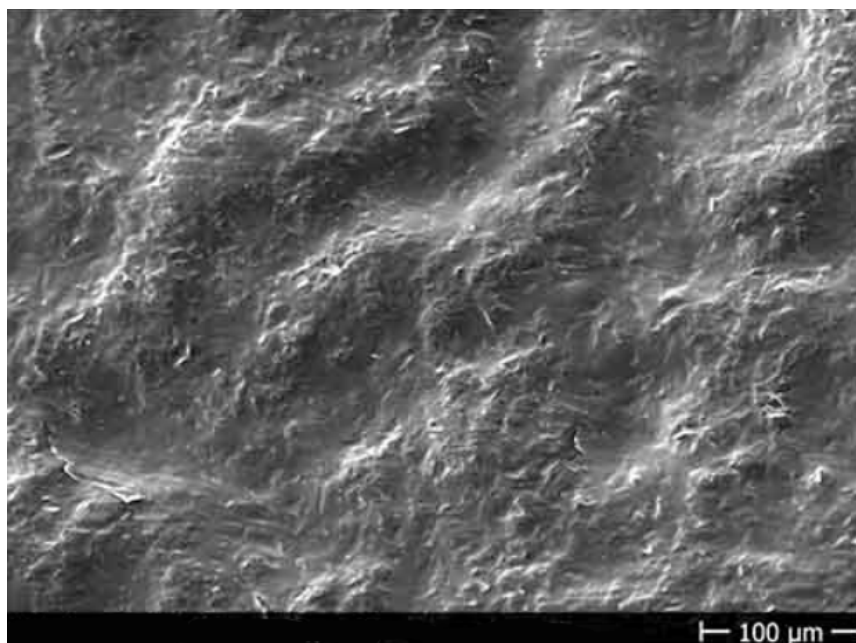
3.6. Degradace viditelná pod mikroskopem

Degradace může způsobit oddělení filmu od podkladu. To může být pozorováno jako vrásnění nebo odlupování vrstev. SEM je ideální pro pozorování těchto změn, protože poskytuje detailní snímky povrchu materiálu. Oddělení filmu může být způsobeno oslabením adheze mezi materiály, často v důsledku chemických reakcí nebo mechanického namáhání [35].

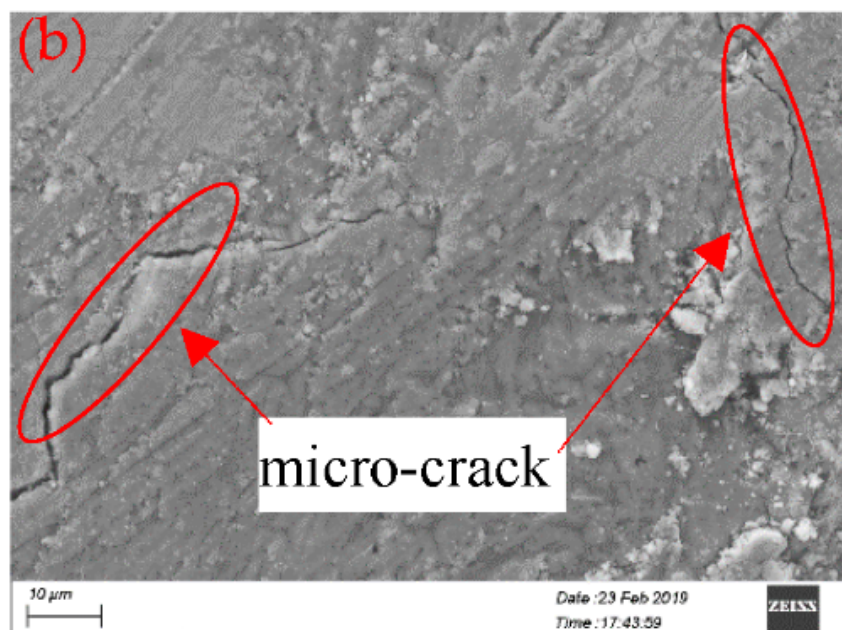


Obrázek 3: Na obrázku je ukázka degradace kdy se začne oddělovat film [36].

Další degradace, která je viditelná pod mikroskopem je drsnost povrchu. K tomu dochází například v důsledku koroze, mechanického opotřebení nebo chemických reakcí, které narušují původní hladký povrch materiálu. Povrch se stává drsnějším, objevují se na něm nerovnosti, prohlubně nebo výstupky. Takto změněný povrch je pak náchylnější k dalšímu poškození, protože na drsnějších místech snadněji ulpívají nečistoty, vlhkost nebo korozní činidla, což může urychlit další degradaci. Další viditelnou degradací je tvorba mikrotrhlin v povrchové vrstvě materiálu. Mikrotrhliny mohou vznikat například v důsledku působení vnitřního napětí, opakovaného mechanického zatěžování, teplotních změn nebo chemických procesů, které oslabují soudržnost materiálu. Tyto drobné trhliny jsou nebezpečné, protože mohou sloužit jako výchozí body pro šíření větších trhlin, což vede ke snížení pevnosti a životnosti materiálu. Navíc přítomnost mikrotrhlin zvyšuje povrchovou plochu, která je vystavena působení vnějších vlivů, a tím dále urychluje proces degradace. Celkově tedy degradace materiálu nejen zhoršuje jeho vzhled, ale především snižuje jeho mechanickou odolnost a spolehlivost v provozu [37].



Obrázek 4: Ukázka povrchové drsnosti [38].

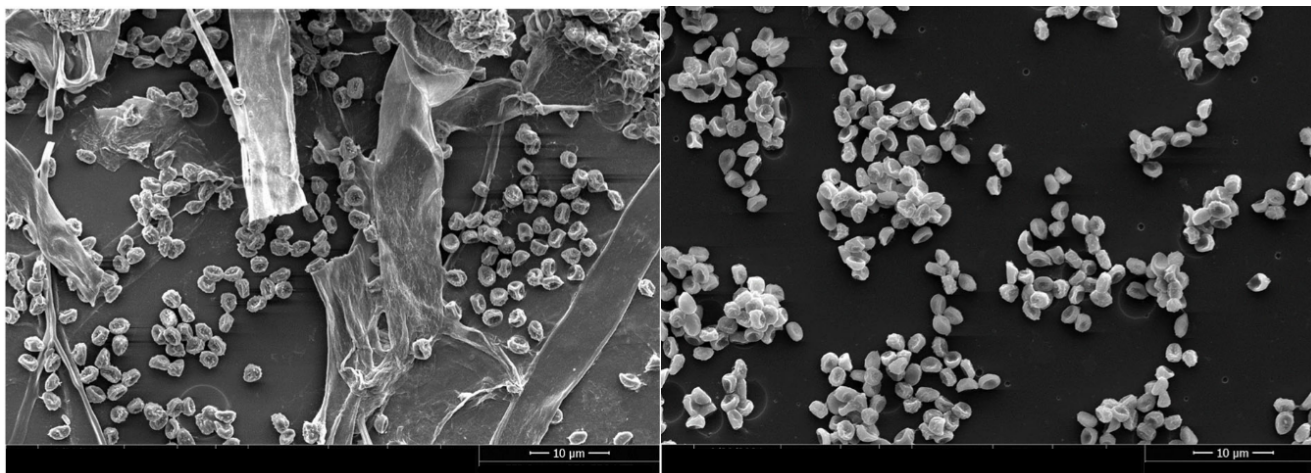


Obrázek 5: Ukázka jak vypadají mikrotrhliny [39].

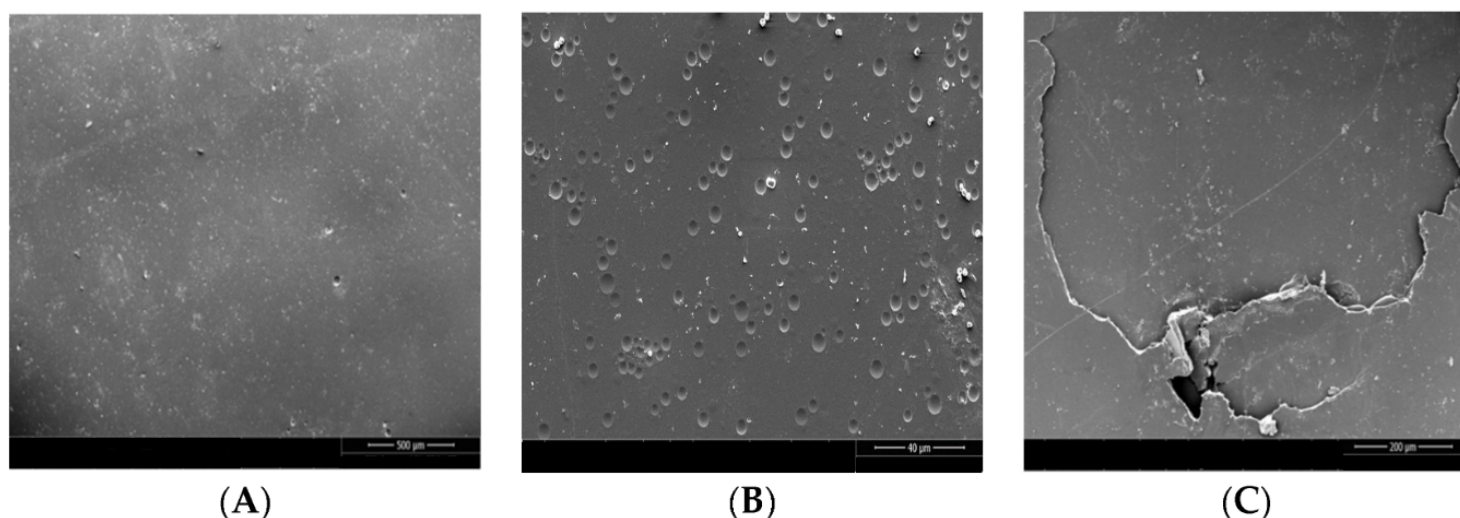
Degradace může také vést ke změnám v barvě nebo průhlednosti materiálu. Tyto změny jsou lépe pozorovatelné pod světelným mikroskopem, kde lze sledovat změny v optických vlastnostech materiálu. Změny v barvě nebo průhlednosti mohou být způsobeny chemickými reakcemi, které mění molekulární strukturu materiálu [40].

Viditelná mikroskopem je také fragmentace katetrů, který může být způsoben několika faktory. Nejčastější příčinou je mechanické namáhání při zavádění, například opětovné zasunutí jehly do katetru, což může vést k odštípnutí nebo prasknutí jeho špičky. Dalšími faktory jsou vysoký tlak během infuze, tření mezi kostmi (např. klíční kostí a prvním žebrem), biodegradace polymerního materiálu nebo zánětlivé procesy v okolí katetru. Fragmentace se projevuje vznikem mikrotrhin, odštípnutých částí, deformací stěny katetru nebo migrací fragmentů do krevního oběhu, což může vést k embolizaci, zánětu či mechanické obstrukci cév [41].

Rajan et. al v roce 2024 izolovali a identifikovali houby z průmyslových odpadních vod, které vykazují schopnost rozkládat PU. Poté snímkovali růst mikroorganismů na polyuretanové folii, zjistili, že tyto houby prokázaly účinnou biodegradaci PU, což naznačuje jejich potenciál pro využití v ekologickém zpracování plastového odpadu. (Obr. 6 a 7)



Obrázek 6: Růst mikroorganismů na polyuretanové fólii [42].

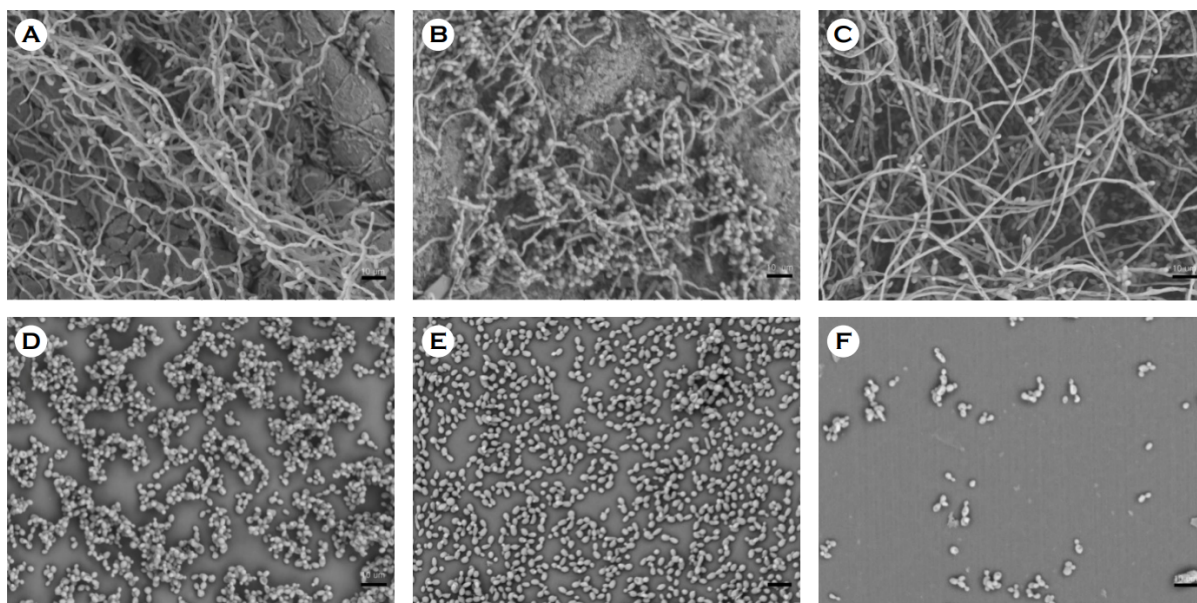


Obrázek 7: Polyuretan (A) 500 µm na obrázku představuje délku referenční měřítkové čáry v pravém dolním rohu snímku. Toto měřítko slouží k odhadu skutečné velikosti objektů na mikroskopickém snímku – čára znamená, že délka této čáry odpovídá 500 mikrometrům ve skutečnosti. Před degradací; (B,C) Po degradaci [42].

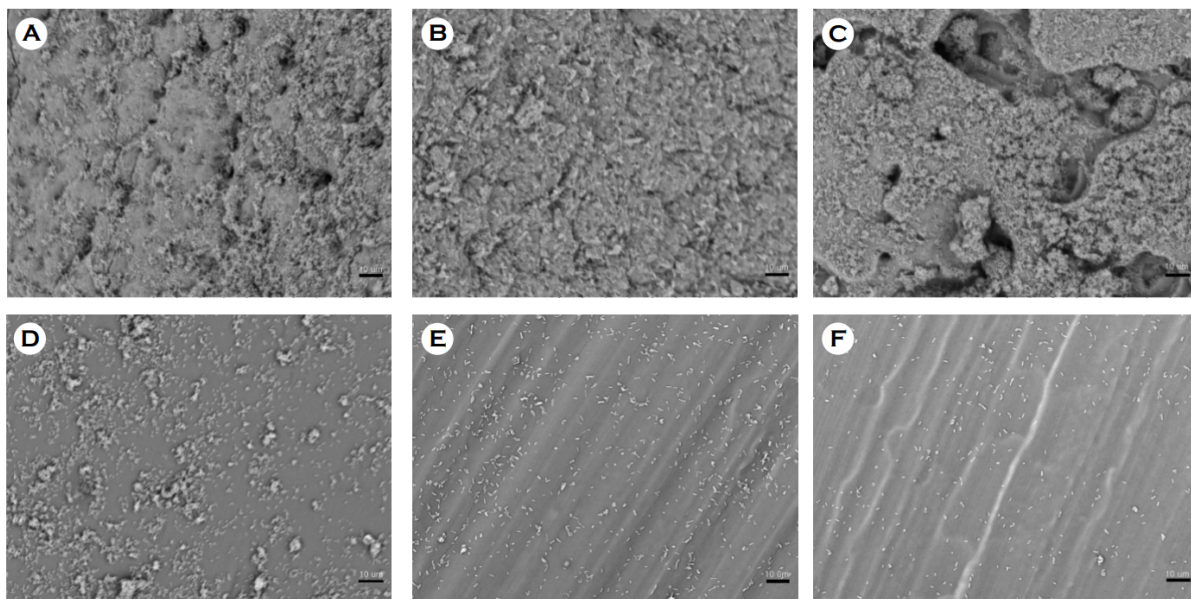
Obrázky 6 a 7 zachycují výsledky analýzy kontrolních a testovacích filmů pomocí skenovací elektronové mikroskopie (SEM). U filmů inkubovaných ve sterilním médiu nebyla pozorována žádná mikrobiální kontaminace – jejich povrch zůstal hladký a beze změn. Naproti tomu testovací filmy vykazovaly přítomnost mikrobiálních kolonií a výrazné známky degradace. Povrch těchto filmů byl zřetelně poškozený, s výskytem četných otvorů, důlků, ohybů, prasklin, drolení, trhlin a pórů.

Tyto strukturální změny byly způsobeny mikrobiální aktivitou, která vedla k narušení celistvosti materiálu [42].

Lee et al zkoumal , jak různé materiály močových katétrů ovlivňují tvorbu biofilmu mikroorganismů, což je klíčový faktor vzniku katérových infekcí. Výsledky ukázaly, že latexové katetry mají hrubší povrch než silikonové, což usnadňuje přichycení mikroorganismů a vede k větší tvorbě biofilmu. Nejvíce biofilmu vzniklo na katetrech ze silikonem potaženého latexu (SEC), následovaly čistě latexové katetry, 100% silikon, anti-infekční latex, hydrogelové potažený silikon a nejméně biofilmu vzniklo na silikonu potaženém stříbrnou slitinou (SCS). Vyšší povrchová hydrofobicita mikroorganismů byla spojena s větší tvorbou biofilmu. Katetry s hydrogelovým nebo stříbrným povlakem tvorbu biofilmu výrazně omezily, přičemž stříbrná slitina byla nejúčinnější. Celkově tedy platí, že hladké a antimikrobiálně upravené povrchy katétrů významně snižují riziko tvorby biofilmu a tím i infekcí spojených s močovými katetry [18].

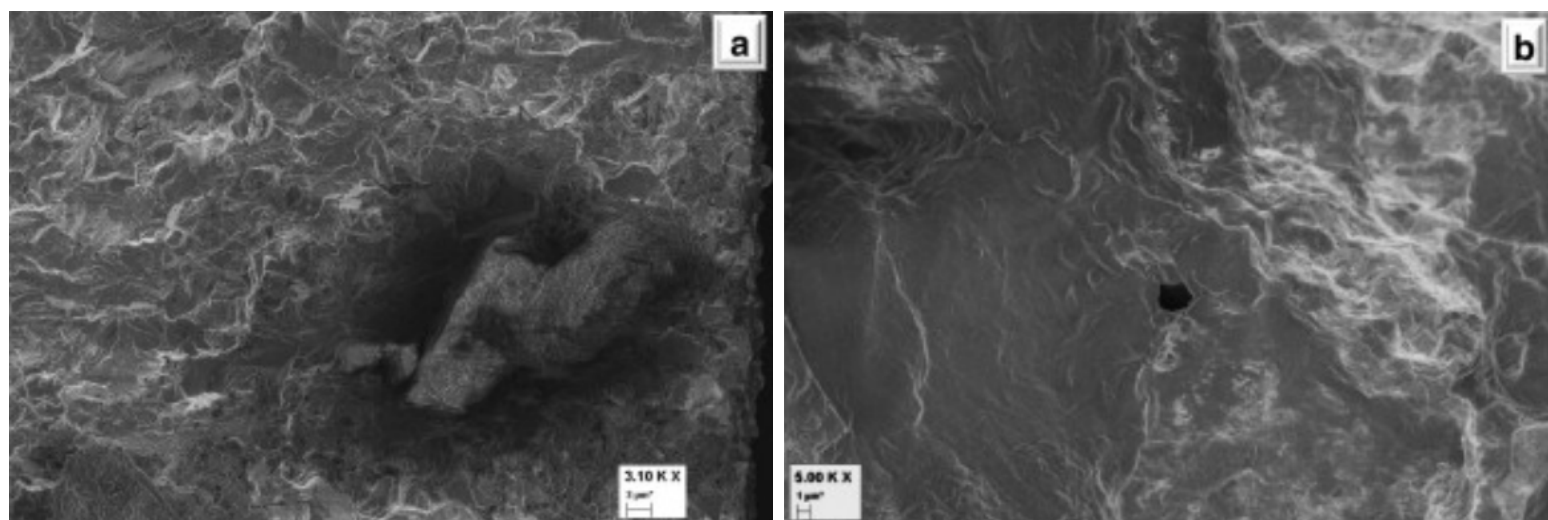


Obrázek 8: Skenovací elektronové mikrofotografie tvorby biofilmu *C. albicans* na katérových discích. (A) latex, (B) antiinfekční latex (ICLatex), (C) latex potažený silikon-elastomerem (SEC), (D) 100% silikon, (E) silikon potažený hydrogelem (HCS), (F) silikon potažený slitinou stříbra (SCS) (měřítko 10 μ m) [18].



Obrázek 9: To samé co Obr. 8, akorát degradace E. Coli [18].

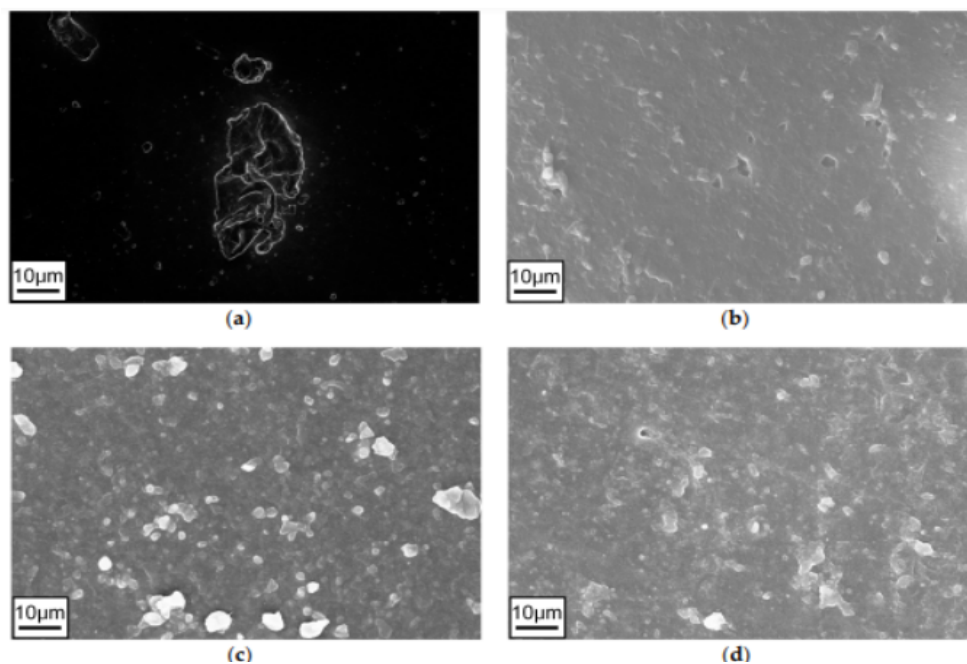
Mower v roce 2014 pomocí mikroskopu zjistil, že tloušťka vzorku má významný vliv na rychlost šíření únavových trhlin. Tenké vzorky vykazují odlišné chování ve srovnání se silnějšími vzorky, zejména v oblastech s vysokým gradientem napětí. Dále, že silnější vzorky mají tendenci k vyšší úrovni rovinného napětí, což ovlivňuje mechanismy šíření trhlin a může vést k odlišným rychlostem šíření ve srovnání s tenčími vzorky [43].

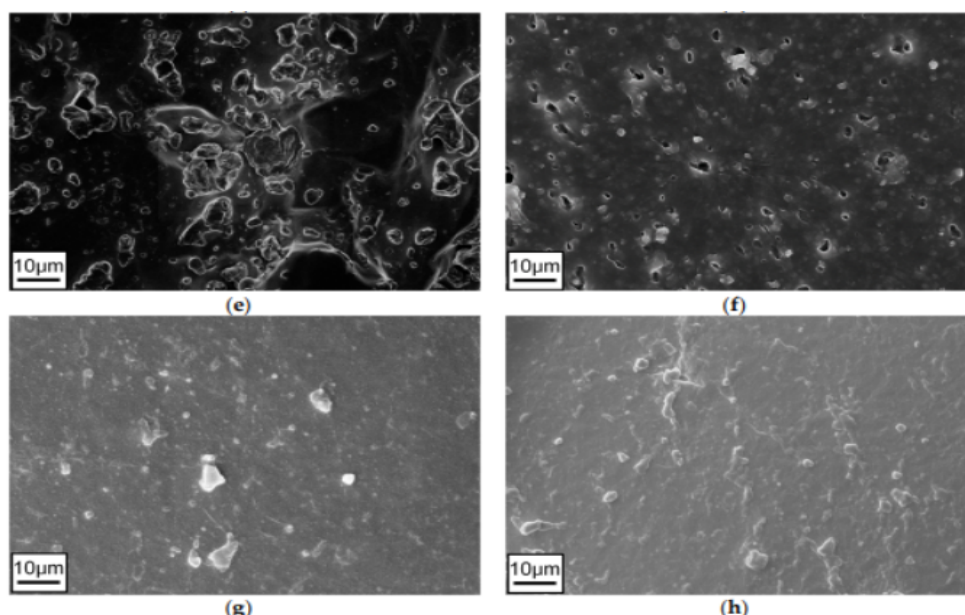


Obrázek 10: Vnitřní defekty ve studovaném kovovém materiálu Ti-6Al-4V: inkluze (a) a dutina (b) [43].

K ukázce degradace kovů poslouží obrázek 10 kde jsou vidět vnitřní defekty slitiny a jejich vliv na vznik únavových lomů. Pokud je potlačena iniciace trhlin z povrchu, mohou únavové lomy vznikat i z vnitřních defektů materiálu. Příklady takových vnitřních defektů jsou uvedeny na obrázku 10. Při pozorování lomových ploch pomocí elektronové mikroskopie byly často nalezeny inkluze nepravidelného tvaru o průměru 5 až 20 μm . Vnitřní dutiny se vyskytovaly méně často, avšak vyznačovaly se ostrým ohraničením. Přesto byly tyto dutiny výrazně menší než zmíněné inkluze.

Wen et al, zkoumali v roce 2017 silikonovou pryž RTV a zjistil když se cyklicky bude měnit teplota jak to ovlivní její vlastnosti. Zjistili, že po cyklickém teplotním ošetření došlo u RTV silikonové pryže pouze k mírnému snížení hydrofobicity. Tento jev lze přičíst kombinovanému účinku silikonové matrice a přítomnosti malého množství nízkomolekulární silikonové kapaliny na povrchu materiálu, která zajišťuje udržení vodoodpudivých vlastností. Výrazněji však byla ovlivněna schopnost přenosu hydrofobicity, což může být způsobeno konkurencí mezi tvorbou nových kanálků, kterými by mohla nízkomolekulární kapalina difundovat k povrchu, a současným úbytkem této kapaliny v objemu materiálu. Dále vedlo ke zvýšení tvrdosti materiálu a ke změnám ve složení funkčních skupin. Tyto změny naznačují, že v průběhu teplotního namáhání mohlo dojít k dodatečným reakcím zesíťování, které ovlivnily mechanické i chemické vlastnosti pryže. Mikroskopická analýza odhalila změny v povrchové morfologii – povrch vzorků se stal drsnějším a jeho mikroskopický vzhled se viditelně změnil (Obr. 11) [44].





Obrázek 11: Snímky SEM silikonové pryže RTV. (a) Vzorek 1, nový | (b) Vzorek 1, čistý, po 20 dní | (c) Vzorek 1, po 40 dnech | (d) Vzorek 1, po 60 dnech | (e) Vzorek 2, nový | (f) Vzorek 2, po 20 dnech | g) Vzorek 2, po 40 dnech | (h) Vzorek 2, po 60 dnech. [44] Na obrázku máme ukázkou degradace silikonové pryže. Na obrázku jsou zachyceny 2 silikonové pryže byli zachyceny po 20 dnech. Můžeme zde vidět postupný růst biofilmu a je zde vidět v obrázku h) je vidět zvrásnění.

4. Materiály

Materiály používané při výrobě katétrů významně ovlivňují jejich odolnost, biokompatibilitu a náchylnost ke komplikacím, jako jsou infekce a mechanická selhání. Mezi základní materiály používané při výrobě katétrů patří polyuretan, silikon, kovy s nejrůznějšími povrchovými úpravami pro zlepšení jejich vlastností. Každý z těchto materiálů má své specifické přednosti i nevýhody.

Polyuretan je oblíbený díky své vysoké biokompatibilitě, pružnosti a pevnosti. Umožňuje výrobu katétrů s tenčími stěnami a větším průsvitem, což je ideální pro dlouhodobé použití. Je také odolný vůči mechanickému opotřebení a chemickým vlivům. Nevýhodou je jeho náchylnost k degradaci při dlouhodobém kontaktu s biologickými tekutinami, což může zvýšit riziko infekcí nebo toxicity [45].

Silikon vyniká svou šetrností k tkáním, pružností a tepelnou odolností. Je ideální pro dlouhodobé aplikace, jako jsou močové nebo drenážní katétry, protože

snižuje riziko podráždění a infekcí. Na druhou stranu má nižší mechanickou pevnost než polyuretan, což může vést k prasknutí nebo deformacím [46].

Kovy, jako nerezová ocel nebo titan, poskytují vysokou pevnost a odolnost vůči deformacím. Nerezová ocel je ceněná pro svou odolnost vůči korozi a pevnost, což ji činí vhodnou pro trvalé implantáty. Titan vyniká svou kombinací lehkosti, pevnosti a biokompatibility. Je přibližně o 50 % lehčí než nerezová ocel, což snižuje zátěž na tělo pacienta, a zároveň má schopnost osseointegrace, tedy přirozeného spojení s kostní tkání. Titan je navíc odolný vůči korozi díky tvorbě stabilní oxidové vrstvy na povrchu, což zajišťuje dlouhou životnost implantátů. Nevýhodou nerezové oceli je její vyšší hmotnost a omezená schopnost interakce s biologickými tkáněmi. U titanu mohou být nevýhodou vyšší náklady na výrobu a zpracování, přestože jeho vlastnosti umožňují široké využití v medicíně, například u ortopedických implantátů, kardiovaskulárních zařízení nebo katétrů. V některých případech je nutné povrch titanu dále upravit pro zvýšení jeho antibakteriálních vlastností nebo snížení tření při použití v těle [47].

4.1. Chemické složení katetrů

Polyuretany jsou jednou z nejuniverzálnějších skupin polymerů, které se v moderní chemii využívají. Jsou to polymery vznikající reakcí diisokyanátů (organické sloučeniny obsahující dvě reaktivní isokyanátové skupiny ($-N=C=O$)) s polyoly (organické sloučeniny obsahující více hydroxylových ($-OH$) skupin) v procesu zvaném polyadice, při kterém nevznikají vedlejší produkty. Tato reakce vytváří elastické struktury s uretanovými vazbami ($-NH-CO-O-$). Tento materiál lze přizpůsobit tak, aby měl různé vlastnosti – od tvrdých konstrukčních plastů až po měkké a pružné pěny [48].

Ve zdravotnictví nacházejí polyuretany široké uplatnění díky své biokompatibilitě, pružnosti a odolnosti vůči opotřebení. Používají se například při výrobě katetrů, kde zajišťují optimální kombinaci pružnosti a pevnosti, což umožňuje snadnou manipulaci i bezpečné zavedení do těla pacienta. Na rozdíl od některých jiných plastů polyuretany nevykazují tak vysoké riziko tvorby trombů a zároveň jsou odolné vůči degradaci tělními tekutinami [49].

V závislosti na poměru složek lze upravit tvrdost a pružnost polyuretanu [50]. Polyuretany lze přizpůsobit tak, aby vykazovaly různé stupně tvrdosti, pružnosti a hydrofobnosti, což je činí vhodnými pro aplikace, jako jsou katetry, obvazy na rány a protetické pomůcky. Přidáním přísad lze zlepšit jejich antimikrobiální vlastnosti, což je nezbytné pro snížení rizika infekce spojeného se zdravotnickými prostředky. Kromě toho jsou produkty rozkladu polyuretanů obecně netoxické, což je rozhodující faktor pro jejich použití v dlouhodobých implantátech [51]. Polyuretanové katetry mají pracovní okno v teplotním rozmezí od -50 °C do 80 °C, což je dostatečné pro většinu lékařských aplikací [52] [53].

Silikony, konkrétně polydimethylsiloxan (PDMS), jsou další třídou materiálů hojně využívaných ve zdravotnictví díky své jedinečné chemické struktuře, která se skládá ze střídajících se atomů křemíku a kyslíku (Si-O). Tato struktura propůjčuje silikonům vynikající tepelnou stabilitu, flexibilitu a biokompatibilitu, což je ideální pro aplikace, jako jsou katetry, implantáty a systémy pro podávání léčiv [54] [55]. Silikony lze také modifikovat, aby se zlepšily jejich vlastnosti; například povrchové modifikace mohou zlepšit jejich antibakteriální a antifoulingové vlastnosti, které jsou důležité pro snížení výskytu bakterií nebo je přímo ničí. Sníží se tvorba biofilmu a souvisejících infekcí. Druhá vlastnost zabraňuje přilnutí proteinů, buněk nebo mikroorganismů na povrchu. Dále zmenšují riziko tvorby krevních sraženin. [54] [56]. Hydrofobní povaha silikonů může vést k adsorpci ("nasávání") proteinů, což může vyvolat nepříznivé biologické reakce. Probíhající výzkum se však zaměřuje na překonání těchto problémů prostřednictvím inovativních povrchových úprav a formulací [57].

Z chemického hlediska vykazuje titan vynikající odolnost proti korozi, což je zvláště výhodné v biomedicínské oblasti, kde vystavení tělesným tekutinám a faktorům prostředí může vést k degradaci materiálu. Titan (TiO_2 - oxid titaničitý) vytvořený na povrchu titanu působí jako pasivní vrstva, která chrání podkladový kov před korozivními látkami. Tato vrstva oxidu může také zvýšit biokompatibilitu titanových implantátů, usnadnit osteointegraci a snížit výskyt nežádoucích reakcí v organismu [58].

Pokroky v technikách modifikace povrchu, jako je anodizace a aplikace bioaktivních vrstev, navíc zlepšují chemické vlastnosti titanu. Anodizací se vytváří

porézní vrstva TiO_2 , která zvětšuje povrchovou plochu pro uchycení buněk a zlepšuje integraci implantátů s hostitelskými tkáněmi [58]. Inkorporace bioaktivních sloučenin, jako je hydroxyapatit nebo různé polymerní vrstvy, může rovněž podpořit osteointegraci a dále zlepšit chemické interakce mezi titanovým implantátem a biologickými tkáněmi [59].

Kromě primárních materiálů hrají při snižování rizika infekcí spojených s používáním katétru zásadní roli i filmy. Bylo například prokázáno, že chitosanové vrstvy zabraňují infekcím močových cest spojených s katétrem (CAUTI - Catheter Associated Urinary Tract Infection) tím, že brání adhezi bakterií a tvorbě biofilmu [60]. Filmy z ušlechtilých kovů, jako je stříbro, byly rovněž zkoumány z hlediska jejich antimikrobiálních vlastností, přičemž studie naznačují, že mohou snížit tvorbu biofilmu ve srovnání se standardními katetry [61]. Je však důležité poznamenat, že nebyl identifikován žádný materiál, který by zcela eliminoval bakteriální kolonizaci, což zdůrazňuje trvalou potřebu pokroku v technologii katétrů [62].

4.2. Mechanické vlastnosti katétrů

Mechanické vlastnosti polyuretanů, silikonů a kovů jsou rozhodující pro jejich odolnost v lékařských aplikacích, zejména v zařízeních, jako jsou katetry. Každý materiál vykazuje jedinečné vlastnosti, které ovlivňují jeho použitelnost, trvanlivost a biokompatibilitu.

Polyuretany jsou známy svými vynikajícími mechanickými vlastnostmi, které lze upravit manipulací s jejich chemickým složením. Mechanickou pevnost polyuretanů významně ovlivňuje poměr tvrdých a měkkých segmentů v jejich struktuře. Zvýšení obsahu tvrdých segmentů obvykle vede ke zvýšení pevnosti v tahu a tuhosti. Například Nakib et al. uvedli, že pevnost v tahu termoplastických polyuretanů (TPU) používaných v lékařských katétrech se u neupravených vzorků pohybovala v rozmezí 37 až 44 MPa, zatímco chemicky stárnuté vzorky vykazovaly pevnost mezi 17 a 25 MPa. Kromě toho polyuretany vykazují nízkou trombogenitu, což je výhodné pro aplikace zahrnující kontakt s krví [63]. Díky pružnosti a odolnosti jsou tyto materiály vhodné pro dlouhodobou implantaci do různých zdravotnických prostředků, včetně cévních katétrů a umělých orgánů [64].

Silikony, zejména polydimethylsiloxan (PDMS), vykazují odlišné mechanické vlastnosti, které se vyznačují pružností a nižší pevností v tahu ve srovnání s polyuretany. Silikony jsou známé svou vynikající biokompatibilitou a tepelnou stabilitou, což je činí ideálními pro aplikace, kde je flexibilita klíčová, například v dětských katetrech. Jejich mechanická pevnost je však obecně nižší, což může omezovat jejich použití v aplikacích s vysokou zátěží. Studie ukázaly, že u silikonových katetrů může docházet k mechanickým komplikacím, jako je například zlomení. Zvýšená pohyblivost pacienta může navíc urychlit únavu materiálu. [65]. Navzdory těmto omezením jsou silikony upřednostňovány pro svou schopnost minimalizovat podráždění okolních tkání a kompatibilitu s různými lékařskými aplikacemi [66] [67].

Kovy, zejména titan a jeho slitiny, se díky svým vynikajícím mechanickým vlastnostem, včetně pevnosti, trvanlivosti a odolnosti proti korozi, hojně používají v ortopedických a stomatologických aplikacích. Titanové slitiny, jako je Ti-6Al-4V, jsou upřednostňovány pro svou vynikající biokompatibilitu a schopnost osteointegrace, které jsou rozhodující pro dlouhodobý úspěch implantátu [68]. Povrch kovových implantátů lze upravit tak, aby se zlepšila jejich biologická výkonnost; lze například nanést funkční vrstvu, které zlepší jejich interakci s biologickými tkáněmi a sníží riziko infekce [69]. Kromě toho lze mechanické vlastnosti kovů upravovat různými technikami zpracování, což umožňuje vývoj implantátů, které vydrží fyziologické zatížení vyskytující se v lidském těle [70].

Mechanické vlastnosti kovů lze zlepšit různými úpravami, například povrchovými náterý, které zlepšují jejich interakci s biologickými tkáněmi a snižují riziko infekce [71] [72]. Kromě povrchových úprav hrají důležitou roli konstrukční prvky katetrů, jako jsou kovové oplety nebo cívky. Tyto prvky výrazně zvyšují mechanickou odolnost katetrů – oplety přispívají k torzní tuhosti, což umožňuje přesnější ovládání při navigaci cévami, zatímco cívky poskytují větší flexibilitu potřebnou pro aplikace vyžadující časté ohýbání. Tím se prodlužuje životnost katetrů a zvyšuje bezpečnost pacientů. Nicméně tyto kovové prvky mohou být náchylné k radiofrekvenčnímu zahřívání během zobrazování magnetickou rezonancí [73] [74].

Další významnou oblastí úprav katetrů jsou modifikace filmů, které mohou zásadně ovlivnit jejich chemické složení a mechanické vlastnosti. Tyto úpravy

zahrnují začlenění antimikrobiálních látek, použití pokročilých materiálů a inovativní techniky nanášení vrstev filmu. Antimikrobiální látky, jako je N-halamin, prokázaly schopnost výrazně snížit výskyt infekcí spojených s katétry díky antibakteriálním vlastnostem hydrogelových vrstev [75]. Podobně multimechanické antibakteriální filmy kombinující antifoulingové a kontaktně aktivní vlastnosti zachovávají mechanickou integritu katetru při dlouhodobé antibakteriální účinnosti [76].

Pokročilé techniky nanášení filmů, jako je UV-asistované nanášení nebo fyzikální napařování (PVD), umožňují přesnou kontrolu nad složením a tloušťkou ochranných vrstev. Například nanokompozitní filmy s kyselinou Ag-taninovou prokázaly lepší mechanickou stabilitu a odolnost vůči migraci bakterií [60]. PVD techniky zase umožňují vytváření tvrdých a odolných vrstev, jak ukázali Galeja a Lukaszewicz při studiu AlCrSiN (nitrid hliníko-chromo-křemičitý) vrstev [77].

Vývoj kompozitních filmů představuje další přístup ke zlepšení vlastností katetrů. Kombinace materiálů, jako jsou tenké vrstvy Ti-Cu(Ag), nabízí silné antibakteriální vlastnosti při zachování biokompatibility [78]. Takové vrstvy nejen odolávají bakteriální adhezi, ale také poskytují požadovanou pružnost a pevnost.

Poslední oblasti úprav jsou hydrofilní filmy nebo dopované vrstvy (např. CrN/Ag), které zlepšují mechanické i tribologické vlastnosti katetrů. Tyto úpravy usnadňují zavádění snížením tření, zvyšují odolnost vůči poškození a zachovávají chemickou stabilitu proti degradaci [79]. Biokompatibilní materiály jako karboxymethylcelulóza optimalizují funkčnost v biologickém prostředí – zvyšují lubrikaci, snižují riziko trombózy a zajišťují dlouhodobou integritu filmu [80]. Tyto synergické úpravy kombinují mechanickou odolnost s chemickou a biologickou kompatibilitou.

Vlastnost	Polyuretan	Silikon	Kov
<i>Teplotní odolnost</i>	-50 °C až 80 °C	-50 °C až 230 °C	-200 °C až 925 °C

<i>Míra infekcí</i>	Nižší míra infekcí souvisejících s katétrem	Vyšší míra infekcí souvisejících s katétrem	Obecně nízká, ale může se lišit podle povrchové úpravy
<i>Biokompatibilita</i>	Vyžaduje speciální úpravy, ale jinak výborná. Může vést k zánětlivým reakcím	Výborná biokompatibilita, ale může způsobit lokální zánět	Biokompatibilní, ale u některých pacientů může způsobit podráždění
<i>Flexibilita</i>	Méně flexibilní, rigidnější	Vysoce flexibilní, méně dráždivé	Rigidní, omezená flexibilita
<i>Trombogenita</i>	Nižší trombogenita	Vyšší trombogenita	Minimální trombogenita
<i>Chemická odolnost</i>	Dobrá vůči mnoha lékům	Vynikající vůči většině chemikálií	Záleží na typu kovu
<i>Mechanická integrita</i>	Lepší strukturální integrita při zátěži	Větší náchylnost k prasknutí při zátěži	Vynikající trvanlivost a pevnost

<i>Trvanlivost</i>	Větší trvanlivost při dlouhodobém používání	Menší trvanlivost, vyšší počet neefektivních vyjmutí	Vysoká trvanlivost, vhodné pro dlouhodobé používání
<i>Náklady</i>	Obecně nižší náklady	Vyšší náklady vzhledem ke složitosti výroby	Střední až vysoké náklady v závislosti na slitině a způsobu ošetření

Tabulka 3: Porovnání materiálů v medicíně [47] [52] [63] [66] [81] [82] [83] [84] [85] [86] [87].

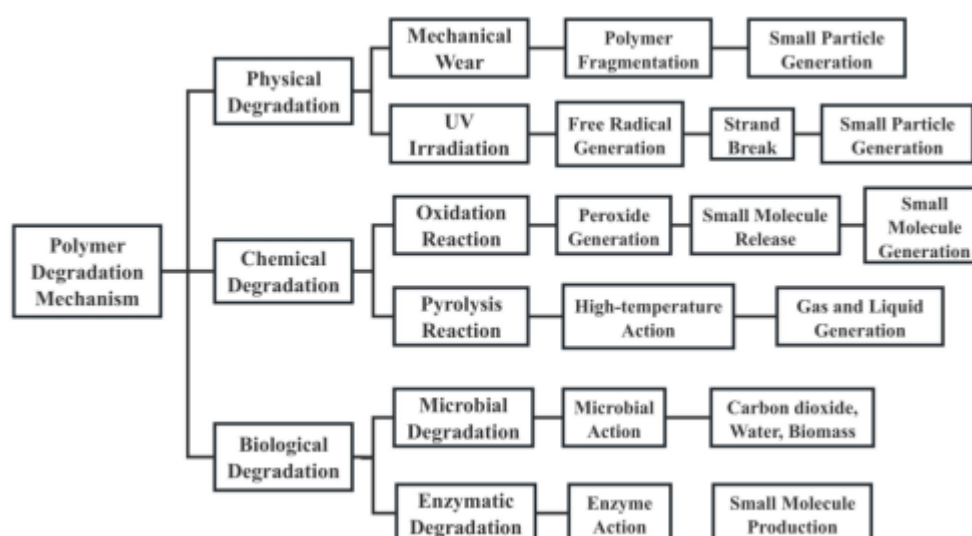
4.3. Degradace materiálů

Degradace materiálů používaných ve zdravotnických prostředcích, zejména katetrech, je kritickým faktorem ovlivňujícím jejich odolnost, biokompatibilitu a životnost. Polyuretany, silikony a kovy vykazují odlišné mechanismy degradace, které mohou ovlivnit jejich účinnost v klinických aplikacích.

Polyuretany (PU) jsou široce používány v lékařských aplikacích. Jsou však náchylné k hydrolytické degradaci, zejména pokud jsou vystaveny působení tělesných tekutin. Degradací proces zahrnuje hydrolýzu uretanových vazeb, což vede k tvorbě oligomerů a v konečném důsledku ke ztrátě mechanické integrity. Rychlost degradace se může lišit v závislosti na konkrétním složení polyuretanu, včetně poměru tvrdých a měkkých segmentů a přítomnosti přísad. Badv et al. například poznamenali, že začlenění hydrofobních organosilanů do polyuretanových filmů může zvýšit jejich odolnost vůči hydrolýze, a tím prodloužit jejich funkční životnost [88]. Kromě toho mohou faktory prostředí, jako je teplota a pH, významně ovlivnit kinetiku degradace polyuretanů, takže je nezbytné tyto podmínky optimalizovat pro konkrétní aplikace.

Degradace se projeví praskáním a lámáním, což jsou jasné známky selhání materiálu, které se mohou zhoršit působením chemických látek nebo mechanickým namáháním. Po mechanickém poškození bývají viditelné známky jako je zalomení nebo praskliny, naznačují, že katetr je poškozen. Netěsnosti jsou kritickým ukazatelem selhání materiálu a naznačují, že integrita katétru je narušena [89].

Faktory prostředí jako jsou trhliny způsobené namáháním vlivem prostředí a oxidace jsou významnými faktory degradace polyuretanu. Interakce s některými roztoky, například používanými při chemoterapii, může vést k modifikaci povrchu a vyluhování přísad, i když nemusí vždy způsobit okamžitou fyzikální degradaci [89]. U polyuretanových katetrů může časem dojít ke změně barvy nebo změknutí v důsledku působení chemických látek nebo stárnutí, což může být známkou degradace [64].



Obrázek 12: Procesní schéma mechanismu degradace polymeru [90].

Silikony degradují především oxidačními procesy. Degradaci silikonových materiálů lze urychlit působením UV záření, tepla a reaktivních forem kyslíku, což vede ke štěpení řetězce a vzniku silanolových skupin, které mohou dále reagovat s dalšími složkami [91]. Degradací produkty silikonů jsou obecně netoxické, což je výhodné pro jejich použití ve zdravotnických prostředcích. Degradace navíc může ovlivnit mechanické vlastnosti silikonu, jak poznamenali Lawless et al., kteří pozorovali změny tuhosti a pružnosti u degradovaných silikonových komponent používaných v zařízeních pro stabilizaci páteře [92]. Začlenění ochranných povlaků

nebo přísad může pomoci zabránit degradaci silikonů a zvýšit jejich životnost ve zdravotnických aplikacích. Viditelné trhliny nebo praskliny v silikonových katetrech mohou být známkou degradace materiálu nebo jeho selhání. To může být způsobeno spíše mechanickým namáháním, nesprávnou manipulací nebo jinými vnějšími faktory než chemickou degradací antiseptiky [93].

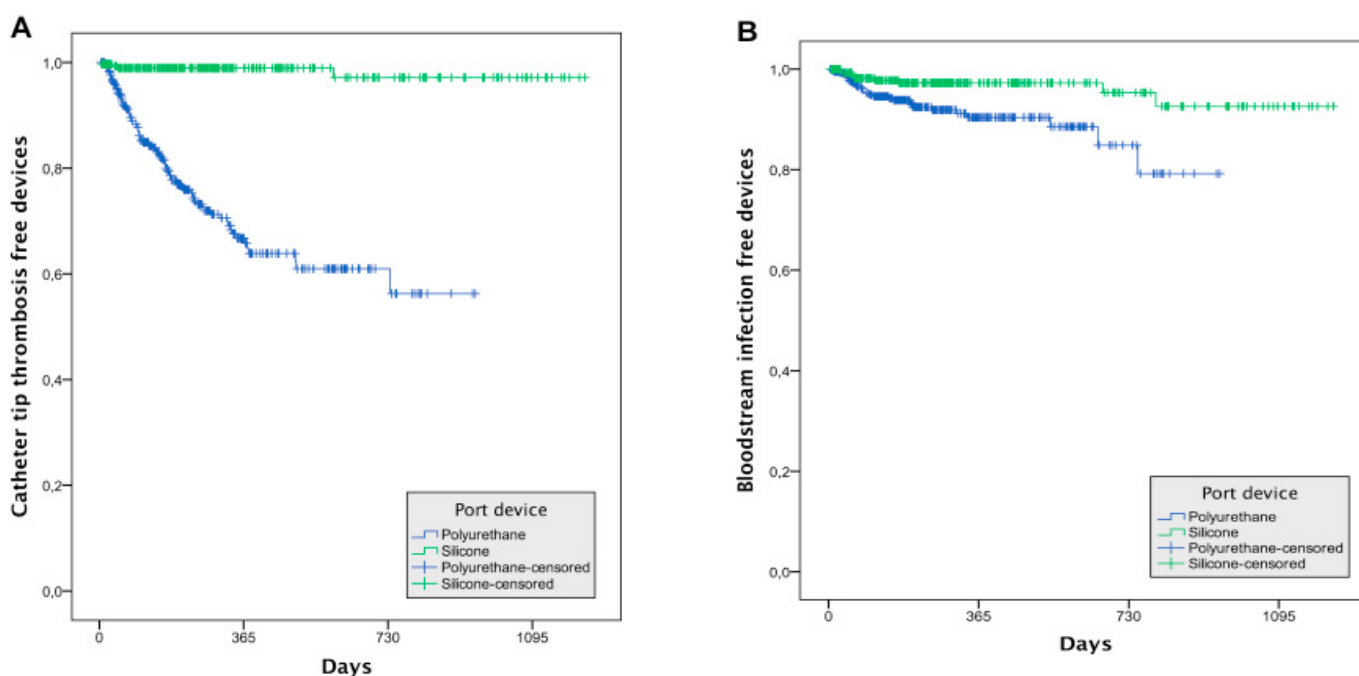
Kovy jsou náchylné ke korozi, která může časem vést k jejich degradaci. Proces koroze je ovlivněn faktory, jako je přítomnost elektrolytů, pH a teplota. Například titan může vytvářet stabilní oxidovou vrstvu, která zajišťuje odolnost proti korozi, ale tato vrstva může být v agresivním prostředí narušena, což vede k lokální korozi [94]. Degradace kovových implantátů může také vést k uvolňování kovových iontů do okolní tkáně, což může vyvolat zánětlivé reakce [95]. Ke zvýšení odolnosti kovových implantátů proti korozi lze použít povrchové úpravy, jako jsou ochranné vrstvy nebo anodizace, protože tyto úpravy mohou výrazně zlepšit jejich životnost a biokompatibilitu [96]. Únava materiálu je způsobena opakovanými cykly namáhání. Mohou způsobit praskání kovových vrstev a narušila strukturální integritu katétru. To je výraznější, pokud je kovový film křehký nebo není rovnoměrně nanesen [84]. Strukturální slabost je jakékoli viditelné oslabení struktury kovu, například ztenčení nebo perforace, může být známkou degradace. Toto oslabení může vést ke strukturálním poruchám a ohrožit funkčnost katétru [87].

V posledních letech roste zájem o biologicky odbouratelné materiály pro lékařské aplikace, včetně katetrů. Materiály, jako je poly(ϵ -kaprolakton) (PCL), jsou navrženy tak, aby se rozkládaly hydrolýzou svých esterových vazeb, přičemž rychlost rozkladu je ovlivněna faktory, jako je krystalinita a podmínky prostředí [97]. Výhodou těchto biologicky odbouratelných materiálů je, že po jejich zamýšleném použití není nutné je chirurgicky odstraňovat, čímž se snižuje riziko pro pacienty a náklady na zdravotní péči. Kinetiku rozkladu těchto materiálů lze přizpůsobit úpravami jejich chemické struktury a podmínek zpracování, což je činí vhodnými pro různé aplikace v oblasti zdravotnictví [98].

Materiál	Mechanismy degradace v lidském těle	Biomedicínská stabilita	Rizika a komplikace
Polyuretan	Oxidace, enzymatická degradace, mineralizace. Některé polyuretany mohou vykazovat dobré biostabilitu, ale mohou být náchylné k povrchovým defektům a oxidaci.	Dobrá mechanická pevnost, ale může být ovlivněn biologickými procesy.	Riziko infekce, trombózy a zánětu.
Kovy	Koroze, uvolňování kovových iontů, únava materiálu. Kovy mohou vyvolávat imunitní reakce a mohou být příčinou lokální toxicity.	Obecně stabilní, ale mohou korodovat a uvolňovat ionty.	Riziko systémové toxicity, embolie, zánětu a mechanických komplikací.
Silikon	Obecně stabilní, ale může být ovlivněn biologickými procesy. Silikonové materiály jsou chemicky neutrální a odolné vůči bakteriální adhezi.	Dobrá biokompatibilita, nízká toxicita.	Riziko mechanického selhání, ale obecně nízké riziko infekce nebo zánětu.

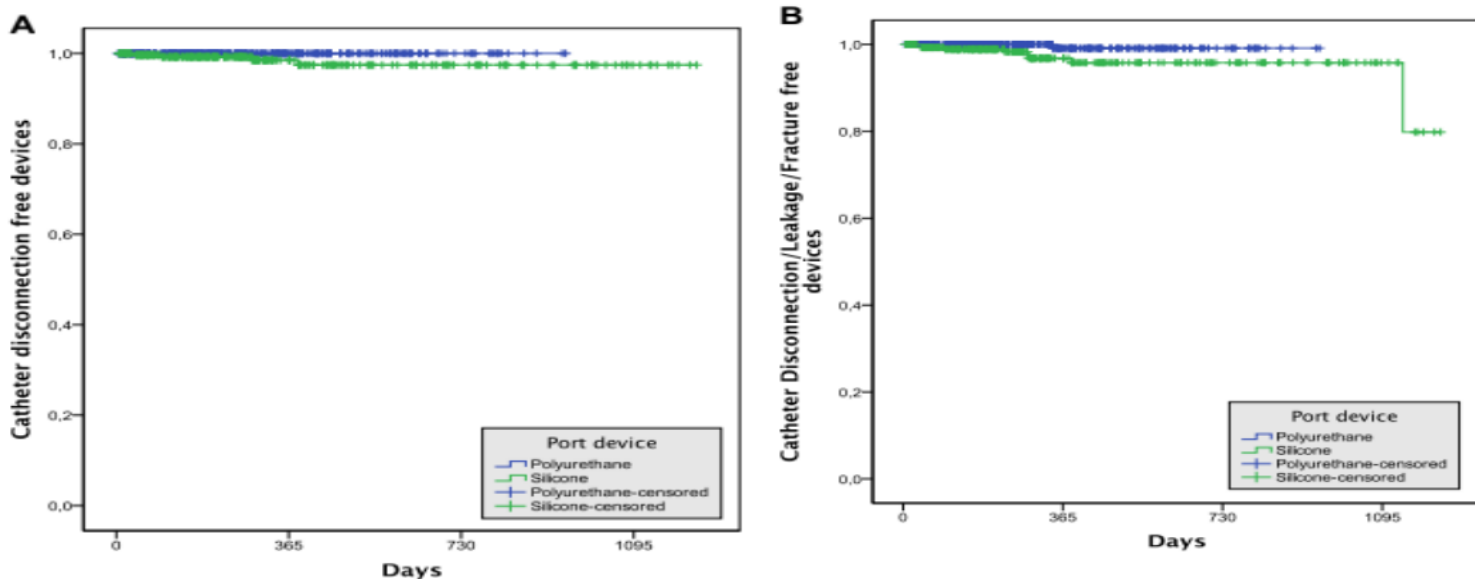
Tabulka 4: Degradace Materiálů shrnuta do tabulky [99] [100].

4.4 Tabulky, Grafy materiálů

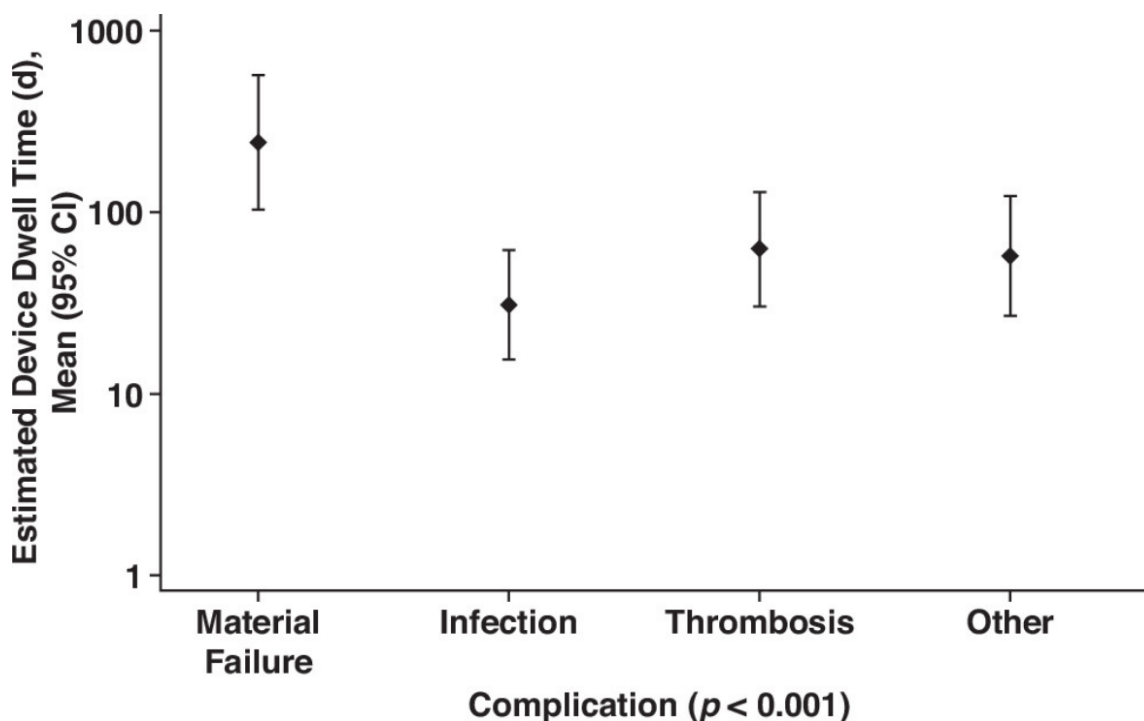


Obrázek 13: Trombóza hrotu katétru. Kaplan-Meierovy křivky přežití zařízení bez trombózy hrotu katétru (A).(B) potvrzené infekce krevního řečiště a infekce krevního řečiště podezřelé z důvodu průkazu bakterií na katéttru [101].

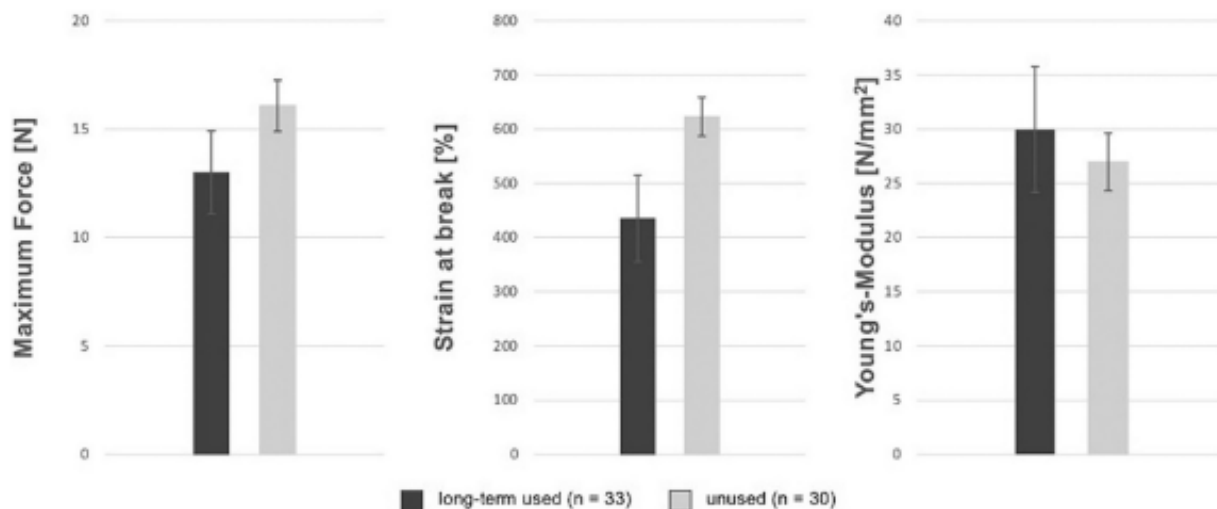
Kaplan-Meierova křivka znázorňuje pravděpodobnost přežití jedince v čase bez výskytu sledované události, například trombózy nebo selhání katetru. Má schodovitý tvar, kde každý "schod" představuje pokles pravděpodobnosti přežití při události. Vertikální čárky označují cenzorovaná data, tedy případy, kdy sledovaná událost nenastala. Na ose Y je pravděpodobnost přežití (0 až 1) a na ose X čas. Používá se především v klinických studiích k analýze přežívání a porovnávání efektivity léčebných postupů [102].



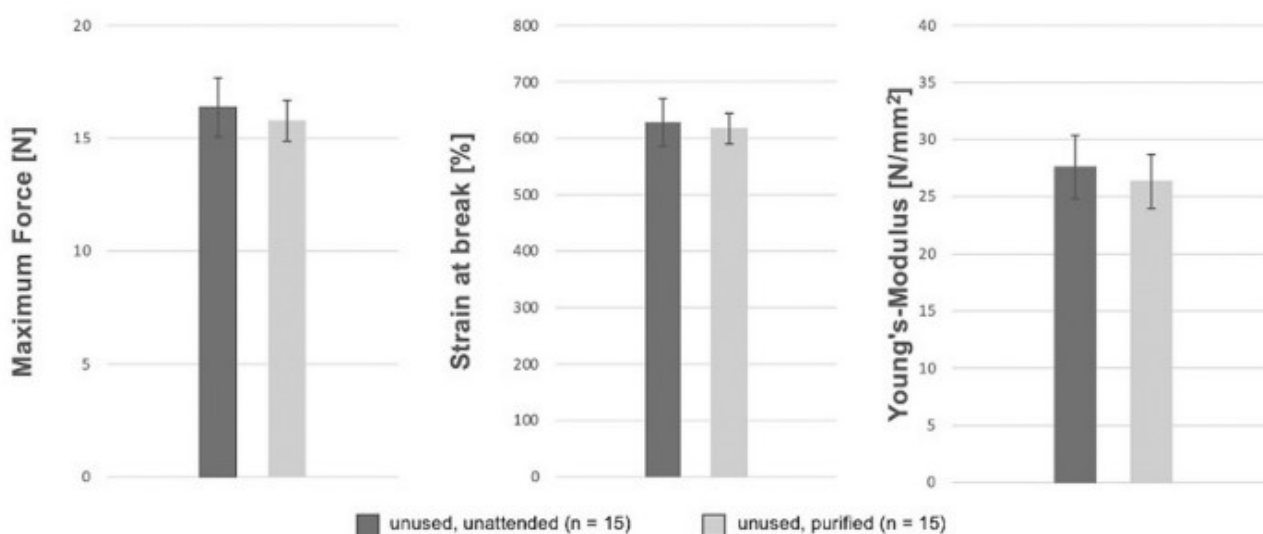
Obrázek 14: Mechanické selhání. Kaplan-Meierovy křivky přežití zařízení bez odpojení (A) a přežití zařízení bez všech mechanických komplikací (odpojení, únik katétru a prasknutí) shrnuty (B) [101].



Obrázek 15: Graf průměrné odhadované doby pobytu silikonového zařízení (vyjádřené ve dnech) spojené s různými typy komplikací. Srovnání ukázalo, že selhání materiálu se objevilo později než infekce ($p < 0,001$), trombóza ($p = 0,014$) nebo jiné komplikace ($p = 0,010$) [93].



Obrázek 16: Neudržované katétry (I.) a nepoužité, vyčištěné katétry (II.), které nevykazují žádný významný rozdíl v odolnosti materiálu při jednoosé tahové zkoušce (průměr ± 2). (průměrná hodnota $\pm$ standardní chyba) [103].



Obrázek 17: Statisticky významné rozdíly v prokázaných mechanických vlastnostech nepoužívaných katétrů (I.) a (II.) ve srovnání s dlouhodobě používanými katétry (III.) (průměrná hodnota $\pm$ standardní chyba) [103].

5. Praktická část

Během praktické části práce jsme se snažili získat explantované katetry použité v pacientech a ty následně prozkoumat vhodnou charakterizační metodou. Z toho důvodu jsou výsledky praktické části zcela závislé na získaných vzorcích. Zvolená charakterizační metoda je skenovací elektronová mikroskopie, jelikož se jedná o metodu společnou většině literatury, ke které máme přístup a která nám tak umožní porovnávat vzorky.

Vzhledem k tomu, že jsme pátrali po závažných projevech degradace, byla vizuální kontrola a porovnání s výsledky literatury dostatečné. Podařilo se získat dva explantované katetry od firmy Sumi, tyto jsme porovnali s nepoužitými katetry od firmy Smiths Medical, které jsou vyrobeny ze stejného materiálu. Abychom snížili závislost výsledků praktické části na získaných vzorcích, provedli jsme expozici referenčního vzorku biofilmem (více v kapitole 7.) a také charakterizaci dlouho prošlého vzorku (více v kapitole 6.7.).

U každého vzorku bylo hodnoceno skladování a sterilizace pro očištění od dalších zdrojů degradace. Dále bylo u pacientů, ze kterých byl vzorek explantován, provedeno mikrobiologické vyšetření na zjištění orientačního složení biofilmu. Po tomto byla provedena dezinfekce kanyl, aby nebyly infekční. Dezinfekce byla zvolena tak, aby s vysokou pravděpodobností dále nepoškodila vzorek a nezkreslila následnou charakterizaci. Pro účely elektronové mikroskopie byly vzorky potaženy vrstvičkou zlata. Po nasnímkování všech vzorků elektronovým mikroskopem bylo provedeno porovnání mezi sebou a s literaturou.

6. Charakterizace explantovaných kanyl

Vzorky byly dezinfikovány ihned po explantaci, aby se zabránilo šíření případné infekce, přesto jsme s nimi raději zacházeli jako s potenciálně infekčním materiálem. Bakterie, které na vzorek působily, byly určeny díky mikrobiologickému rozboru sputa, který se u pacientů před explantací rutinně prováděl. Použité kanyly byli zavedené 50 dní. Správně by měly být vyměněny v horizontu 7-14 dní od zavedení. Jednalo se ovšem o kanyly pacientů v domácí péči, které byly explantovány při přijetí do zdravotnického zařízení. Výrobce kanyl, firma Sumi, připouští maximální dobu implantace 29 dní dle datasheetu. Referenční kanyly byly

od jiného výrobce (Smiths Medical) i když se kanyly liší výrobcem použitý materiál na jejich výrobu byl stejný; PVC potažené silikonem. Tato volba materiálů se využívá, protože PVC je pružné, odolné vůči chemikáliím, snadno sterilizovatelné a transparentní, což umožňuje snadnou kontrolu během zavádění. Silikonová vrstva na PVC pak přináší další výhody – snižuje adhezi mikroorganismů, čímž snižuje riziko infekcí, a je biokompatibilnější, což minimalizuje podráždění sliznic a zvyšuje komfort pacienta. Hladký silikonový povrch také usnadňuje zavádění kanyly a snižuje riziko mechanického poškození tkání [104] [105]. Tyto nepoužité kanyly sloužily jako reference jak vypadá nepoškozená kanyla. Jedna z kanyl byla zajímavá proto, že byla 16 let po expiraci. Využili jsme této příležitosti pro získání dalšího vzorku.

Poté co jsme vytáhli vzorky s obalů jsme museli oddělit malou část z obou kanyl, vhodnou pro elektronovou mikroskopii. Vybraná oblast byla v okolí záhybu a následně byla vložena do zlatničky pozlatit. Mikroskopování probíhalo v přízemí budovy E1 Technické Univerzity v Liberci. Byl použit model VEGA3 TESCAN (SEM). Průběh charakterizace byl pro všechny vzorky stejný: po vložení vzorků se zase čekalo na vytvoření vakua. Následovalo prohlížení vzorku a hledání zbytků biofilmů. Když se našla struktura odlišná od hladkého povrchu tak se několikrát nafotila s různým měřítkem od 2mm až po 20 μm . Při nižších rozlišení se už vyskytoval velký šum.



Obrázek 18: Fotografie používaného mikroskopu (Autor)

6.1. Skladování a dezinfekce

Po vyjmutí z pacienta byly kanyly důkladně dezinfikovány ponořením do dezinfekčního roztoku po dobu jedné hodiny. Tento krok byl proveden za účelem eliminace veškerých mikroorganismů a minimalizace rizika přenosu infekce. Po dezinfekci byly nástroje umístěny do sterilního obalu. Tento obal je navržen tak, aby chránil obsah před kontaminací během skladování.

Po zabalení byly nástroje skladovány v prostředí chráněném před přímým slunečním světlem v uzavřených skříních nebo zásuvkách, aby byly chráněny před mechanickým poškozením, vlhkostí a dalšími nepříznivými vlivy. Sluneční záření může způsobit degradaci materiálu obalu a vzorku. Poškození obalu by mohlo vést ke kompromitaci sterility. Ideální skladovací podmínky zahrnují suché, čisté a prachotěsné prostředí s teplotou mezi 18 °C a 25 °C.

Oba dva explantované vzorky byly sterilizovány dezinfekcí Sekusept Aktiv 2% ve které byli exponováni po dobu 60 minut. Ke vzorkům se i přesto muselo přistupovat jako k infekčním. Znamená, že při manipulaci s nimi byly potřeba rukavice. Sekusept Aktiv 2% je dezinfekční a čisticí prostředek uznávaný pro své široké spektrum účinnosti proti bakteriím a houbám, zejména v institucionálním a klinickém prostředí. Při této době expozice by veškeré mikroorganismy měl eliminovat. Jeho účinnost byla zkoumána v různých aplikacích, což podtrhuje jeho roli při kontrole infekcí a řízení hygieny.

6.2. Nalezené Mikroorganismy

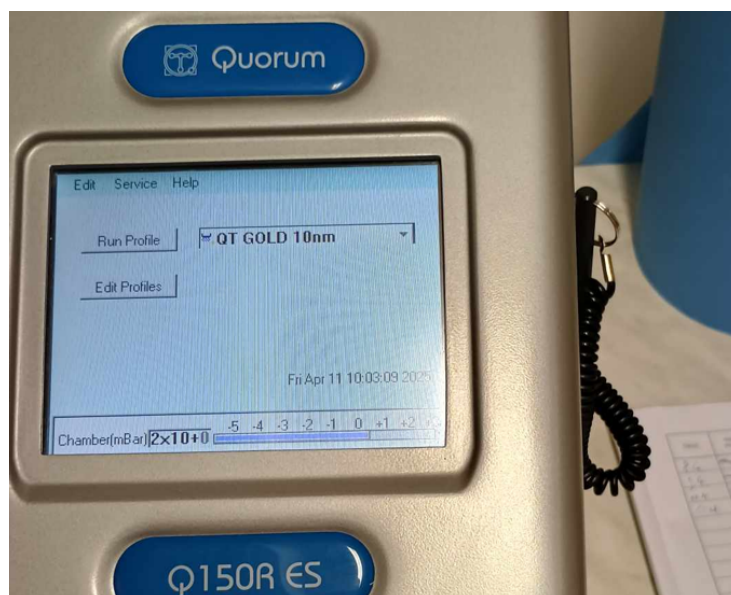
Výskyt mikroorganismů byl prokázán přes sputum kultivací. Sputum je hlen, který pochází z dolních dýchacích cest (průdušek a plic) a který pacient vykašlává. Na rozdíl od slin, které se tvoří v ústech, sputum obsahuje hlen, odumřelé buňky, případně bakterie nebo viry z plic. Kultivace je laboratorní metoda, která se používá k identifikaci mikroorganismů (bakterií, virů, plísní) přítomných ve vzorku odebraném z těla pacienta. Vzorek se umístí na speciální živnou půdu, kde se mikroorganismy mohou množit. Po určité době se analyzuje, jaké druhy bakterií nebo hub ve vzorku rostou, což pomáhá lékařům určit příčinu infekce a nasadit správnou léčbu. [106] Největší projev těchto mikroorganismů na materiál je tvorba biofilmu, která je příčinou katetrových infekcí.

Mikroorganismus	Projevy na katétu
Proteus mirabilis	Tvorba biofilmu, výrazná inkrustace a krystalizace, ucpávání katétu, alkalizace moči, makroskopické nánosy na povrchu katétu.
Escherichia coli	Tvorba biofilmu, kolonizace povrchu katétu, možnost zánětu sliznice močového měchýře, planktonní bakterie v moči.
Candida albicans	Tvorba biofilmu, bílý povlak na katétu, možnost ucpání katétu, zvýšené riziko fungální infekce při dlouhodobé katetrizaci.
Pseudomonas aeruginosa	Tvorba biofilmu, perzistentní kolonizace, zvýšená rezistence vůči antibiotikům, možnost chronické infekce katétu.
Serratia marcescens	Tvorba biofilmu, červené zbarvení povrchu katétu (díky pigmentu prodigiosin), kolonizace a možnost ucpání katétu.
Stenotrophomonas maltophilia	Tvorba robustního biofilmu, perzistence na katétu, vysoká antibiotická rezistence, časté katérové infekce, zejména u imunosuprimovaných pacientů.
Streptococcus agalactiae	Tvorba biofilmu, adheze na katétu, možnost akutní i chronické infekce, cytotoxické působení na urotel, zánětlivá odpověď.

Tabulka 5: Projevy mikroorganismů na materiálu katétrů. [107] [108] [109] [110] [111] [112]

6.3. Pozlacení vzorků

Po extrakci malých částí kanyl jsme je pečlivě připevnili na speciálně připravené terčičky, které sloužily jako nosiče během dalšího zpracování. Následně jsme naprogramovali zařízení pro napařování zlata tak, aby vytvořilo vrstvu o tloušťce přibližně 10 nanometrů, což odpovídá požadovanému stupni pozlacení. Tyto vzorky jsme poté vložili do zlatnického zařízení, a to z několika důvodů — zejména kvůli zajištění rovnoměrného nanesení zlata a dosažení potřebných fyzikálně-chemických vlastností povrchu.



Obrázek 19: Ukázka zvoleného programu ve zlatničce. (Autor)

Vzorky se potahují vodivou vrstvou (zlata, uhlíku...) proto, aby se ve vzorku při interakci s dopadajícími elektrony nehromadil náboj, což by vedlo k odpuzování následných elektronů a následně k deformaci obrazu a zkreslení výsledků. Pozlacením se vytváří tenká vrstva kovu, která zajišťuje potřebnou elektrickou vodivost a minimalizuje nabíjení vzorku. [113]

Zlato navíc, jako materiál s vysokým atomovým číslem, zlepšuje kontrast obrazu v SEM. Vzorky s pozlaceným povrchem vykazují jasnější a ostřejší detaily díky lepší detekci sekundárních a zpětně odražených elektronů. [113]

6.4. Elektronový mikroskop

Po pozlacení vzorků jsme přikročili k samotné mikroskopii, která probíhala samozřejmě ve vysokém vakuu. Proto jsme vzorky po pozlacení a proběhlém

snímkování již nepovažovali za potenciálně infekční. Mikroskopování proběhlo na modelu VEGA3 TESCAN při nízkém vakuu, což jsou hodnoty okolo 10 Pa. Tento skenovací elektronový mikroskop (SEM) má deklarované rozlišení menší než 1 nanometr. Pro naši aplikaci bylo dostačující rozlišení přibližně 20 mikrometrů. Princip SEM spočívá v tom, že elektronový paprsek interaguje s povrchem vzorku a generuje různé signály, například sekundární elektrony, které poskytují informace o topografii povrchu, nebo zpětně rozptýlené elektrony, jež odhalují složení materiálu. Dalším důležitým signálem jsou charakteristické rentgenové paprsky, které umožňují elementární analýzu vzorku pomocí spektroskopie energie disperzních rentgenových paprsků (EDS) [114].

Mezi hlavní části SEM patří elektronová tryska, elektromagnetické čočky pro zaostření svazku, skenovací cívký, detektory a vakuová komora s držákem vzorku. SEM nachází široké uplatnění v materiálových vědách při analýze mikrostruktur a defektů, ve forenzní vědě pro detailní zkoumání důkazů, v biomedicíně při studiu buněčných struktur a také při výrobě polovodičů, kde slouží ke kontrole kvality [115].

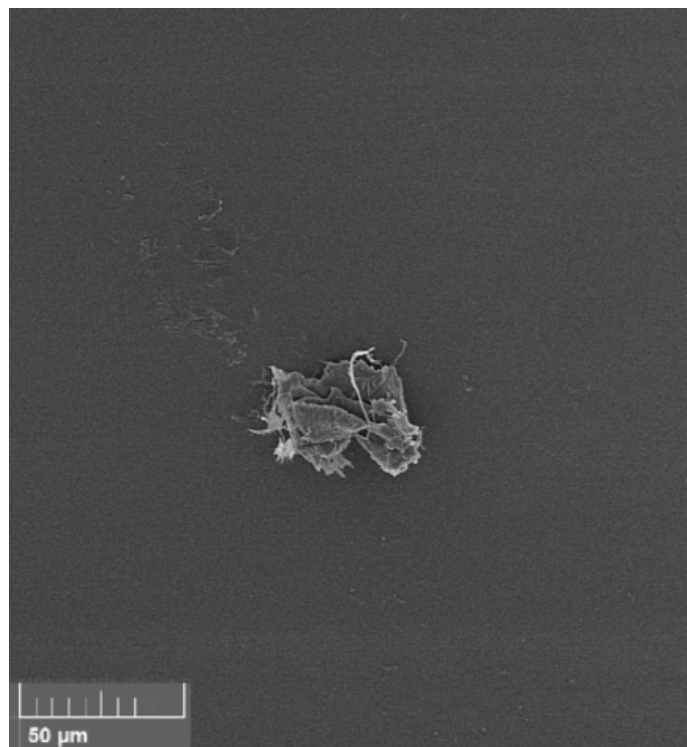
Mezi hlavní výhody SEM patří vysoké rozlišení, které je větší než u optických mikroskopů, ale menší než u TEM, dále možnost trojrozměrného zobrazení a univerzálnost při analýze různých materiálů. Nevýhodou je nutnost speciální přípravy vzorků, které musí být vodivé a často pokovené (v našem případě pozlacené), a také požadavek na vakuum, což omezuje analýzu některých biologických materiálů [115].

6.5. Vzorek č.1

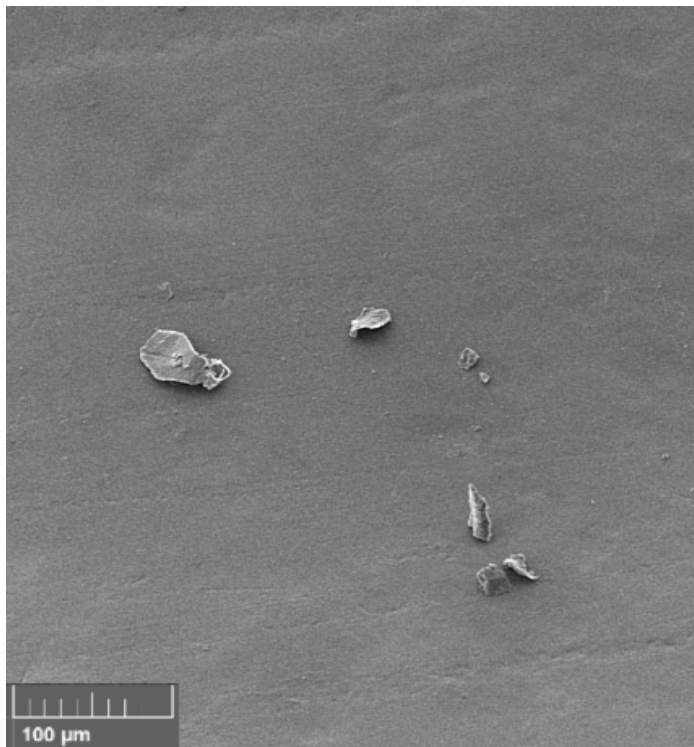
Na vzorku č.1 jsme pomocí SEM našli pozůstatky kolonií mikroorganismů (biofilmu) a mírné poškození silikonové vrstvy (Obr. 20). Na dalším snímku jsme objevili špatně identifikovatelné struktury. Mohlo by se jednat i o fragmentaci, ale to je nepravděpodobné, protože kanyla byla potažena vrstvou silikonu. Poslední možnost co by to mohlo být je opět pozůstatek biofilmu, případně kontaminant (Obr. 21). Potom jsme našli zvrásnění povrchu kanyly u, kterého se nacházeli struktury biofilmu. Zvrásnění by také mohl být znakem degradace, ale v našem případě to vypadá, že vzniklo při narovnávání trubicovitého výřezu z tracheostomické kanyly (Obr. 22). Asi největší kousek biofilmu nalezený na vzorku č.1. Je vidět, že se jedná o jeden druh bakterie (Obr. 23).

Vzorek TSK číslo 1	
Parametr	Informace
Zavedení	50 dní
Dezinfekce	Sekusept Aktiv
Koncentrace	2%
Expozice	60 minut
Mikrobiologické vyšetření	
<u>Kultivace - sputum</u>	
Proteus mirabilis	
Pseudomonas aeruginosa	
Serratia marcescens	
Acinetobacter species	

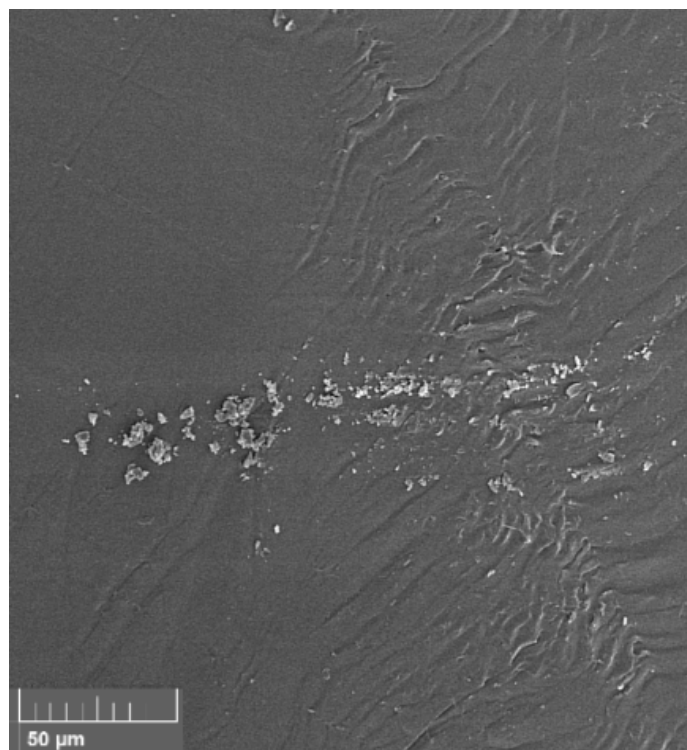
Tabulka 6: Důležité informace o tracheostomické kanyli od zařízení, které je poskytlo.



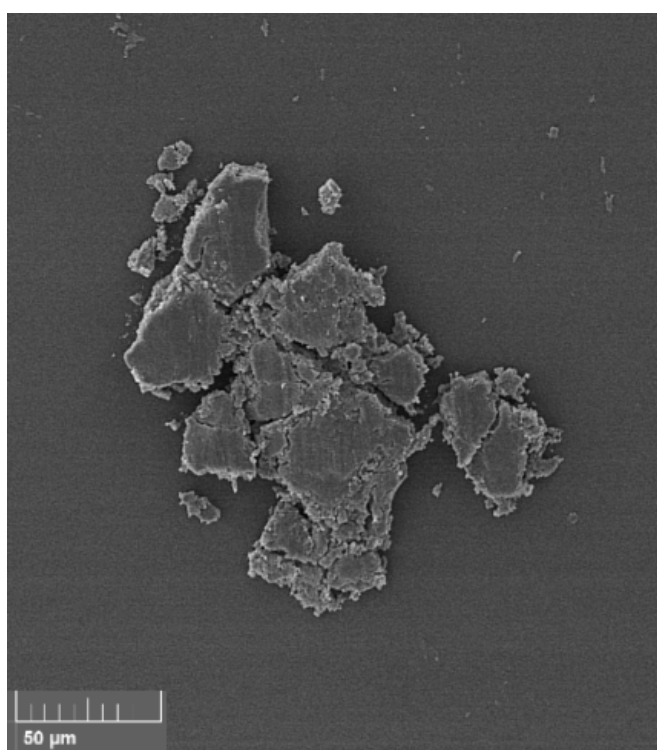
(Vlevo)Obrázek 20: Nalezené zbytky biofilmu a lehké poškození silikonové vrstvy (Autor)



(Vpravo)Obrázek 21: Nalezené struktury. (Autor)



(Vlevo)Obrázek 22: Biofilm poblíž velkého zvrásnění způsobeno narovnáváním. (Autor)



(Vpravo)Obrázek 23: Největší struktura biofilmu nalezená na vzorku. (Autor)

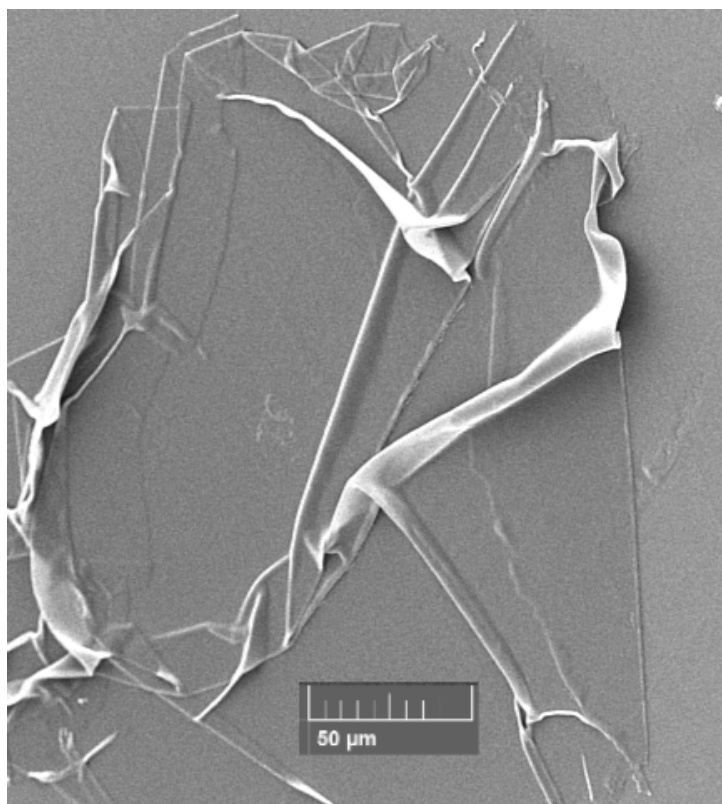
6.6. Vzorek č.2

U 2.vzorku jsme objevili separaci silikonu od PVC. Pod SEM jsem spatřil separaci silikonové vrstvy od PVC. Místy je vidět “zvlnění” silikonu. Na okrajích je vidět jak se silikon odděluje od PVC (Obr. 24). Vyskytují se zde větší zbytky kolonií mikroorganismů. Jde vidět i přes černobílé zbarvení obrázku, že se jedná o jiné druhy kolonií mikroorganismů. Opět se zde vyskytuje zvrásnění, které je z větší pravděpodobnosti způsobeno kvůli použití pinzety při extrakci vzorečku (Obr. 25).

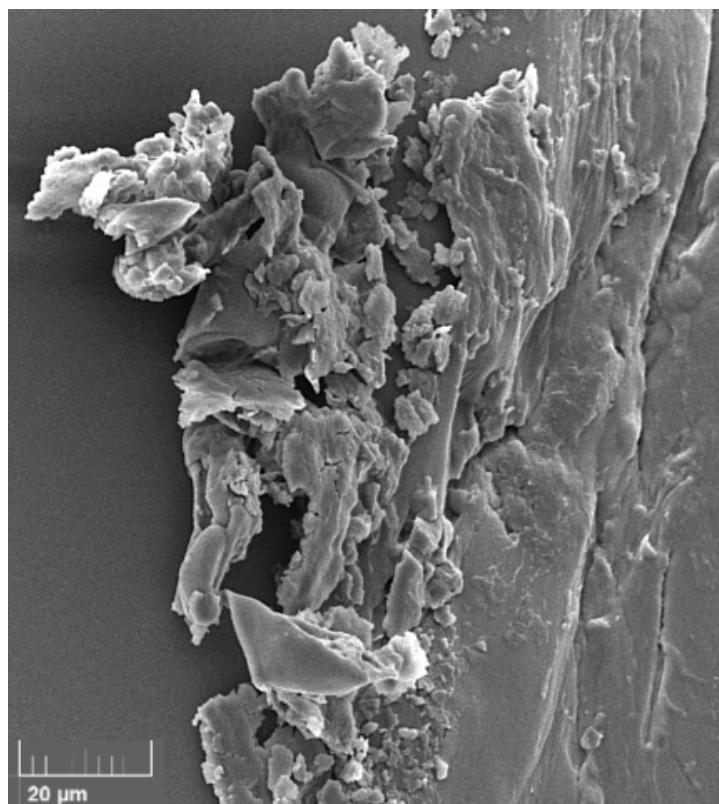
Také jsme objevili vláknitou strukturu pravděpodobně vlas nebo chlup. Je dále také vidět z dálky zubaté promáčkliny způsobené pintežou, která porušila povlak kanyly. Poblíž se nachází struktura mikroorganismu (Obr. 26) (Obr. 27).

Vzorek TSK číslo 2	
Parametr	Informace
Zavedení	50 dní
Dezinfekce	Sekusept Aktiv
Koncentrace	2%
Expozice	60 minut
Mikrobiologické vyšetření	
<u>Kultivace - sputum</u>	
Proteus mirabilis	
Serratia marcescens	
Candida albicans	
Escherichia coli	
Stenotrophomonas maltophilia	
Streptococcus agalactiae	

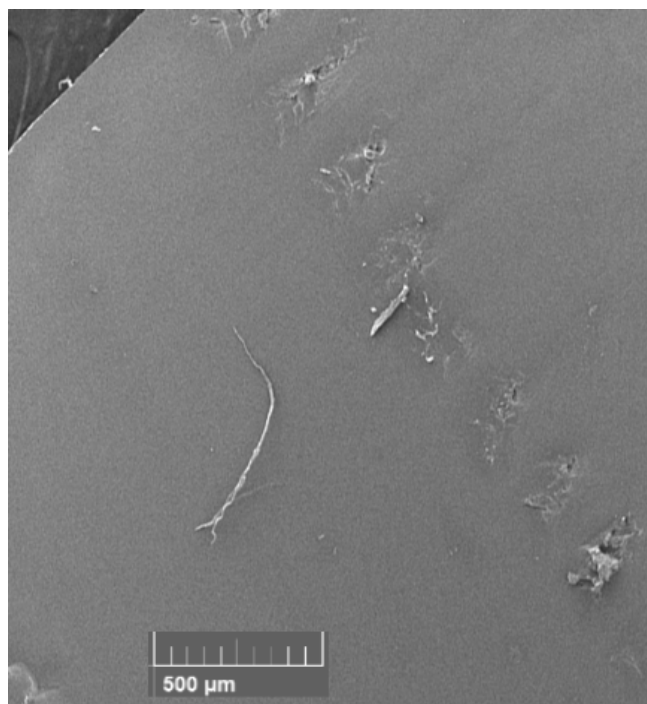
Tabulka 7: Informace o kanyle od zařízení. (Autor)



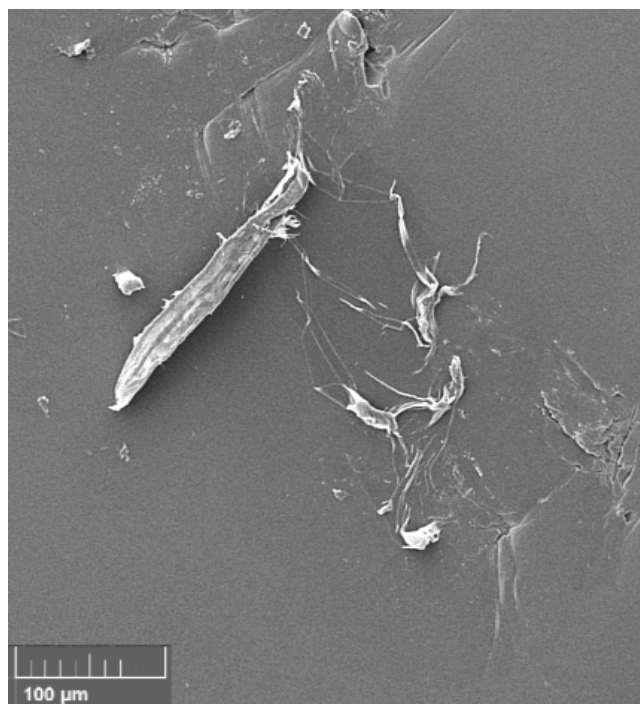
Obrázek 24: Nalezená separace filmu (silikonu) od PVC. (Autor)



Obrázek 25: Detail na biofilm a poblíž se vyskytující zvrásnění. (Autor)



(Vlevo) Obrázek 26: Nalezená vláknitá struktura (Autor)

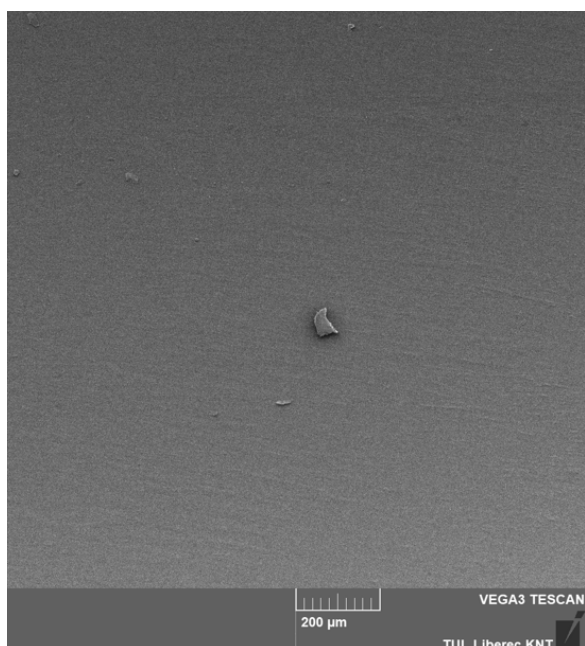
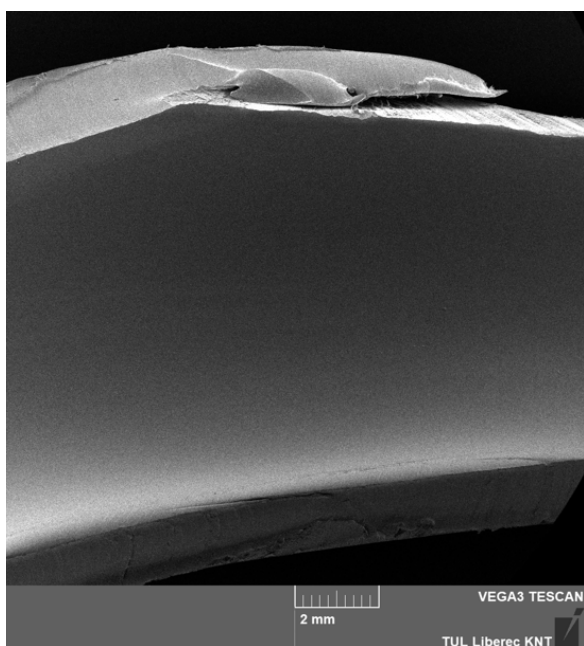


(Vpravo) Obrázek 27: Přiblížený Obr.26 poškozený film, který se místy separuje a struktura biofilmu. (Autor)

6.7. Nepoužité Vzorky - Reference a Vzorek 16 let po expiraci

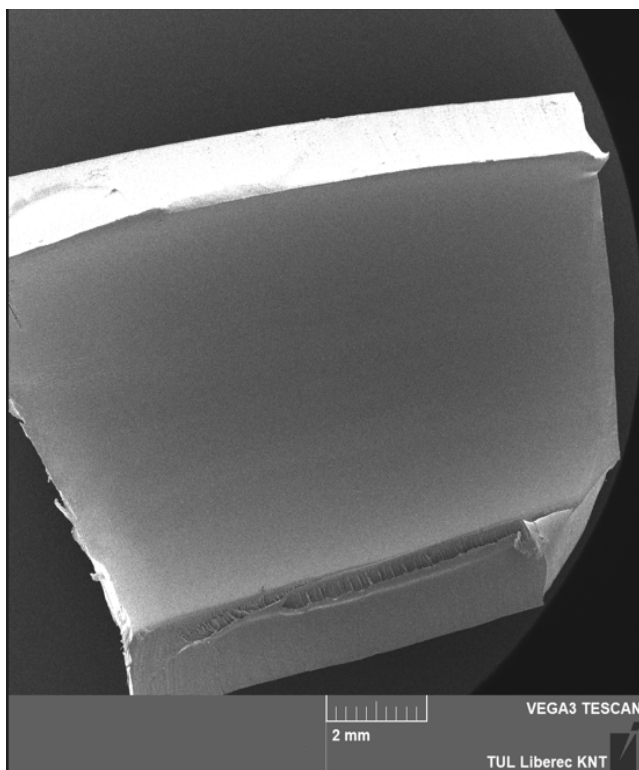
Výrobce této kanyly je Smiths Medical. Datum výroby kanyly byla v únoru roku 2020 a datum spotřeby, které garantuje kdy skončí garance bezpečného použití byl do února roku 2025. Tato kanyla byla pod elektronovým mikroskopem bez viditelné degradace až na malé částčky pravděpodobně vzniklé oděrem při manipulaci, protože jinak byl vzorek po celou dobu ve sterilním prostředí (Obr. 28 a 29).

Stejný výrobce jako při referenci. Tato kanyla byla vyrobena v březnu roku 2004 a datum spotřeby skončil v březnu roku 2009. Tato kanyla je 16 let po datumu spotřeby. Je větší šance na to že obal již netěsní a neměli by být již sterilní. Když se vzorek z této kanyly vložil pod SEM bylo nalezeno ještě méně částček než při referenci. Zajímavě vypadalo místo řezu dole u Obr. 30 jak se některé části neoddělily (Obr. 30 a 31).



(Vlevo) Obrázek 28 : Vzorek z dálky. Není viditelná žádná degradace. (Autor)

(Vpravo) Obrázek 29: Nalezené částice. (Autor)



(Vlevo) Obrázek 30: Vzoreček z dálky. Zajímavá struktura dole u řezu. (Autor)

(Vpravo) Obrázek 31 : Nalezená mikrostruktura. (Autor)

6.8. Porovnání

Tracheostomické kanyly byly vzhledově stejné. Jediné v čem se vzhledově výrazně lišily bylo makroskopické hnědé zbarvení ve vnitřní části. Vzorek č.1 měl zbarvení jenom do poloviny části, která se vkládá dovnitř těla. kdežto vzorek č.2 po celé části co se vkládá do těla.

Tracheostomická kanyla je v neustálém kontaktu s hlenem, slinami a případně i krví. Tyto látky mohou postupně zasychat a vytvářet povlak, který časem mění barvu. Přirozený hlen obsahuje proteiny a buňky z dýchacích cest, které mohou oxidovat a způsobit hnědavé nebo nažloutlé zbarvení (vysvětleno v kapitole 3.4.) . Pokud dojde k drobnému krvácení například při podráždění sliznice trachey, mohou se erytrocyty (červené krvinky) rozpadat a oxidací hemoglobinu vytvořit hnědavé usazeniny.

Další na řadě faktorů, které mohou způsobit hnědé zbarvení je bakteriální nebo kvasinková kontaminace. Mikroorganismy mohou kolonizovat povrch tracheostomické kanyly a vytvářet biofilm – tenkou vrstvu bakterií nebo plísní, která

může být viditelná jako zbarvení. Některé bakterie, jako například *Pseudomonas aeruginosa*, mohou produkovat pigment (pyocyanin, pyoverdin), které zanechávají zbarvení na materiálu. To je zvlášť běžné u vlhkého prostředí v dýchacích cestách. Určité kvasinky jako například *Candida albicans* nebo jiné druhy kvasinek se mohou množit na kanyle, zejména u imunosuprimovaných pacientů. Plísně mohou produkovat metabolity, které mění barvu materiálu [116] [117] [118].

Poslední na řadě je chemická degradace. Plasty, silikon a další materiály používané k výrobě tracheostomických kanyl mohou podléhat chemické degradaci vlivem dezinfekčních prostředků nebo dlouhodobého vystavení tělním tekutinám. Pokud je kanyla vystavena kyslíku, UV záření nebo agresivním čistícím prostředkům, může dojít k její chemické změně a vzniku hnědého zbarvení. Některé dezinfekční roztoky mohou obsahovat látky, které reagují s plastem nebo silikonem a způsobují změnu barvy. Například chlorové nebo peroxidové přípravky mohou ovlivnit strukturu materiálu. Kanyla může absorbovat pigmenty nebo jiné chemické složky z dýchacích cest, což může vést k nežádoucí změně barvy. V našem případě se jedná o kombinaci vlivů [119].

Obě mikrobiologická vyšetření tracheostomických kanyl prokázala přítomnost různých patogenů. Společnými nálezy v obou vzorcích jsou bakterie *Proteus mirabilis* a *Serratia marcescens*, které se často vyskytují v nemocničním prostředí a mohou způsobovat infekce dýchacích cest [120].

Vyšetření prvního vzorku dále odhalilo přítomnost *Pseudomonas aeruginosa* a *Acinetobacter species*, což jsou vysoce rezistentní nemocniční patogeny spojené s těžkými infekcemi, zejména u oslabených pacientů.

Vyšetření druhého vzorku naopak prokázalo širší spektrum mikroorganismů, včetně *Candida albicans*, což naznačuje možnou mykotickou infekci, *Escherichia coli*, běžně se vyskytující ve střevním traktu, ale potenciálně patogenní mimo něj, a *Stenotrophomonas maltophilia*, která je známá svou rezistencí na antibiotika. Dále byl zjištěn *Streptococcus agalactiae*, který může způsobovat infekce u oslabených pacientů.

První vyšetření ukazuje na přítomnost více nemocničních patogenů, typických pro těžké respirační infekce (*Pseudomonas* a *Acinetobacter*). Lze předpokládat, že pacient, co měl kanylu č.1 zavedenou, trpěl nějakou respirační infekcí. Druhé vyšetření zahrnuje širší spektrum bakteriálních i mykotických patogenů, což může naznačovat

smíšenou infekci včetně možného přerůstání kandidy. Další zajímavý mikroorganismus co se zde vyskytl je houba (kvasinka) *Candida albicans*. Pacient měl pravděpodobně nějaký typ mykotické infekce.

7. Experiment z biofilmem

Experiment s biofilmem byl zaměřen na sledování tvorby biofilmu bakteriálními kulturami *Pseudomonas aeruginosa* (PA), *Staphylococcus epidermidis* (SE) a později i s *Escherichia coli* (EC). První den experimentu (24. 3. 2025) byla připravena overnight (O/N) kokultura s PA a SE, která byla změřena na spektrofotometru. Následně byla tato kultura ředěna v poměru 1:100 (10 ml PBS + 100 μ l O/N kultury) a opět byla stanovena optická hustota (OD600). Z této pracovní kultury byla připravena dvě ředění odpovídající koncentracím 10^8 a 10^{15} CFU/ml, která byla použita k inokulaci biofilmových ploten (900 μ l média + 100 μ l kultury).

Druhý den (25. 3. 2025) byl experiment rozšířen o *Escherichia coli* (EC), která byla připravena na McFarland 0,5 a změřena na spektrofotometru. Směsná kultura PA, SE a EC byla opět ředěna v poměru 1:100 a připravena na koncentrace 10^{15} a 10^{20} CFU/ml, které byly použity k založení nových biofilmových ploten (900 μ l média + 100 μ l kultury).

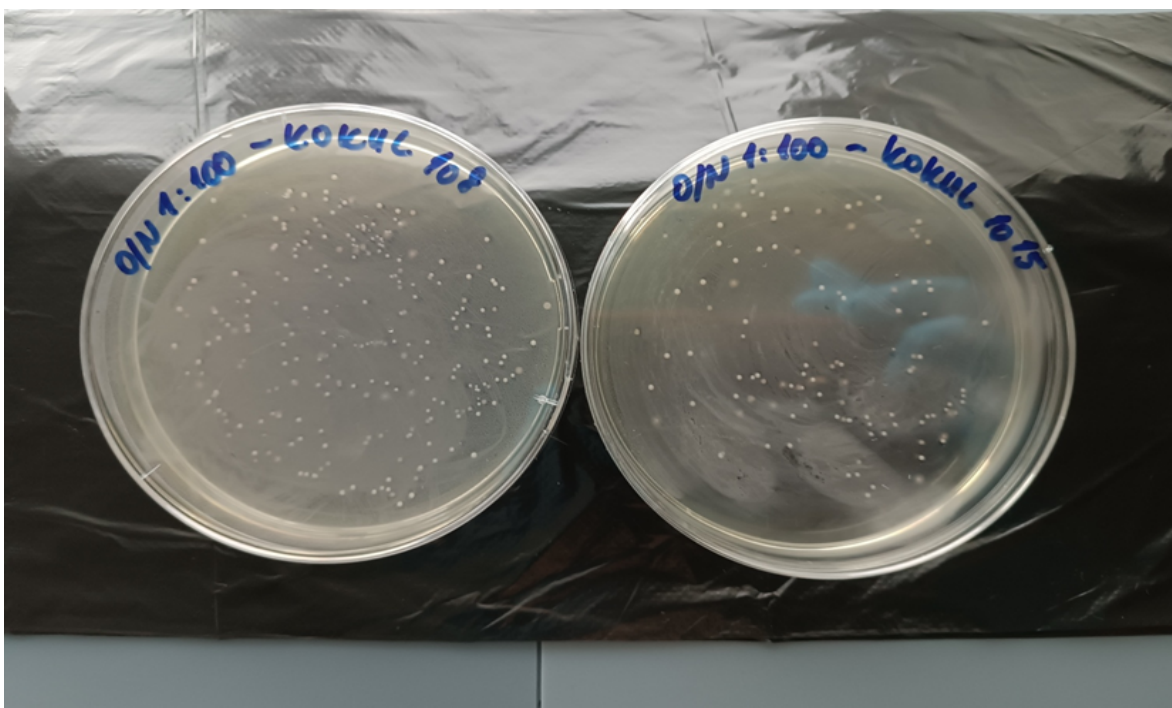
Během kultivace byly plotny pravidelně udržovány výměnou 0,5 ml média, a to dne 31. 3., 7. 4. a 14. 4. 2025. Experiment byl ukončen 22. 4. 2025, kdy byly plotny dezinfikovány 70% ethanolem a předány k dalšímu zpracování. Experiment trval 29 dní.

Naměřené hodnoty optické hustoty (OD600) pro jednotlivé kultury a ředění se pohybovaly v rozmezí 0,04–0,047 pro O/N kulturu PA+SE, a 0,193–0,294 pro směsnou kulturu s EC po ředění. Vstupní koncentrace bakterií pro jednotlivé varianty byly následující:

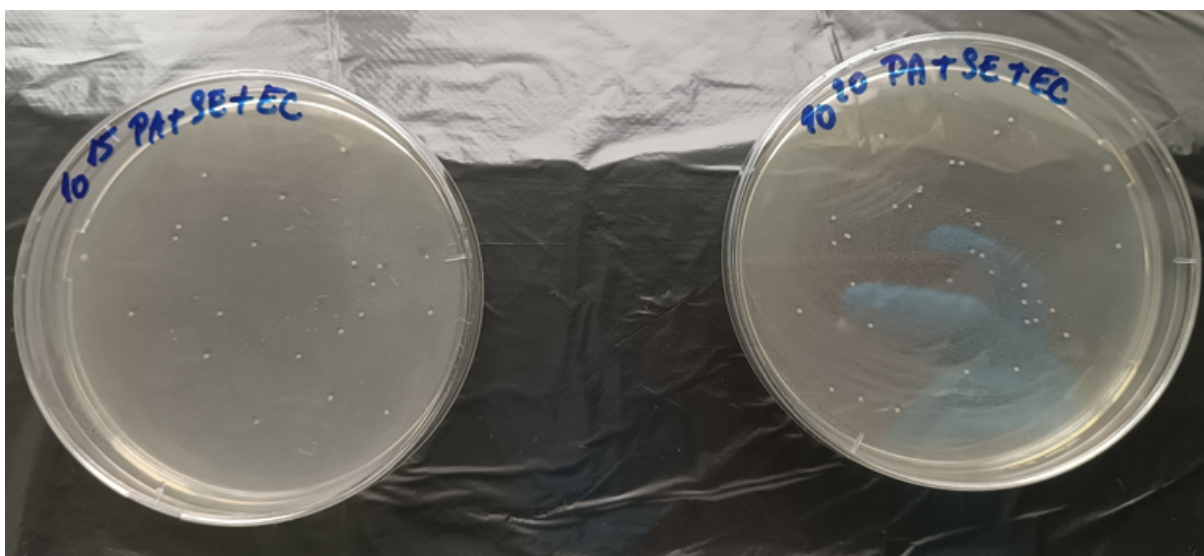
1) PA + SE: 10^8 CFU/ml ($2,52 \times 10^{13}$) a 10^{15} CFU/ml ($1,11 \times 10^{20}$) (Obr. 32)

2) PA + SE + EC: 10^{15} CFU/ml ($2,2 \times 10^{19}$) a 10^{20} CFU/ml ($3,7 \times 10^{24}$) (Obr. 33)

Tento experiment umožnil sledovat dynamiku tvorby biofilmu v závislosti na složení bakteriální komunity a počáteční koncentraci inokula.



Obrázek 32: Petriho misky s overnight (O/N) kokulturami PA a SE s různou koncentrací, po proběhlém ředění (Autor)



Obrázek 33: Petriho misky obsahující kokultury bakterií PA + SE + EC s již naředěnými koncentracemi (Autor)

7.1. Vzorky pod SEM

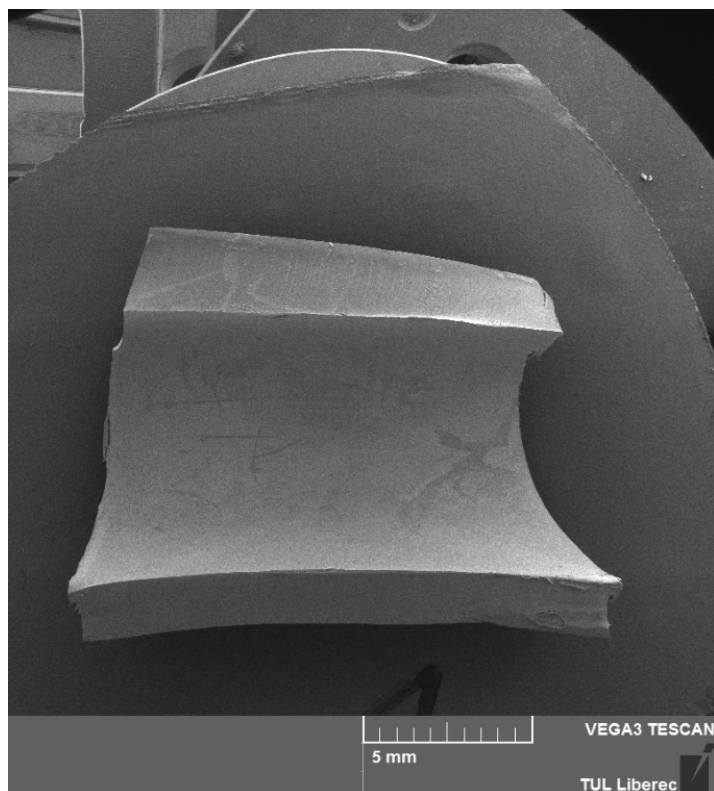
Byla použita nepoužitá kanyla výrobce Smiths medical, která před vložením do petriho misky byly z nepoužité kanyly vyřezány 4 vzorky. Vzorky byly celkem 4 každý pobyl v jiné petriho misce o různé koncentraci bakterií a jiné kombinaci bakterií. První 2 vzorky si pobyl v petriho miskách kde byly *Pseudomonas aeruginosa* (PA) a

Staphylococcus epidermidis (SE), rozdílná byla jen byla koncentrace bakterií (2.2.2. a 2.2.3.). Zbylé dva měly ty samé bakterie a navíc *Escherichia coli* (EC) a opět jiné koncentrace bakterií (2.2.4. a 2.2.5.). Po ukončení byly vzorky vydezinfikovány a suché uloženy v tmavém boxu pro účely následné mikroskopie.

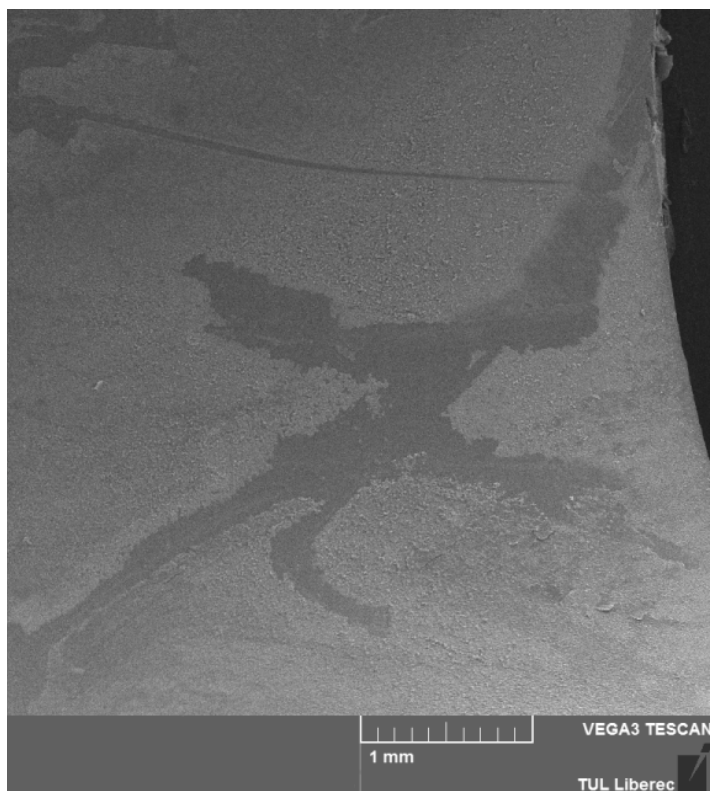
Co lze očekávat od experimentu? Bakterie mají “volnou ruku”, protože byly ve výživovém médiu, které se jim měnilo každých 7 dní. Očekává se, že bakterie poškodí vzorky více než vzorky co byly v pacientech (2.1.5. a 2.1.6.). Tam neměly výživové médium a také lidské tělo má imunitní systém, který likviduje cizorodé mikroorganismy.

7.1.1. Vzorek PA + SE 10^8

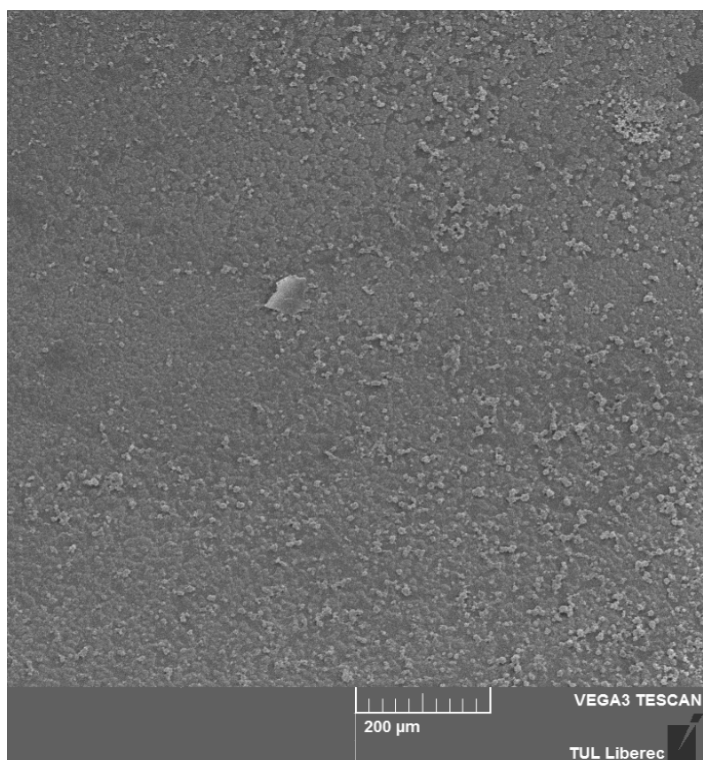
Na tomto vzorku je vidět již z dálky inkrustace biofilmu, který neodstranila ani dezinfekce jenom se stal tvrdší. Jediné co ho odstranilo byly pinzety použité pro manipulaci (Obr. 34). Byla nalezena oblast s téměř žádným biofilmem, která nebyla pravděpodobně způsobena manipulací (Obr. 35). Dále po přiblížení bylo vidět, že biofilm vytvořel drsný povrch, který pomáhal s další adhezí. Zajímavé je, že biofilm má menší typické rozměry než zbytky nalezené u zavedených kanyl, pokrývají ale větší povrch téměř konfluentně (Obr. 36). Po dalším přiblížení byly viditelné jednotlivé bakteriální buňky a jde poznat, že se jedná o 2 druhy bakterií podle tvaru a odstínu (ve snímku nejde vidět barva) buněk (Obr. 37).



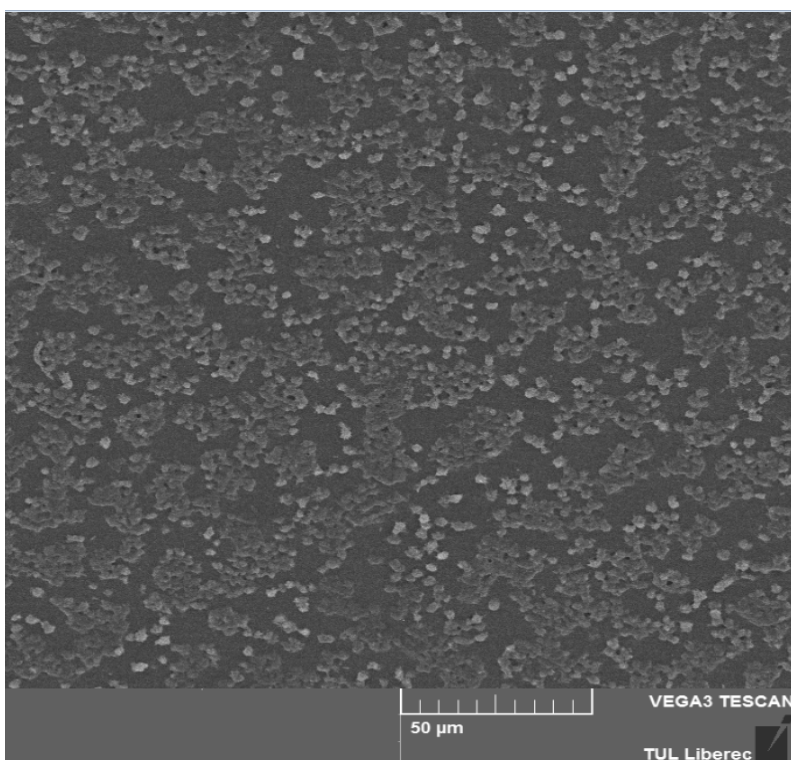
Obrázek 34: Celkový pohled z dálky 1 (Autor).
(Autor).



Obrázek 35: Oblast bez biofilmu



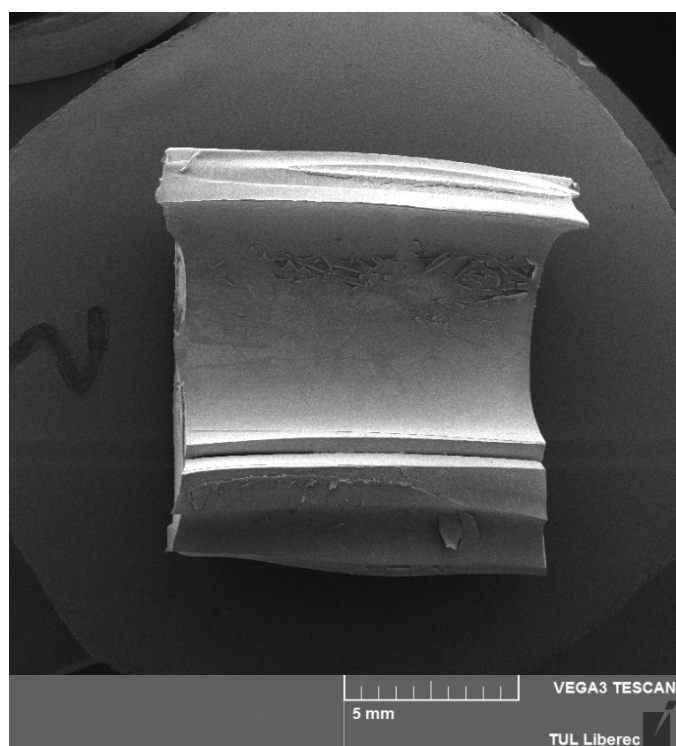
Obrázek 36: Biofilmová vrstva zblízka (Autor).



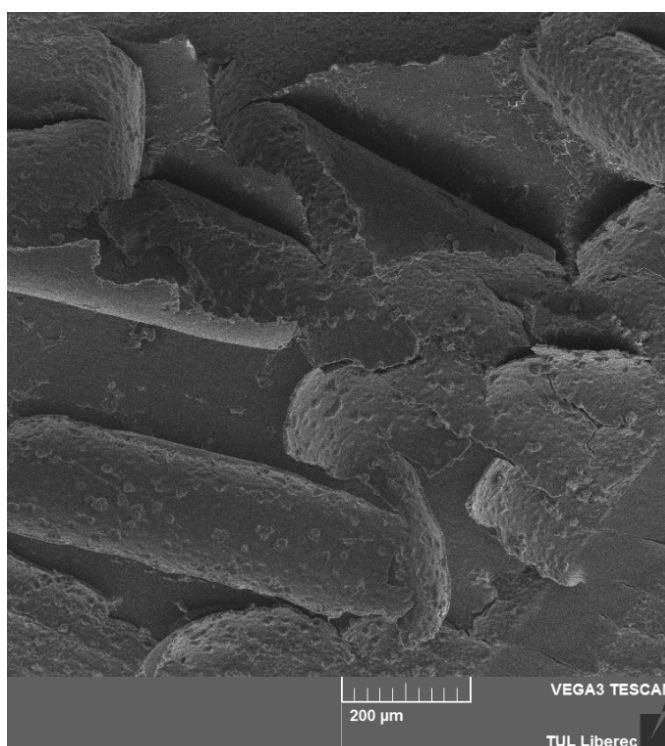
Obrázek 37: Jednotlivé buňky (Autor)

7.1.2. Vzorek PA + SE 10^{15}

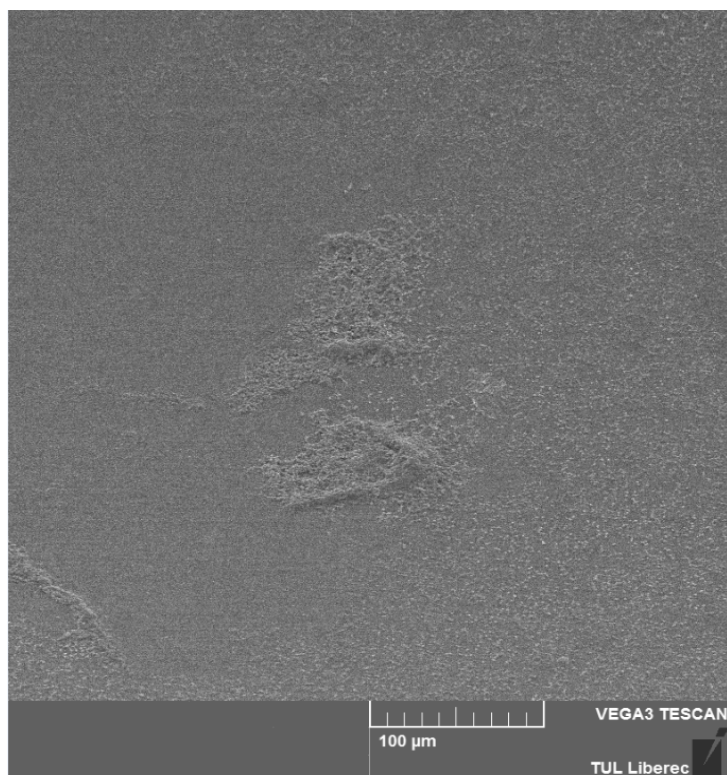
Již ze vzdáleného snímku je vidět separace biofilmu od povrchu kanyly. Separaci nejspíš způsobila dezinfekce a nebo při manipulaci se vzorkem. Mohlo by se také jednat o separaci filmu silikonu od PVC, ale separovaná struktura vypadá jinak než na Obr. 24 takže se pravděpodobně separuje biofilm (Obr. 38). Po přiblížení k separaci to vypadá jako by se vrstva biofilmu odlupovala. Pod separovanou částí se také začal tvořit biofilm (Obr. 39). Nalezená struktura bakterií. Jedná se o nejtlustší oblast bakterií nalezená na vzorku (Obr.40). Po přiblížení byly opět rozpoznatelné jednotlivé buňky bakterií jako na Obr. 37 (Obr.41).



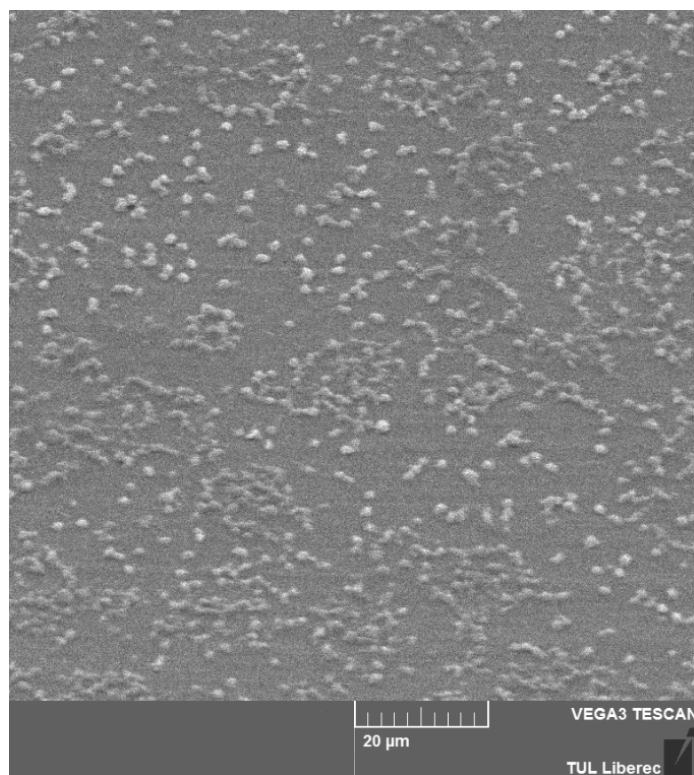
Obrázek 38: Celkový pohled z dálky 2 (Autor)



Obrázek 39: Přiblížená separace (Autor)



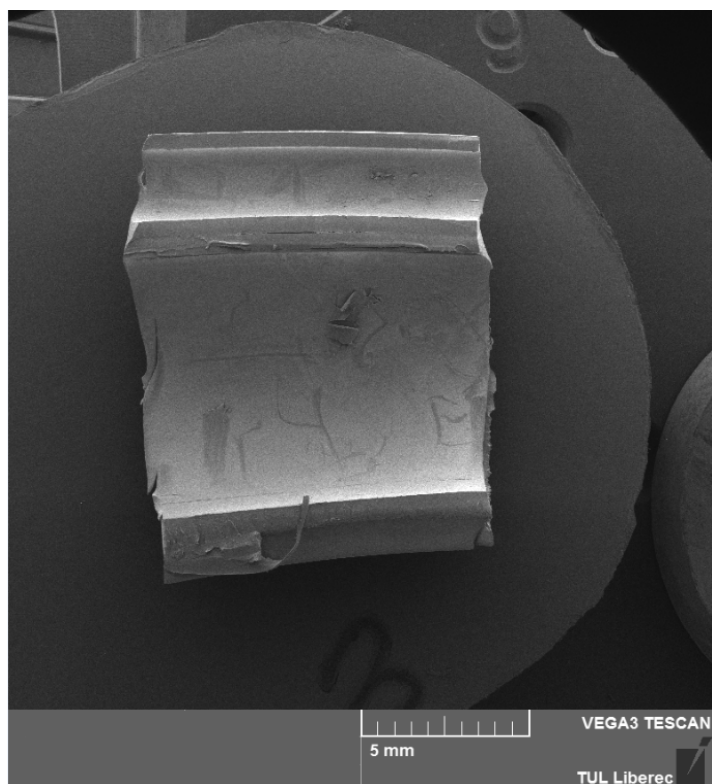
Obrázek 40: Kolonie bakterií (Autor)



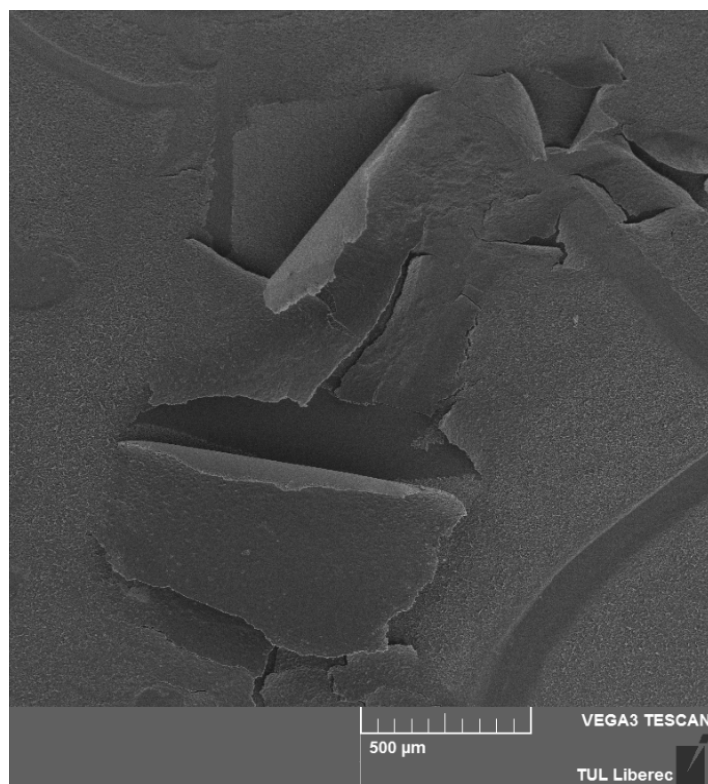
Obrázek 41: Detail na buňky bakterií (Autor).

7.1.3. Vzorek PA + SE + EC 10^{15}

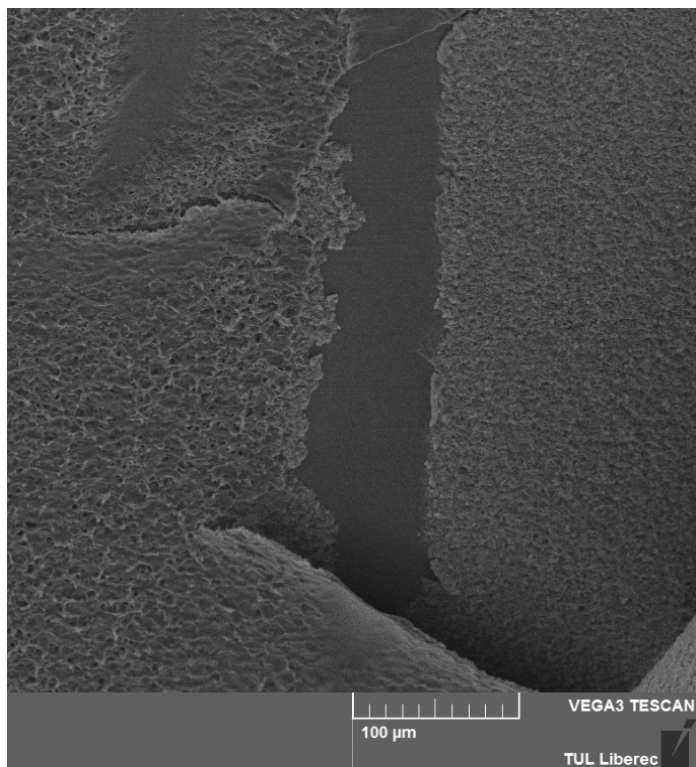
Z dálky jsou vidět stejné poškození jako u předchozích vzorků (separace a poškození způsobená manipulací). (Obr. 42) Přiblížení na separaci, která vypadá jinak a povrch se méně drsný než u předchozího vzorku Obr. 39 (Obr. 43). Na dalším snímku je vidět mezera, která zarůstá biofilmem. (Obr. 44) Na dalším snímku je vidět jak bakterie vytváří drsný povrch, který zvětšuje zabraný povrch (Obr. 45).



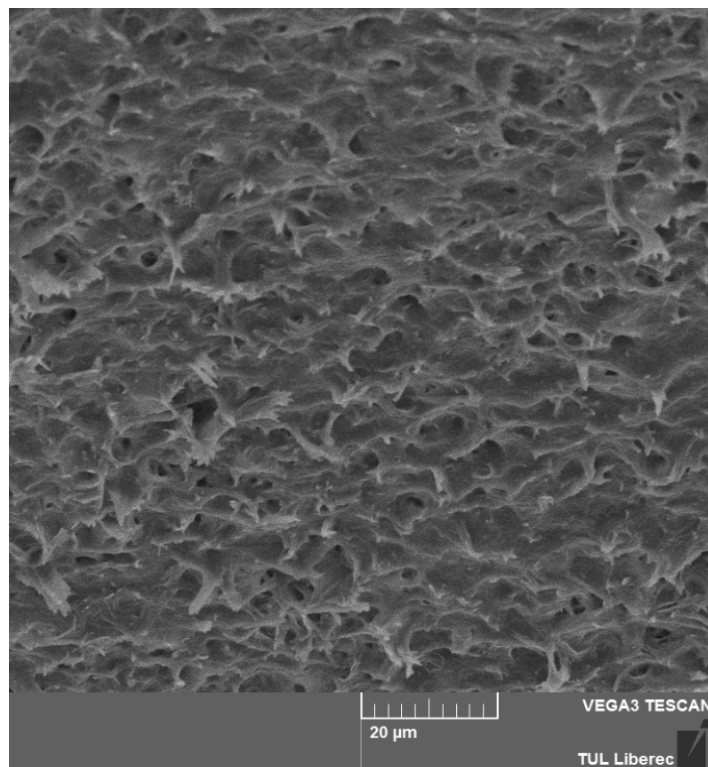
Obrázek 42: Celkový pohled z dálky 3 (Autor).



Obrázek 43: Detail na separaci (Autor).



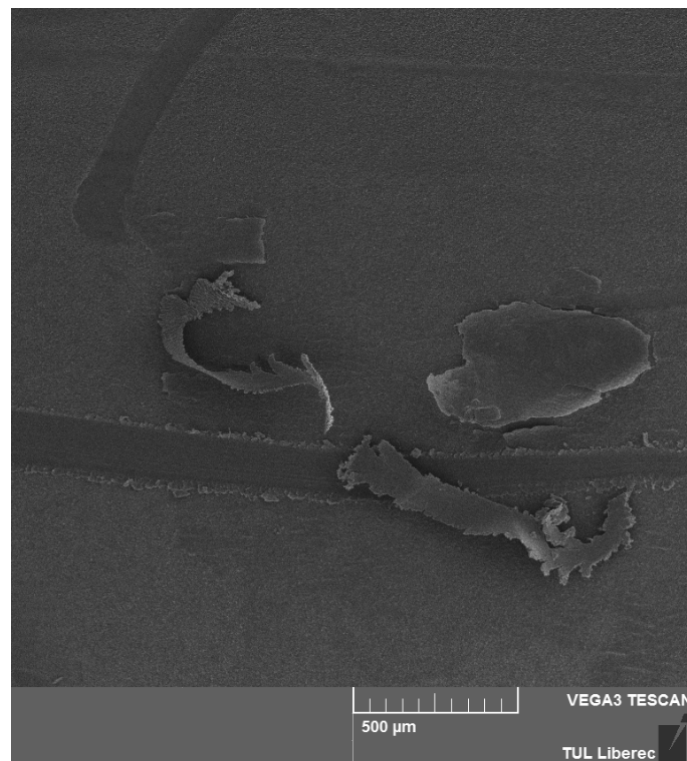
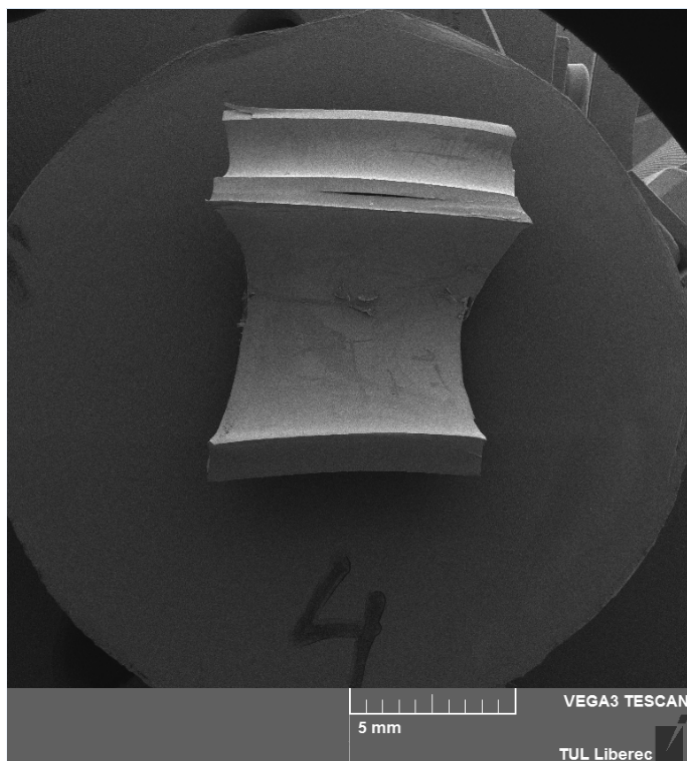
Obrázek 44: Místo bez biofilmu (Autor).



Obrázek 45: Detail na biofilm (Autor).

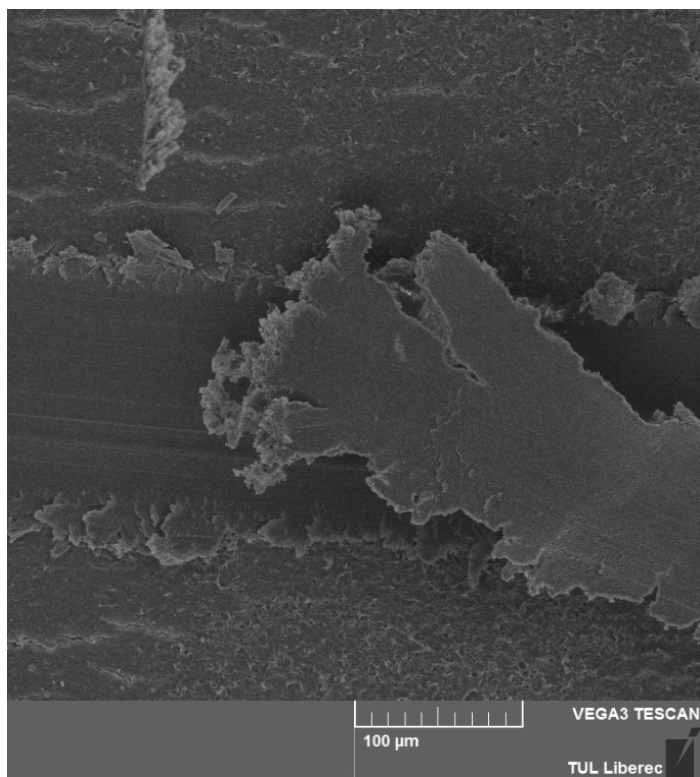
7.1.4. Vzorek PA + SE + EC 10²⁰

Z dálky je vidět opět jenom poškození způsobené manipulací (Obr.46). Po přiblížení je vidět, že biofilm vypadá jak kdyby byl vytlačen (Obr. 47). Tento snímek je přiblížený Obr.47 je vidět, že místo kde není biofilmem jsou vidět dráhy, což potvrzuje že je biofilmová struktura vytvořena uměle (Obr. 48). Detail biofilmu vypadá stejně jako detail biofilmu na Obr. 45 jenom je méně drsný. (Obr.49)

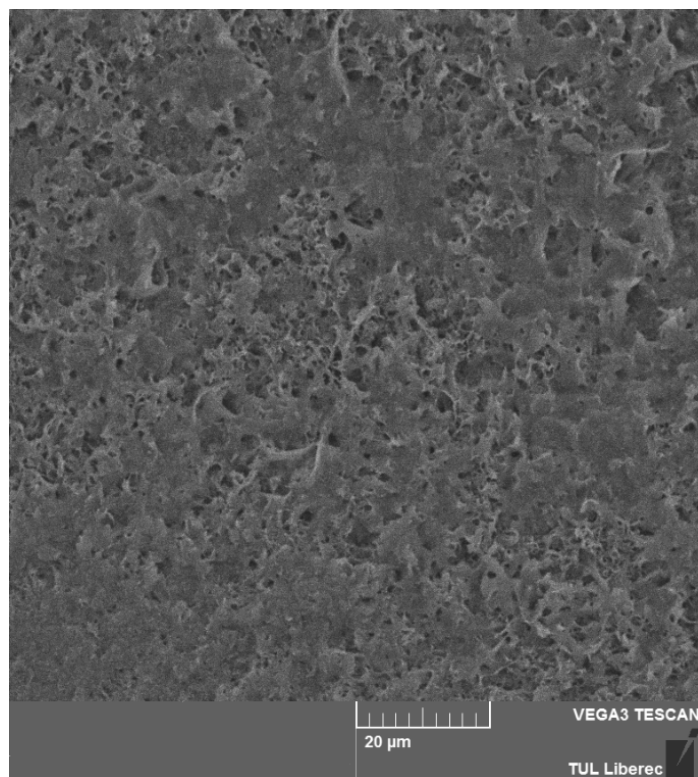


Obrázek 46: Celkový pohled z dálky 4 (Autor).

Obrázek 47: Zajímavě tvarovaný biofilm (Autor).



Obrázek. 48: Detail biofilmu (Autor).



Obrázek 49: Detail biofilmové vrstvy (Autor).

7.1.5. Shrnutí

Na základě provedených experimentů lze konstatovat, že na některých vzorcích přetrvávala konfluentní vrstva biofilmu i po aplikaci dezinfekce, což dokládá vysokou odolnost biofilmových struktur vytvořených v laboratorních podmínkách. Tato zjištění potvrzují očekávání formulovaná v kapitole 7.1., podle nichž v prostředí bez vlivu imunitního systému a za podmínek dostatečného přísunu živin dochází k výraznější tvorbě a stabilizaci biofilmu, což má za následek významnější degradaci povrchu kanyl. Výsledky experimentu tak nepotvrzují klíčovou úlohu biofilmu jako faktoru zásadně ovlivňujícího životnost a bezpečnost zdravotnických prostředků v biologickém prostředí.

8. Diskuze

Výsledky této bakalářské práce potvrdily, že materiály používané pro endotracheální a žilní kanyly podléhají komplexním degradačním procesům, které mohou výrazně ovlivnit jejich funkčnost a bezpečnost v klinickém prostředí. V biologickém prostředí dochází k jejich poškození vlivem fyzikálních, chemických a biologických faktorů, z nichž nejvýznamnějším se jeví tvorba biofilmu. Ten vzniká již během několika hodin či dnů od zavedení katétru, přičemž jeho plný rozvoj může vést nejen ke strukturálním změnám na povrchu materiálu, ale také k přímému ohrožení pacienta ve formě infekce krevního řečiště (CRBSI).

Pomocí skenovací elektronové mikroskopie (SEM) bylo možné detailně analyzovat rozdíly mezi explantovanými a nepoužitými vzorky. U explantovaných kanyl byly zjištěny znaky typické pro biofyzikální a chemickou degradaci – přítomnost mikrotrhlin, pórů, přilnavých usazenin i nehomogenit povrchových struktur. Tyto změny nelze běžně detekovat běžnými metodami v nemocničním provozu, a přesto výrazně ovlivňují životnost a bezpečnost použití zdravotnického prostředku.

Další část experimentální práce byla zaměřena na simulaci degradace materiálu prostřednictvím umělé expozice biofilmu v laboratorních podmínkách. Vzorky nové kanyly byly vystaveny kokulturám bakterií *Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus epidermidis* a *Escherichia coli* při různých koncentracích inokula. Výsledky potvrdily, že za ideálních podmínek bez zásahu imunitního systému dochází k rychlé a intenzivní tvorbě biofilmu, přičemž na některých vzorcích přetrvávala konfluentní vrstva i po aplikaci dezinfekce. Tyto poznatky poukazují na vysokou odolnost biofilmů a jejich schopnost přilnout k polymerním povrchům i za podmínek dezinfekčního zásahu.

Porovnáním jednotlivých materiálů z literatury se ukázalo, že každý z nich má své výhody i nevýhody. Polyuretan vykazuje vyšší mechanickou pevnost a nižší trombogenitu, je ale náchylný k hydrolýze a chemickému poškození při dlouhodobé expozici tělním tekutinám. Silikon je díky své vynikající biokompatibilitě hojně využíván u dlouhodobých implantací, avšak jeho hydrofobní povrch podporuje přilnavost mikroorganismů, a tím i vznik biofilmu. Kovy, zejména titan, sice vykazují vynikající pevnost a odolnost vůči korozi, nicméně nejsou ideální pro všechny

aplikace z důvodu jejich vyšší rigidity a rizika interakcí s okolními tkáněmi při dlouhodobém zavedení.

Pozorování pomocí skenovací elektronové mikroskopie odhalilo, že biofilm významně ovlivňuje morfologii povrchu kanyl. Byla zaznamenána separace biofilmové vrstvy, zvýšení drsnosti povrchu a tvorba defektů, které mohou v klinickém prostředí významně zvyšovat riziko infekce. Experiment rovněž ukázal, že vyšší koncentrace inokula i komplexnější bakteriální společenství vedou k tvorbě robustnějšího a odolnějšího biofilmu. Přestože byly některé vzorky již před experimentem mechanicky narušeny (například oddělením části silikonového filmu), nebylo u těchto vzorků pozorováno žádné zásadní poškození povrchu, které by mohlo ovlivnit hodnocení vlivu biofilmu.

Z výsledků diskutovaných na EXTREME Biomaterials workshop na NTNU v Trondheimu jsme věděli, že existují případy, kdy degradace způsobí poškození zdraví i během doby doporučené výrobce. Zaznamenané změny na explantovaných kanylách ukazují, že biologické prostředí – především přítomnost enzymů, bakterií a změny pH – může urychlit stárnutí materiálu a výrazně snížit jeho mechanickou i chemickou integritu. V praxi to znamená, že i relativně krátkodobě použitý zdravotnický prostředek může být náchylný k selhání, pokud není vhodně vybrán nebo pokud není dodržena správná technika zavedení a péče. Ve vzorcích analyzovaných v rámci této práce však nebyly nalezeny známky významnější degradace; katetry vykazovaly zachovanou strukturální integritu. Na základě těchto výsledků lze potvrdit, že při dodržení správné techniky aplikace a standardní délky použití nehrozí zvýšené riziko poškození katétru.

Naše výsledky, kdy byly charakterizovány vzorky s překročenou maximální doporučenou dobou použití (29 dní), neukázaly strukturálně významné selhání materiálu, které by mohlo vést např. ke vdechnutí cizího tělesa. Vzorky si zachovaly dostatečnou mechanickou integritu, nicméně je třeba poznamenat, že při další manipulaci, zejména při opakovaném ohýbání nebo zatížení, by mohlo dojít k lokálnímu poškození materiálu, které by mohlo zvýšit riziko mechanického selhání. Objevili jsme ale známky dílčích změn, které mohou snížit funkčnost kanyly, zvýšit riziko infekce, nebo vést k poškození při manipulaci. Dalo by se tedy říci, že riziko poškození PVC kanyl se silikonovým povrchem je z dostupných dat nízké.

Samozřejmostí by ale mělo být nepřekračování maximálních povolených časů implantace výrobcem.

Další důležitou oblastí, kterou práce otevřela, je problematika biofilmu. Ten dle literatury nejenže urychluje degradaci, ale především zvyšuje rezistenci mikroorganismů vůči antibiotikům a imunitnímu systému. Biofilm na povrchu katétru tak může být zdrojem opakovaných a těžko léčitelných infekcí, které vedou ke zvýšené morbiditě, délce hospitalizace a nákladům na léčbu. Problémem je i to, že klasické laboratorní testy nezohledňují vliv biofilmu na strukturu materiálu a často poskytují zavádějící informace o odolnosti prostředků (Více v 1.1.4.). Naše vlastní experimenty ale neukázaly, že samotná přítomnost biofilmu zásadně poškozovala materiál. Vzhledem k malému vzorku by pro zásadní závěry bylo potřeba provést další experimenty. Výsledky nicméně oproti příspěvku na workshopu EXTREME naznačují, že využívání katetrů v souladu s doporučení výrobce nepředstavuje pro pacienta zásadní rizika.

Z hlediska prevence je zásadní správná volba materiálu, a to nejen na základě typu katétru, ale i s ohledem na pacienta – např. u imunosuprimovaných osob je nutné upřednostnit materiály s nižší přilnavostí biofilmu. Významnou roli zde mohou sehrát i povrchové úpravy – hydrofilní vrstvy, nanostruktury nebo antibakteriální filmy (např. stříbrné). Dosavadní výzkum ukazuje, že kombinace hladkého povrchu, nízké drsnosti ($R_a < 0,5 \mu\text{m}$) a antimikrobiálních úprav může vést ke snížení tvorby biofilmu až o 97 %. Zásadní při výběru vhodného katétru je potenciální alergická reakce, což může vést ke snížení spektra možných prostředků pro konkrétního pacienta.

Praktickým doporučením z této práce je především důraz na edukaci zdravotnického personálu o limitech jednotlivých materiálů. Katétr sice může být certifikován pro několik dní až týdnů použití, ale konkrétní podmínky u pacienta mohou tento interval výrazně zkrátit. Zásadní je tedy nejen sledování délky zavedení, ale i pravidelné kontroly funkčnosti a výměna podle klinických příznaků – a ne pouze dle tabulkového data. Návodné mohou být makroskopické znaky změny materiálu – např. změna zabarvení nebo únik fixační kapaliny.

V neposlední řadě je důležité zmínit i směr budoucího výzkumu. Dále by bylo vhodné sledovat, jak se mění degradační chování u nových generací materiálů s

kombinovanou strukturou (např. polymer–kov nebo silikon–nanovrstva), včetně testování v simulovaných podmínkách biologického prostředí. Další studie by také měly více reflektovat individuální variabilitu mezi pacienty – včetně vlivu jejich metabolických stavů, mikrobiomu a způsobu péče o katétr.

Tato práce tedy nejenže podtrhla důležitost výběru vhodného materiálu pro konkrétní použití, ale i upozornila na nutnost pravidelné revize používaných postupů v praxi. Výsledky mohou sloužit jako výchozí bod pro vývoj nové generace bezpečnějších a odolnějších zdravotnických prostředků a zároveň jako podklad pro mezioborovou spolupráci mezi výrobcí, zdravotníky a výzkumnými pracovišti.

Další důležitou oblastí, která byla během práce identifikována, je rozdíl mezi deklarovanou životností materiálu podle výrobce a jeho chováním v reálném klinickém prostředí. Výrobci obvykle testují zdravotnické prostředky v laboratorních podmínkách, kde je prostředí pečlivě kontrolováno – pH, teplota, absence enzymatického působení či mikrobiálních kontaminantů. Tyto podmínky však zdaleka neodpovídají realitě v těle pacienta, kde je prostředek vystaven působení celého komplexu biologických faktorů, které nelze jednoduše simulovat [23][29][54].

Zde se dostáváme k otázce reprezentativnosti předklinického testování. Je zřejmé, že standardizované metody podle pravidel jsou důležité, ale v řadě případů nedostačující pro předpověď dlouhodobého chování materiálů *in vivo*. Přechod k metodám zahrnujícím dynamické podmínky, kolonizaci mikroflórou nebo simulaci krevního proudu by mohl přinést přesnější výsledky.

S tím souvisí také potřeba úzké mezioborové spolupráce. Vývoj nových zdravotnických materiálů by měl zahrnovat nejen biomedicínské inženýry, ale i klinické pracovníky, mikrobiology a chemiky. Právě jejich poznatky o chování katétrů u různých skupin pacientů mohou významně přispět k optimalizaci složení i tvaru prostředků a výběru vhodné povrchové úpravy [13][66]. Tato práce ukazuje, jak důležité je propojit laboratorní analýzy s poznatky z praxe – ať už formou dotazníkového šetření mezi odborníky, nebo zpětnou vazbou od uživatelů přímo z klinického prostředí.

Zajímavé by bylo do budoucna také sledovat, jak se liší míra degradace u různých typů pacientů – např. u osob s diabetes mellitus, u nichž bývá změněná

kvalita tkání, nebo u pacientů na dlouhodobé parenterální výživě, kde dochází ke kontinuálnímu kontaktu materiálu s chemicky agresivními látkami. Tyto proměnné dosud nejsou běžně zohledňovány, přesto mohou mít zásadní vliv na funkčnost katétru.

9. Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo prozkoumat nebezpečí degradace materiálů používaných v endotracheálních a žilních kanylách v biologickém prostředí. V první části práce bylo provedeno seznámení s chemickým složením, mechanickými vlastnostmi a degradačními mechanismy běžně používaných materiálů, jako jsou polyuretan, silikon a kovy. Literární rešerše podrobně popsala hlavní degradační faktory — mechanickou degradaci, chemickou degradaci, biofilmovou degradaci a fotodegradaci — a zároveň byla věnována pozornost i zavádějícím výsledkům běžných laboratorních testů.

V praktické části této práce byla provedena experimentální analýza explantovaných kanyl pomocí skenovací elektronové mikroskopie (SEM). Cílem bylo porovnat fyzikální a morfologické změny u kanyl před expirací, po expiraci a u referenčních vzorků, které nebyly nikdy použity. Charakterizace zahrnovala zejména sledování povrchových změn, přítomnosti mikrotrhin, narušení struktury materiálu a známek mikrobiální kolonizace. Analýza explantovaných vzorků prokázala významné známky degradace: na povrchu se vyskytovaly mikrotrhliny, odlupování povrchových vrstev a viditelné nánosy biofilmu, což dokládá přímý vliv biologického prostředí na změnu fyzikálních vlastností kanyl.

Dále byl proveden řízený experiment, při kterém byly sterilní kanyly vystaveny biofilmu tvořenému specifickými kmeny bakterií (*Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus epidermidis* a *Escherichia coli*) v různých koncentracích. Výsledky ukázaly, že biofilm se na povrchu tvořil velmi rychle a výsledné změny byly srovnatelné.

Praktická část tedy nejen potvrdila předpoklady o škodlivém vlivu biofilmu a biologického prostředí na materiály kanyl, ale také zdůraznila rozdíly mezi degradací způsobenou reálným klinickým použitím a laboratorně simulovanou expozicí. Tyto výsledky přinášejí důležité poznatky pro klinickou praxi, zejména v oblasti prevence komplikací spojených s dlouhodobým používáním katétrů a kanyl, a ukazují na potřebu vývoje materiálů s vyšší odolností vůči biologickému zatížení.

V rámci cílů bylo rovněž dosaženo vyvození závěrů pro praxi. Práce ukazuje, že pravidelná výměna kanyl, správné skladování a dezinfekce, stejně jako volba

materiálů odolnějších vůči biofilmu, jsou klíčové pro minimalizaci rizik spojených s degradací. Zjištění této práce poskytují pevný základ pro návazný výzkum v podobě dotazníkového šetření mezi odborníky z praxe a mohou přispět k optimalizaci výběru a používání zdravotnických prostředků.

Seznam použité literatury:

- [1] EDYTA, Adrián. *Měření kontaktního úhlu a hystereze kontaktního úhlu strukturovaných povrchů - [KU]*. PDF; online. Dostupné z: <https://nano.vscht.cz/wp-content/uploads/navody/charakterizace/KU.pdf>.
- [2] Ra Roughness | Arithmetic Average of Roughness Profile. online. In: *www.plastiform.info*. Dostupné z: <https://www.plastiform.info/en/blog/metrology/roughness-ra-arithmetic-average-of-roughness-profile/>.
- [3] JIROUŠ, Jaroslav. *Prevence infekcí cévního řečiště spojených s intravaskulární katetrizací*. PDF; online. Dostupné z: https://www.sneh.cz/_soubory/_clanky/31.pdf.
- [4] SOCHOVÁ, Lenka. *Stanovení biokompatibility materiálů*. Bakalářská práce. Brno: Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta, 2017. Dostupné z: <https://theses.cz/id/kqcb6q/>.
- [5] *Adsorpce*. Webové sídlo. 2023-03-29. Dostupné z: https://web.archive.org/web/20230329143552/https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/prif/jys11/fyz_chem/web/povrchy/adsorpce.htm. [citováno 2025-04-09].
- [6] ČIPEROVÁ, Radka. *Péče o pacienta s centrálním žilním katétrem*. Bakalářská práce. UNIVERZITA KARLOVA LÉKAŘSKÁ FAKULTA V HRADCI KRÁLOVÉ ÚSTAV SOCIÁLNÍHO LÉKAŘSTVÍ ODDĚLENÍ OŠETŘOVATELSTVÍ.
- [7] VALLIAPPAN, Somasundaram a Calvin CHEE. Aging degradation of mechanical structures. PDF; online. *Journal of Mechanics of Materials and Structures*, roč. 3 (2008), č. 10, s. 1923–1938. Dostupné z: <https://doi.org/10.2140/jomms.2008.3.1923>.
- [8] BOCH, Anne-Laure; Éric HERMELIN; Christian SAINTE-ROSE a Spiros SGOUROS. Mechanical dysfunction of ventriculoperitoneal shunts caused by calcification of the silicone rubber catheter. PDF; online. *Journal of Neurosurgery*, roč. 88 (1998), č. 6, s. 975–982. Dostupné z: <https://doi.org/10.3171/jns.1998.88.6.0975>.
- [9] HIJIKATA, Ryojiro; Takayuki SHIRAIWA; Manabu ENOKI; Kensuke MATSUBARA a Kei TOKUMOTO. Evaluation of Mechanical Properties of Catheter Shafts under Cyclic Bending. PDF; online. *MATERIALS TRANSACTIONS*, roč. 58 (2017), č. 7, s. 1049–1054. Dostupné z: <https://doi.org/10.2320/matertrans.P-M2017816>.
- [10] ŠIDLOF, Petr. *Degradace a mezní stavy materiálů*. PDF; online. Technická univerzita v Liberci, 2005. Dostupné z: https://astra.nti.tul.cz/~petr.sidlof/vyuka/USM/Prednasky/kovy-04_Degradace_a_mezni_stavy.pdf.
- [11] VAŠKOVÁ, Silvia; Livia SLOBODNÍKOVÁ; Daniel FAJTL; Stanislava BLAŽÍČKOVÁ; Rudolf BOTEK et al. Tvorba biofilmu močovými patogény izolovanými z chronických a rekurentních infekcí močových cest a vliv biofilmu na in vitro účinek gentamicínu a kolistínu. *Epidemiologie, mikrobiologie, imunologie: časopis Společnosti pro epidemiologii a mikrobiologii České lékařské společnosti J.E. Purkyně*, roč. 69 (2020), č. 1, s. 3–9. ISSN 1210-7913.
- [12] GOMINET, Marie; Fabrice COMPAIN; Christophe BELOIN a David LEBEAUX. Central venous catheters and biofilms: where do we stand in 2017? PDF; online. *APMIS*, roč. 125 (2017), č. 4, s. 365–375. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/apm.12665>.

- [13] ROY, Dijendra N. (ed.). *A complete guidebook on biofilm study*. London: Academic Press, 2022. ISBN 978-0-323-88480-8.
- [14] ŠTEFÁNEK, Matúš; Sigurd WENNER; Vítor BORGES; Miguel PINTO; João Paulo GOMES et al. Antimicrobial Resistance and Biofilms Underlying Catheter-Related Bloodstream Coinfection by *Enterobacter cloacae* Complex and *Candida parapsilosis*. online. *Antibiotics*, roč. 11 (2022), č. 9, s. 1245. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/antibiotics11091245>.
- [15] SO, Byeongchan; Jongwon KIM; Jung Ki JO a Hongyun SO. Recent developments in preventing catheter-related infections based on biofilms: A comprehensive review. online. *Biomicrofluidics*, roč. 18 (2024), č. 5, s. 051506. Dostupné z: <https://doi.org/10.1063/5.0195165>.
- [16] CHARVÁT, Jiří. *Žilní vstupy: dlouhodobé a střednědobé*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5621-9.
- [17] LI, Panxin; Rui YIN; Juanli CHENG a Jinshui LIN. Bacterial Biofilm Formation on Biomaterials and Approaches to Its Treatment and Prevention. online. *International Journal of Molecular Sciences*, roč. 24 (2023), č. 14, s. 11680. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ijms241411680>.
- [18] LEE, Kyoung-Ho; Su Jung PARK; SunJu CHOI; Young UH; Joo Young PARK et al. The Influence of Urinary Catheter Materials on Forming Biofilms of Microorganisms. PDF; online. *Journal of Bacteriology and Virology*, roč. 47 (2017), č. 1, s. 32. Dostupné z: <https://doi.org/10.4167/jbv.2017.47.1.32>.
- [19] WOLCOTT, Randy. Biofilm and catheter-related bloodstream infections. online. *British Journal of Nursing*, roč. 30 (2021), č. 8. Dostupné z: <https://doi.org/10.12968/bjon.2021.30.8.S4>.
- [20] RIEGEROVÁ, Markéta; Marie HOLUBOVÁ a Kristýna ŠOUKALOVÁ. Centrální venózní katétr a ošetrovatelská péče o něj. online. *Florence*, roč. 16 (2020), č. 2, s. 8–11. ISSN ISSN 1801-464X. Dostupné z: <https://hdl.handle.net/10195/77014>.
- [21] PANDEY, Vivek Kumar; Kumar Rohit SRIVASTAVA; Gufran AJMAL; Vijay Kumar THAKUR; Vijai Kumar GUPTA et al. Differential Susceptibility of Catheter Biomaterials to Biofilm-Associated Infections and Their Remedy by Drug-Encapsulated Eudragit RL100 Nanoparticles. PDF; online. *International Journal of Molecular Sciences*, roč. 20 (2019), č. 20, s. 5110. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ijms20205110>.
- [22] LATKA, Agnieszka a Zuzanna DRULIS-KAWA. Advantages and limitations of microtiter biofilm assays in the model of antibiofilm activity of *Klebsiella* phage KP34 and its depolymerase. online. *Scientific Reports*, roč. 10 (2020), č. 1, s. 20338. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77198-5>.
- [23] FERNÁNDEZ-BARAT, Laia; Nil VÁZQUEZ BURGOS; Victoria ALCARAZ; Leticia BUENO-FREIRE; Ruben LÓPEZ-ALADID et al. The value of biofilm testing to guide antimicrobial stewardship in chronic respiratory diseases. PDF; online. *Frontiers in Cellular and Infection Microbiology*, roč. 13 (2023), s. 1142274. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fcimb.2023.1142274>.
- [24] CHANDY, Thomas; Justin VAN HEE; William NETTEKOVEN a Jay JOHNSON. Long-term *in vitro* stability assessment of polycarbonate urethane micro catheters: Resistance to oxidation and stress cracking. PDF; online. *Journal of Biomedical*

Materials Research Part B: Applied Biomaterials, roč. 89B (2009), č. 2, s. 314–324.
Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31218>.

- [25] CLARIANT. Clariant Limits Risk of Hydrolytic Degradation of Radiopaque Polymers Used in Catheters. online. 2019-02-04. In: *Clariant Ltd*. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20220702084050/https://www.clariant.com/en/Corporate/News/2019/02/Clariant-Limits-Risk-of-Hydrolytic-Degradation-of-Radiopaque-Polymers-Used-in-Catheters> [citováno 2025-02-26].
- [26] VERBEKE, F.; U. HAUG; A. DHONDT; W. BECK; A. SCHNELL et al. The role of polymer surface degradation and barium sulphate release in the pathogenesis of catheter-related infection. PDF; online. *Nephrology Dialysis Transplantation*, roč. 25 (2010), č. 4, s. 1207–1213. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/ndt/gfp638>.
- [27] HEADLEY, Jan M. a Thomas AHRENS. Narrative History of the Swan-Ganz Catheter: Development, Education, Controversies, and Clinician Acumen. online. *AACN Advanced Critical Care*, roč. 31 (2020), č. 1, s. 25–33. Dostupné z: <https://doi.org/10.4037/aacnacc2020992>.
- [28] SLATE, Anthony J; Ocean E CLARKE; Mina KERIO; Jonathan NZAKIZWANAYO; Bhavik Anil PATEL et al. Infection responsive coatings to reduce biofilm formation and encrustation of urinary catheters. PDF; online. *Journal of Applied Microbiology*, roč. 134 (2023), č. 6, s. lxad121. Dostupné z: <https://doi.org/10.1093/jambio/lxad121>.
- [29] PELCL, Tomáš. Kanyly a infuzní sety inzulinových pump. *Aktuální medicína*, roč. 2019 (2019), č. 1, s. 18–21. ISSN 2570-7418.
- [30] YAO, Qin; Chengshuai WU; Xiaoyu YU; Xu CHEN; Guoqing PAN et al. Current material engineering strategies to prevent catheter encrustation in urinary tracts. PDF; online. *Materials Today Bio*, roč. 16 (2022), s. 100413. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2022.100413>.
- [31] YOUSIF, Emad a Raghad HADDAD. Photodegradation and photostabilization of polymers, especially polystyrene: review. PDF; online. *SpringerPlus*, roč. 2 (2013), č. 1, s. 398. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-398>.
- [32] DAŇKOVÁ, Alena. *Vliv UV záření na změny vlastností polymerů*. Diplomová práce. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně - Fakulta Technologická, 2009. Dostupné z: https://stag.utb.cz/StagPortletsJSR168/PagesDispatcherServlet?pp_destElement=%23ssSouboryStudentuDivId_3755&pp_locale=cs&pp_reqType=render&pp_portlet=souboryStudentuPagesPortlet&pp_page=souboryStudentuDownloadPage&pp_nameSpace=G13307&soubidno=11475.
- [33] SCHIFFEROVÁ, Zuzana. *Biodegradabilní plasty*. Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v brně - Fakulta Strojního inženýrství, 2017. Dostupné z: <https://theses.cz/id/ig9ocq/>.
- [34] PALHOUNOVÁ, Pavla. *Antioxidanty a UV stabilizátory vybraných polymerů*. Bakalářská práce. Pardubice: Univerzita Pardubice, Fakulta chemicko-technologická, 2018. Dostupné z: <https://theses.cz/id/I5knbh/>.
- [35] ZOUNAROVÁ, Martina. *Degradace nosičů léčiv in vitro*. Rigorózní práce. Hradec Králové: Farmaceutická fakulta v Hradci Králové, 2009. Dostupné z: https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/24752/RPTX_2008_2_11160_0_277774_0_78736.pdf?sequence=1&isAllowed=y.

- [36] HAUSER, J.; J. ZIETLOW; M. KÖLLER; S. A. ESENWEIN; H. HALFMANN et al. Enhanced cell adhesion to silicone implant material through plasma surface modification. PDF; online. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, roč. 20 (2009), č. 12, s. 2541–2548. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10856-009-3826-x>.
- [37] KŘÍŽ, Antonín. *Vliv povrchu na užité vlastnosti výrobku*. PDF; online. Dostupné z: <https://naos-be.zcu.cz/server/api/core/bitstreams/cb862247-a40f-40c0-8b10-181b7a789151/content>.
- [38] *Surface roughness - assessment of texture | testing laboratory*. Webové sídlo. 2021-05-18. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20230609041427/https://k-labor.de/en/surface-roughness/>. [citováno 2025-04-16].
- [39] SUN, Changlun; Guichen LI; Yuantian SUN; Jintao HE a Haoyu RONG. Modelling Hydration Swelling and Weakening of Montmorillonite Particles in Mudstone. PDF; online. *Processes*, roč. 7 (2019), č. 7, s. 428. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/pr7070428>.
- [40] BRAUN, B. *Catheter Fragmentation*. PDF; online. BBraun, 2023. Dostupné z: <https://www.bbraun.ie/content/dam/catalog/bbraun/bbraunProductCatalog/S/AEM2015/en-ie/b83/catheter-fragmentation.pdf>.
- [41] NAGRE, Amarja. A Central Venous Catheter Complication : Fragmentation and Embolization causing Fatal Arrhythmias. PDF; online. *Journal of Anaesthesia and Critical Care Case Reports*, roč. 2 (2016), č. 2, s. 21–23. Dostupné z: https://www.academia.edu/65424709/A_Central_Venous_Catheter_Complication_Fragmentation_and_Embolization_causing_Fatal_Arrhythmias.
- [42] RAJAN, Aiswarya; Fuad AMEEN; Ranjitha JAMBULINGAM a Vijayalakshmi SHANKAR. Biodegradation of Polyurethane by Fungi Isolated from Industrial Wastewater—A Sustainable Approach to Plastic Waste Management. PDF; online. *Polymers*, roč. 16 (2024), č. 10, s. 1411. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym16101411>.
- [43] MOWER, Todd M. Degradation of titanium 6Al–4V fatigue strength due to electrical discharge machining. PDF; online. *International Journal of Fatigue*, roč. 64 (2014), s. 84–96. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2014.02.018>.
- [44] WEN, Xishan; Xiaoqing YUAN; Lei LAN; Lu HAO; Yu WANG et al. RTV Silicone Rubber Degradation Induced by Temperature Cycling. PDF; online. *Energies*, roč. 10 (2017), č. 7, s. 1054. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/en10071054>.
- [45] *Polyurethane Catheter*. Webové sídlo. 2024-05-10. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20240521103920/https://activelifemed.com/glossary/polyurethane-catheter/>. [citováno 2025-04-07].
- [46] 4 Health Benefits of Silicone Foley Catheters. online. In: *My Care Supplies*. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20241208235630/https://mycaresupplies.com/resources/4-health-benefits-of-silicone-foley-catheters/>. [citováno 2025-04-07].
- [47] PROPLATE. How does the type of metal used in catheter-based components affect the strength and durability of the frames? online. 2023-11-18. In: *ProPlate®*. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20231129032044/https://www.proplate.com/how-does-the-type-of-metal-used-in-catheter-based-components-affect-the-strength-and-durability->

of-the-frames/. [citováno 2025-04-07].

- [48] *Polyurethanes*. Webové sídlo. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20130712212827/https://essentialchemicalindustry.org/polymers/polyurethane.html>. [citováno 2025-04-14].
- [49] ZDRAHALA, Richard J. a Ivanka J. ZDRAHALA. Biomedical Applications of Polyurethanes: A Review of Past Promises, Present Realities, and a Vibrant Future. PDF; online. *Journal of Biomaterials Applications*, roč. 14 (1999), č. 1, s. 67–90. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/088532829901400104>.
- [50] DUMITRIU, Severian a Valentin I. POPA (ed.). *Polymeric biomaterials*. 3rd ed. Boca Raton, FL: CRC Press, 2013. ISBN 978-1-4200-9469-5.
- [51] RAHIMI, A a A MASHAK. Review on rubbers in medicine: natural, silicone and polyurethane rubbers. PDF; online. *Plastics, Rubber and Composites*, roč. 42 (2013), č. 6, s. 223–230. Dostupné z: <https://doi.org/10.1179/1743289811Y.0000000063>.
- [52] LEGENDAY. Silicone vs PU: What's The Difference & Which Should You Use? online. 2023-08-15. In: *LegendDay Silicone Product Manufacturer*. Archivní kopie dostupná z: Internet Archive (distributor), <https://web.archive.org/web/20240412163923/https://legenday.com.cn/silicone-vs-pu/>. [archivováno 2024-04-12]. [citováno 2025-01-24].
- [53] NICKEL, Barb. Does the Midline Peripheral Intravenous Catheter Have a Place in Critical Care? online. *Critical Care Nurse*, roč. 41 (2021), č. 6, s. e1–e21. Dostupné z: <https://doi.org/10.4037/ccn2021818>.
- [54] LI, Min; Koon Gee NEOH; Li Qun XU; Rong WANG; En-Tang KANG et al. Surface Modification of Silicone for Biomedical Applications Requiring Long-Term Antibacterial, Antifouling, and Hemocompatible Properties. online. *Langmuir*, roč. 28 (2012), č. 47, s. 16408–16422. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/la303438t>.
- [55] HRON, Petr. Hydrophilisation of silicone rubber for medical applications. PDF; online. *Polymer International*, roč. 52 (2003), č. 9, s. 1531–1539. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/pi.1273>.
- [56] CAO, Qin; Shuqing WU; Liying WANG; Xuetao SHI a Guangji LI. Effects of the morphology of sulfobetaine zwitterionic layers grafted onto a silicone surface on improving the hydrophilic stability, anti-bacterial adhesion properties, and biocompatibility. PDF; online. *Journal of Applied Polymer Science*, roč. 135 (2018), č. 44, s. 46860. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/app.46860>.
- [57] ZARE, Mina; Erfan Rezvani GHOMI; Prabhuraj D. VENKATRAMAN a Seeram RAMAKRISHNA. Silicone-based biomaterials for biomedical applications: Antimicrobial strategies and 3D printing technologies. PDF; online. *Journal of Applied Polymer Science*, roč. 138 (2021), č. 38, s. 50969. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/app.50969>.
- [58] DIAMANTI, Maria Vittoria; Barbara DEL CURTO a MariaPia PEDEFERRI. Anodic oxidation of titanium: from technical aspects to biomedical applications. PDF; online. *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics*, roč. 9 (2011), č. 1, s. 55–69. Dostupné z: <https://doi.org/10.5301/JABB.2011.7429>.
- [59] HOMA, Karolina; Wojciech ZAKRZEWSKI; Wojciech DOBRZYŃSKI; Paweł J. PISZKO;

- Aleksandra PISZKO et al. Surface Functionalization of Titanium-Based Implants with a Nanohydroxyapatite Layer and Its Impact on Osteoblasts: A Systematic Review. PDF; online. *Journal of Functional Biomaterials*, roč. 15 (2024), č. 2, s. 45. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/jfb15020045>.
- [60] OBAID, Najla A.; Atheer Mohamed ALZHRANI; Bushra Abdulaziz ALARYNI; Fatemah Fowzi ALMEGRIN; Rahaf Saleem ALSUBHI et al. Effectiveness of Chitosan Coating Catheter in Preventing Catheter- Associated Urinary Tract Infection (CAUTI). PDF; online. *Journal of Pharmaceutical Research International*. 2022-03-05. s. 6–19. Dostupné z: <https://doi.org/10.9734/jpri/2022/v34i19A35800>.
- [61] ALJOHI, AlanoodAhmed; HananElkefay HASSAN a RakeshKumar GUPTA. The efficacy of noble metal alloy urinary catheters in reducing catheter-associated urinary tract infection. PDF; online. *Urology Annals*, roč. 8 (2016), č. 4, s. 423. Dostupné z: <https://doi.org/10.4103/0974-7796.192099>.
- [62] SUN, Yan; Ping REN a Xuan LONG. Role of noble metal-coated catheters for short-term urinary catheterization of adults: a meta-analysis. PDF; online. *PLOS ONE*, roč. 15 (2020), č. 6. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0233215>.
- [63] PAIVA, Eny Dórea; Amélia Fumiko KIMURA; Priscila COSTA; Talita Elci De Castro MAGALHÃES; Edi TOMA et al. Complications related to the type of epicutaneous catheter in a cohort of neonates. PDF; online. *Online Brazilian Journal of Nursing*, roč. 12 (2013), č. 4. Dostupné z: <https://doi.org/10.5935/1676-4285.20134071>.
- [64] ONAS, Andra Mihaela; Iuliana Elena BIRU; Aida PETCA a Razvan Cosmin PETCA. The Aging Behavior of Polyurethane-based Ureteral Catheters. PDF; online. *Materiale Plastice*, roč. 58 (2022), č. 4, s. 65–72. Dostupné z: <https://doi.org/10.37358/MP.21.4.5532>.
- [65] LARUSSO, Kathryn; Marie-Pier DUMAS; Geraldine SCHAACK a Ana SANT'ANNA. Prolonged Use of Ethanol Lock Prophylaxis With Polyurethane Catheters in Children With Intestinal Failure: A Single-Center Experience. PDF; online. *Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*, roč. 45 (2021), č. 7, s. 1425–1431. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jpen.2056>.
- [66] WU, Ching-Feng; Jui-Ying FU; Tsai-Yang HSIEH; Chi-Tsung WEN; Sheng-Yueh YU et al. Does catheter material affect functional performance of intravenous ports via the superior vena cava? PDF; online. *PLOS ONE*, roč. 16 (2021), č. 10, s. e0253818. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0253818>.
- [67] GREGHI, Eliana De Fatima Martins; Gisele Regina AZEVEDO a Cibeles Isaac Saad RODRIGUES. ANALYSIS OF PATIENT'S SATISFACTION WITH CLEAN INTERMITTENT URETHRAL CATHETERIZATION. PDF; online. *ESTIMA, Brazilian Journal of Enterostomal Therapy*. 2022-09-30. s. e2522. Dostupné z: https://doi.org/10.30886/estima.v20.1220_IN.
- [68] WANG, Min. Surface Modification of Metallic Biomaterials for Orthopaedic Applications. online. *Materials Science Forum*, roč. 618–619 (2009), s. 285–290. Dostupné z: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.618-619.285>.
- [69] LIU, Wei; Shifeng LIU a Liqiang WANG. Surface Modification of Biomedical Titanium Alloy: Micromorphology, Microstructure Evolution and Biomedical Applications. PDF; online. *Coatings*, roč. 9 (2019), č. 4, s. 249. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/coatings9040249>.

- [70] BĂRBÎNȚĂ, Andreea Carmen; Dorin LUCA; Sorin Iacob STRUGARU; Carmen BINIUC; Alexandru BARCA et al. New Titanium Alloys Potentially Used for Metal-Ceramic Applications in Medicine. online. *Key Engineering Materials*, roč. 587 (2013), s. 287–292. Dostupné z: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.587.287>.
- [71] DE LUCA, Thomas; Keely L SZILÁGYI; Katherine A HARGREAVES; Kimberly S COLLINS a Eric A BENSON. Improving the Patency of Jugular Vein Catheters in Sprague–Dawley Rats by Using an Antiseptic Nitrocellulose Coating. PDF; online. *Journal of the American Association for Laboratory Animal Science*, roč. 57 (2018), č. 5, s. 520–528. Dostupné z: <https://doi.org/10.30802/AALAS-JAALAS-18-000017>.
- [72] ALFONSO ALVAREZ-RODRÍGUEZ, José; Mario GARCÍA-SUÁREZ; Daniel FERNÁNDEZ-GARCÍA; Carlos MÉNDEZ-MARTÍNEZ a Juan GÓMEZ-SALGADO. Analysis of peripheral central venous access ports at the forearm: An observational study. PDF; online. *European Journal of Cancer Care*, roč. 27 (2018), č. 6, s. e12929. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/ecc.12929>.
- [73] WALES, Paul W.; Christina KOSAR; Megan CARRICATO; Nicole DE SILVA; Karen LANG et al. Ethanol lock therapy to reduce the incidence of catheter-related bloodstream infections in home parenteral nutrition patients with intestinal failure: preliminary experience. PDF; online. *Journal of Pediatric Surgery*, roč. 46 (2011), č. 5, s. 951–956. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jpedsurg.2011.02.036>.
- [74] KUWADA, Noriaki; Yasuhiro FUJII; Tatsuyuki NAKATANI; Daiki OUSAKA; Tatsunori TSUJI et al. Diamond-like carbon coating to inner surface of polyurethane tube reduces *Staphylococcus aureus* bacterial adhesion and biofilm formation. PDF; online. *Journal of Artificial Organs*, roč. 27 (2024), č. 2, s. 108–116. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10047-023-01403-1>.
- [75] YONG, You; Mingyu QIAO; Alan CHIU; Stephanie FUCHS; Qingsheng LIU et al. Conformal Hydrogel Coatings on Catheters To Reduce Biofouling. online. *Langmuir*, roč. 35 (2019), č. 5, s. 1927–1934. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acs.langmuir.8b03074>.
- [76] WANG, Jui-Lin; Song WANG; Pian ZHONG; Yanyan CHEN; Zuzhen ZHAO et al. Multimechanism Long-Term Antibacterial Coating with Simultaneous Antifouling, Contact-Active, and Release-Kill Properties. online. *ACS Applied Polymer Materials*, roč. 6 (2024), č. 10, s. 5726–5737. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/acsapm.4c00412>.
- [77] GALEJA, Justyna a Krzysztof LUKASZKOWICZ. Comparison of the Structure of AlCrSiN Coating Produced by Planar and Rotating Arc Technology. PDF; online. *Solid State Phenomena*, roč. 293 (2019), s. 141–153. Dostupné z: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/SSP.293.141>.
- [78] RASHID, Saqib; Gian Marco VITA; Luca PERSICHETTI; Giovanna IUCCI; Chiara BATTOCCHIO et al. Biocompatibility and antibacterial properties of TiCu(Ag) thin films produced by physical vapor deposition magnetron sputtering. PDF; online. *Applied Surface Science*, roč. 573 (2022), s. 151604. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2021.151604>.
- [79] HAO, Wu; Xia YANQIU; Cao ZHENGFENG a Wu LINING. Ag-doped CrN coating towards exhibiting excellent tribological and electrical properties under current-carrying friction. PDF; online. *Materials Research Express*, roč. 10 (2023), č. 6, s. 066302.

Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/2053-1591/acda15>.

- [80] CAI, Yongwei; Ronghua GU; Yuhang DONG; Qi ZHAO; Ke ZHANG et al. Fabrication of antibacterial polydopamine-carboxymethyl cellulose-Ag nanoparticle hydrogel coating for urinary catheters. PDF; online. *Journal of Biomaterials Applications*, roč. 38 (2023), č. 1, s. 73–84. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/08853282231173576>.
- [81] GOMES DE SOUZA, Nayana Maria; Rebeca SILVEIRA ROCHA; Roberta PINHEIRO FERREIRA; Claudia BASTOS DA SILVEIRA REIS; Roberta Sthephanie SOUZA BANDEIRA et al. Comparing the use of silicone and polyurethane Peripherally Inserted Central Catheters in newborns: A retrospective study. PDF; online. *Journal of Clinical Nursing*, roč. 30 (2021), č. 23–24, s. 3439–3447. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/jocn.15799>.
- [82] PROPLATE. How does the choice of metal for catheters influence the stent's biocompatibility? online. 2023-10-21. In: *ProPlate® | Professional Plating Inc.* Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20231209183224/https://www.proplate.com/how-does-the-choice-of-metal-for-catheters-influence-the-stents-biocompatibility/>. [citováno 2025-02-25].
- [83] THORARINSDOTTIR, Hulda; Thomas KANDER; Dorota JOHANSSON; Bo NILSSON; Bengt KLARIN et al. Blood compatibility of widely used central venous catheters; an experimental study. PDF; online. *Scientific Reports*, roč. 12 (2022), č. 1, s. 8600. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-12564-z>.
- [84] PROPLATE. What are the potential risks and complications associated with using metal-plated catheter components containing biomedical metals? | ProPlate®. online. 2023-12-20. In: *ProPlate® | Professional Plating Inc.* Archivní kopie dostupná z: Internet Archive (distributor), <https://web.archive.org/web/20240301142419/https://www.proplate.com/what-are-the-potential-risks-and-complications-associated-with-using-metal-plated-catheter-components-containing-biomedical-metals/>. [archivováno 2024-03-01]. [citováno 2025-01-25].
- [85] OLSEN, Aaron L. a Michael LONG. Comparison of catheter thrombogenicity in a modified chandler loop model using goat blood. PDF; online. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, roč. 106 (2018), č. 12, s. 3143–3151. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36509>.
- [86] MOU, Qian Q.; Yun X. WANG; Qiong H. XU; Xia LIU a Ying J. LI. Nerve Damage Secondary to Removal of Fractured PICC Fragment. PDF; online. *The Journal of Vascular Access*, roč. 17 (2016), č. 4, s. e79–e81. Dostupné z: <https://doi.org/10.5301/jva.5000551>.
- [87] PROPLATE. How do the wear and tear, or potential degradation, of metal-plated, biocompatible balloon catheters compare to those made of traditional materials? online. 2024-04-11. In: *ProPlate® | Professional Plating Inc.* Archivní kopie dostupná z: Internet Archive (distributor), <https://web.archive.org/web/20240521104825/https://www.proplate.com/how-do-the-wear-and-tear-or-potential-degradation-of-metal-plated-biocompatible-balloon-catheters-compare-to-those-made-of-traditional-materials/>. [archivováno 2024-05-21]. [citováno 2025-01-25].
- [88] BADV, Maryam; Iqbal H. JAFFER; Jeffrey I. WEITZ a Tohid F. DIDAR. An omniphobic lubricant-infused coating produced by chemical vapor deposition of hydrophobic

- organosilanes attenuates clotting on catheter surfaces. PDF; online. *Scientific Reports*, roč. 7 (2017), č. 1, s. 11639. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-017-12149-1>.
- [89] C. R. BARD. *Power PICC Provena Catheter: Nursing Polyurethane Catheter with Microintroducer*. PDF; online. Bard Access Systems, 2018. Dostupné z: <http://archive.org/details/pf-10376-0745270-power-picc-provena-rn-ifu-web>.
- [90] ZHANG, Xiyu; Zhenxing YIN; Songbai XIANG; Huayu YAN a Hailing TIAN. Degradation of Polymer Materials in the Environment and Its Impact on the Health of Experimental Animals. PDF; online. *Polymers*, roč. 16 (2024), č. 19, s. 2807. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/polym16192807>.
- [91] PARROTT, Matthew C.; J. Chris LUFT; James D. BYRNE; John H. FAIN; Mary E. NAPIER et al. Tunable Bifunctional Silyl Ether Cross-Linkers for the Design of Acid-Sensitive Biomaterials. PDF; online. *Journal of the American Chemical Society*, roč. 132 (2010), č. 50, s. 17928–17932. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/ja108568g>.
- [92] LAWLESS, Bernard M.; Daniel M. ESPINO a Duncan E.T. SHEPHERD. *In vitro* oxidative degradation of a spinal posterior dynamic stabilization device. PDF; online. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, roč. 106 (2018), č. 3, s. 1237–1244. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33913>.
- [93] BUSCH, Jasmin D.; Maren VENS; Jochen HERRMANN; Gerhard ADAM a Harald ITTRICH. Material Failure of Silicone Catheter Lines: A Retrospective Review of Partial and Complete Ruptures in 553 Patients. PDF; online. *American Journal of Roentgenology*, roč. 208 (2017), č. 2, s. 464–469. Dostupné z: <https://doi.org/10.2214/AJR.16.16540>.
- [94] YANG, Yafang; Hongxia LIU; Kun YANG; Zihou GAO a Zixu LIU. Investigation of Negative Bias Temperature Instability Effect in Nano PDSOI PMOSFET. PDF; online. *Micromachines*, roč. 13 (2022), č. 5, s. 808. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/mi13050808>.
- [95] SARETIA, Shivam; Rainhard MACHATSCHEK a Andreas LENDLEIN. Degradation kinetics of oligo(ϵ -caprolactone) ultrathin films: Influence of crystallinity. PDF; online. *MRS Advances*, roč. 6 (2021), č. 33, s. 790–795. Dostupné z: <https://doi.org/10.1557/s43580-021-00067-4>.
- [96] HANAK, Brian W.; Chia-Yun HSIEH; William DONALDSON; Samuel R. BROWD; Kenneth K. S. LAU et al. Reduced cell attachment to poly(2-hydroxyethyl methacrylate)-coated ventricular catheters *in vitro*. PDF; online. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, roč. 106 (2018), č. 3, s. 1268–1279. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33915>.
- [97] SINGH, Manisha; Debbie L. TEODORESCU; Meagan ROWLETT; Sophie X. WANG; Mercedes BALCELLS et al. A Tunable Soft Silicone Bioadhesive for Secure Anchoring of Diverse Medical Devices to Wet Biological Tissue. PDF; online. *Advanced Materials*, roč. 36 (2024), č. 3, s. 2307288. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/adma.202307288>.
- [98] LU, Yong a Hongxia LIU. An Investigation of SILC Degradation under Constant Voltage Stress in PDSOI Devices. PDF; online. *Micromachines*, roč. 14 (2023), č. 5, s. 1084. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/mi14051084>.
- [99] BLOKEŠOVÁ, Nikol. *Mechanismy degradace látek narušujících hormonální rovnováhu*

organismů. Bakalářská práce. Brno: Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta, 2010. Dostupné z: <https://theses.cz/id/3uhpdr/>.

- [100] VASIL, Tomáš. *Bariérové povlaky snižující difuzi kovových iontů pro lékařské aplikace*. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, 2015. Dostupné z: https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/63458/F2-BP-2015-Vasil-Tomas-tomas_vasil_bakalarska_prace_2015.pdf?sequence=1&isAllowed=y.
- [101] WILDGRUBER, Moritz; Claudia LUEG; Sebastian BORGMEYER; Ilham KARIMOV; Ulrike BRAUN et al. Polyurethane versus silicone catheters for central venous port devices implanted at the forearm. PDF; online. *European Journal of Cancer*, roč. 59 (2016), s. 113–124. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ejca.2016.02.011>.
- [102] LANGOVÁ, K. a J. GALLO. Je Kaplan-Meierova statistika nejvhodnější metodou k hodnocení přežívání výsledku v ortopedii? PDF; online. *ACHOT*, roč. 77 (2010), č. 2, s. 118–123. Dostupné z: <https://doi.org/10.55095/achot2010/022>.
- [103] GUERREIRO, H.; H. SCHRÖDER; G. HUBER; F. BUSCH; K. SELLENSCHLOH et al. Quantification of mechanical properties in long-term in vivo used silicone catheter lines according to DIN 10555-3. PDF; online. *Clinical Biomechanics*, roč. 107 (2023), s. 106015. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2023.106015>.
- [104] DIVILOVÁ, Žaneta. *PVC a jeho aplikace v lékařství*. Bakalářská práce. Zlín: Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně - Fakulta Technologická, 2006. Dostupné z: https://digilib.k.utb.cz/bitstream/handle/10563/1703/divilov%E1_2006_bp.pdf?sequence=1.
- [105] KUKOL, Václav. *Opatření při poskytování ošetrovatelské péče v prevenci ventilátorové pneumonie*. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova v Praze - 1. Lékařská fakulta, 2013. Dostupné z: https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/61561/DPTX_2012_1_11110_0_340294_0_129042.pdf?sequence=1&isAllowed=y.
- [106] *Kultivace mikroorganismů | VetUni*. Webové sídlo. 2025-03-12. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20250312171400/https://amos.vfu.cz/moodle/mod/book/tool/print/index.php?id=5404>. [citováno 2025-03-12].
- [107] CHAKKOUR, Mohamed; Zeinab HAMMOUD; Solay FARHAT; Ali EL ROZ; Zeinab EZZEDDINE et al. Overview of *Proteus mirabilis* pathogenicity and virulence. Insights into the role of metals. PDF; online. *Frontiers in Microbiology*, roč. 15 (2024), s. 1383618. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fmicb.2024.1383618>.
- [108] LAGANENKA, Leanid a Victor SOURJIK. Autoinducer 2-Dependent *Escherichia coli* Biofilm Formation Is Enhanced in a Dual-Species Coculture. PDF; online. *Applied and Environmental Microbiology*, roč. 84 (2018), č. 5, s. e02638-17. Dostupné z: <https://doi.org/10.1128/AEM.02638-17>.
- [109] GULATI, Megha a Clarissa J. NOBILE. *Candida albicans* biofilms: development, regulation, and molecular mechanisms. PDF; online. *Microbes and Infection*, roč. 18 (2016), č. 5, s. 310–321. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.micinf.2016.01.002>.
- [110] DAHAL, Prashant. *Serratia marcescens- An Overview*. Webové sídlo. 2023-05-13. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20230928203009/https://microbenotes.com/serratia-mar>

censens-an-overview/. [citováno 2025-04-15].

- [111] POMPILIO, Arianna; Marco RANALLI; Alessandra PICCIRILLI; Mariagrazia PERILLI; Dragana VUKOVIC et al. Biofilm Formation among *Stenotrophomonas maltophilia* Isolates Has Clinical Relevance: The ANSELM Prospective Multicenter Study. PDF; online. *Microorganisms*, roč. 9 (2020), č. 1, s. 49. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/microorganisms9010049>.
- [112] TAWFEEQ, Noor Amer Faisal. *Study the biofilm Formation and antibiotic Sensitivity test of Staphylococcus aureus and Streptococcus agalactiae isolated from Urinary catheters*. PDF; online. 2025. Dostupné z: <https://medicine.uodiyala.edu.iq/wp-content/uploads/2025/02/Study-the-biofilm-Formation-and-antibiotic-Sensitivity-test-of-Staphylococcus-aureus-and-Streptococcus-agalactiae-isolated-from-Urinary-catheters.pdf>.
- [113] *Choosing the Right Coating for SEM Imaging | Au vs Pt*. Webové sídlo. 2024-04-18. Dostupné z: <https://web.archive.org/web/20241004145440/https://www.nanoscience.com/blogs/gold-vs-platinum-choosing-the-right-coating-for-sem-imaging/>. [citováno 2025-04-21].
- [114] LINDAUER, Vojtěch. *Mikroskopie*. PDF; online. Fakulta zdravotnických studií TUL, 2023. Dostupné z: <https://elearning.tul.cz/course/section.php?id=240899>. PDF poskytnuté při výuce v e-elearningu.
- [115] LIE, D. Y. C. a K. L. WANG. Chapter 4 SiGe/Si processing. online. In: Anonym. *Semiconductors and Semimetals*, s. 151–197. Elsevier, 2001. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0080-8784\(01\)80214-3](https://doi.org/10.1016/S0080-8784(01)80214-3).
- [116] HALL-STOODLEY, Luanne; J. William COSTERTON a Paul STOODLEY. Bacterial biofilms: from the Natural environment to infectious diseases. PDF; online. *Nature Reviews Microbiology*, roč. 2 (2004), č. 2, s. 95–108. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/nrmicro821>.
- [117] LAU, Gee W.; Daniel J. HASSETT; Huimin RAN a Fansheng KONG. The role of pyocyanin in *Pseudomonas aeruginosa* infection. PDF; online. *Trends in Molecular Medicine*, roč. 10 (2004), č. 12, s. 599–606. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.molmed.2004.10.002>.
- [118] FOXMAN, Betsy. Epidemiology of urinary tract infections: Incidence, morbidity, and economic costs. PDF; online. *Disease-a-Month*, roč. 49 (2003), č. 2, s. 53–70. Dostupné z: <https://doi.org/10.1067/mda.2003.7>.
- [119] ANDRADY, Anthony L. (ed.). *Plastics and the Environment*. PDF; online. 1. Wiley, 2003. ISBN 978-0-471-72155-0. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/0471721557>.
- [120] RUTALA, William A. a David J. WEBER. Disinfection, sterilization, and antisepsis: An overview. PDF; online. *American Journal of Infection Control*, roč. 47 (2019), s. A3–A9. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ajic.2019.01.018>.