

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta strojní – Ústav technologie obrábění, projektování
a metrologie**



DIPLOMOVÁ PRÁCE

**NANOSTRUKTUROVÁNÍ POVRCHU LASEREM
PRO MEDICÍNSKÉ APLIKACE**

LASER NANOSTRUCTURING FOR MEDICAL APPLICATIONS

Autor:

Bc. Daniel Eger

Vedoucí práce:

Ing. Libor Beránek, Ph.D.

Rok:

2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Eger** Jméno: **Daniel** Osobní číslo: **473670**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav technologie obrábění, projektování a metrologie**
Studijní program: **Výrobní inženýrství**
Specializace: **Bez specializace**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Nanostrukturování povrchu laserem pro medicínské aplikace

Název diplomové práce anglicky:

Laser nanostructuring for medical applications

Pokyny pro vypracování:

Princip vzniku laserového záření.
Vliv textury dílu na jeho funkční vlastnosti.
Metody pro hodnocení textury povrchu a parametry textury povrchu.
Strukturování povrchu laserem pro dosažení antibakteriálních vlastností.

Seznam doporučené literatury:

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Libor Beránek, Ph.D. ústav technologie obrábění, projektování a metrologie FS

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **31.03.2023**

Termín odevzdání diplomové práce: **31.07.2023**

Platnost zadání diplomové práce: _____

Ing. Libor Beránek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

Ing. Libor Beránek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací.
Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto práci „Nanostrukturování povrchu laserem pro medicínské aplikace“ vypracoval samostatně a veškeré literární prameny a zdroje informací, které jsem použil, cituji a uvádím v seznamu použité literatury a zdrojů informací.

Dále prohlašuji, že nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne

.....

Bc. Daniel Eger

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval svému vedoucímu panu Ing. Liborovi Beránkovi, Ph.D. za čas, který mi během konzultací věnoval. Dále bych rád poděkoval celému týmu z Centra HiLASE, především pak panu Ing. Petru Hauschwitzovi, Ph.D., MBA za jeho čas, hodnotné rady a celkově skvělou spolupráci. V neposlední řadě bych rád poděkoval své rodině a svým blízkým za podporu, které se mi od nich dostávalo po celou dobu studia.

Abstrakt

Tato diplomová práce je zaměřena na nanostrukturování povrchu laserem za účelem snížení bakteriální kolonizace povrchu.

Teoretická část je zaměřena na laserové záření, jeho vlastnosti a interakci s materiálem. Dále se zaměřuje na vliv struktury povrchu na jeho funkční vlastnosti, zvláště je pak popsán vliv struktury na antibakteriální vlastnosti. Dále jsou popsány konkrétní technologie strukturování povrchu, především pak strukturování povrchu laserem. Teoretická část je uzavřena přehledem konkrétních antibakteriálních struktur.

Experimentální část je zaměřena na experimentální strukturování – návrh a výrobu konkrétních antibakteriálních struktur. Experimentální část je pak uzavřena charakterizací vytvořených struktur z hlediska parametrů textury povrchu.

Zadavatelem práce je Centrum HiLASE.

Klíčová slova

laser, nanostrukturování, antibakteriální efekt, superhydrofobicita, laserový svazek

Abstract

This master thesis is focused on laser nanostructuring to reduce bacterial surface colonization.

The theoretical part is focused on laser radiation, its properties and interaction with a material. It is also focused on the effect on surface texture on its functional properties, in particular the influence of texture on antibacterial properties is described. In addition, specific surface texturing technologies are described, especially laser surface texturing. The theoretical part is concluded with an overview of specific antibacterial structures.

The experimental part is focused on experimental structuring – the design and fabrication of specific antibacterial structures. The experimental part is then concluded with the characterization of the fabricated structures in terms of surface texture parameters.

The commissioner of the thesis is HiLASE Centre.

Keywords

Laser, nanostructuring, antibacterial effect, superhydrophobicity, laser beam

Obsah

Úvod	10
Cíle práce.....	10
1. Laser	11
1.1. Konstrukce laseru.....	11
1.2. Princip vzniku laserového záření.....	12
1.3. Rozdělení laserů.....	14
1.4. Vlastnosti laserového záření	16
1.4.1. Monochromaticčnost.....	16
1.4.2. Koherence	16
1.4.3. Kolimovatelnost	16
1.5. Parametry laserového svazku	17
1.5.1. Rozložení intenzity energie	17
1.5.2. Faktor kvality svazku M^2	18
1.5.3. BPP	18
1.5.4. Fokusace.....	19
1.5.5. Polarizace	20
2. Průmyslové aplikace laserových technologií.....	21
2.1. Interakce laserového svazku s materiálem	21
2.1.1. Absorptivita.....	21
2.1.2. Ablace.....	22
2.2. Laserové technologie	25
3. Parametry textury povrchu a metody hodnocení.....	28
3.1. Parametry textury povrchu	30
Výškové parametry	30
3.2. Metody hodnocení textury povrchu	32
3.2.1. Konfokální mikroskopie.....	33

4.	Vliv povrchové textury dílu na jeho funkční vlastnosti	34
4.1.	Tribologie	34
4.1.1.	Řezné nástroje.....	34
4.1.2.	Komponenty spalovacích motorů	35
4.2.	Únavová životnost.....	36
4.3.	Smáčivost	37
4.3.1.	Modely smáčivosti	37
4.3.2.	Superhydrofobicita.....	38
4.3.3.	Superhydrofobicita jako mechanismus korozní odolnosti.....	40
5.	Antibakteriální vlastnosti	41
5.1.	Biofilm	42
5.2.	Bakteriální adheze.....	43
5.2.1.	Teorie bakteriální adheze.....	43
5.2.2.	Parametry ovlivňující bakteriální adhezi	43
5.2.3.	Bakteriocidní povrchy	47
5.3.	Shrnutí.....	47
6.	Technologie strukturování povrchu	48
6.1.	Strukturování povrchu laserem.....	49
6.1.1.	Skenovací strategie	49
6.1.2.	Procesní parametry	51
6.1.3.	Mikro/nano struktury.....	52
6.2.	Přehled konkrétních antibakteriálních struktur	54
6.2.1.	Struktury vytvořené technologií DLW (direct laser writing) různé morfologie v závislosti na polarizaci	54
6.2.2.	Struktury vytvořené technologií DLW (direct laser writing) různé morfologie v závislosti na fluenci	55
6.2.3.	Struktury vytvořené technologií DLIP (direct laser interference patterning)	56

6.2.4.	Struktury vytvořené technologií vstřikování plastu do formy strukturované technologií DLW (direct laser writing)	58
6.3.	Přehled procesních parametrů strukturování laserem	62
6.4.	Shrnutí	62
7.	Experimentální strukturování	63
7.1.	Experimentální uspořádání laserů	63
7.1.1.	Uspořádání laseru Omron	63
7.1.2.	Uspořádání laseru Perla	64
7.2.	Vytvoření podkladových mikrostruktur	65
7.2.1.	Návrh podkladových mikrostruktur	65
7.2.2.	Stanovení optimálních procesních parametrů pro materiál AISI 316L	66
7.2.3.	Výroba testovacích podkladových mikrostruktur	70
7.3.	Vytvoření krycích nanostruktur	71
7.3.1.	Návrh krycích nanostruktur	71
7.3.2.	Stanovení optimálních procesních parametrů pro materiál AISI 316L	72
7.4.	Vytvoření kombinovaných mikro + nano struktur	76
7.4.1.	Návrh kombinovaných mikro + nano struktur	76
7.4.2.	Výroba kombinovaných mikro + nano struktur	77
7.4.3.	Rozdělení kombinovaných struktur na základě procesních časů	78
7.5.	Charakterizace struktur z hlediska parametrů povrchu	79
7.5.1.	Závislost V-parametrů struktur LIPSS na skenovací rychlosti	79
	Závěr	82
	Seznam použité literatury	84
	Seznam obrázků	93
	Seznam tabulek	97

Úvod

Antibakteriálním povrchům je v posledních letech věnováno stále více pozornosti. Nalezení technologických postupů jejich průmyslové výroby může mít zásadní význam pro prevenci vzniku bakteriální infekce a další oblasti lidského zdraví. Jako možné aplikace se tedy nabízí především antibakteriální povrchy tělních náhrad, ale i dalších nástrojů či součástí. Antibakteriální povrchy se běžně vyskytují v přírodě, příkladem může být povrch křídla vážky či kůže plazů, které jsou tvořeny periodicky se opakujícími prvky mikro-nano rozměrů. (1) Právě tato topografie má za následek snížení možnosti adheze bakteriálních buněk k povrchu. Tento efekt inspiroval pokusy napodobit tyto mikro a nanorozměrové struktury za pomoci dostupných technologií. (2) (3) (4) (5) (6) Aby však byla možná průmyslová výroba takových povrchů, je třeba nalézt škálovatelnou technologii výroby. Tímto způsobem bude možné dosáhnout snížení biologického znečišťování povrchů v reálných provozních podmínkách. Technologie laserové ablace je jedním ze slibných kandidátů pro průmyslovou výrobu antibakteriálních povrchů. Umožňuje totiž vytvoření definovaných periodicky se opakujících struktur na široké škále v medicíně používaných materiálech, od korozivzdorných ocelí, přes slitiny neželezných kovů, až po keramiku či plasty. (7) (8) (9)

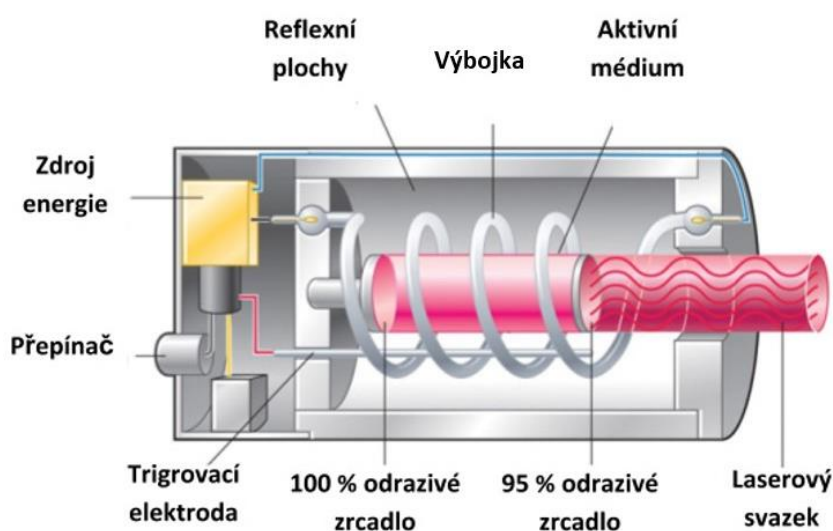
Cíle práce

- Popis laserového záření, jeho vlastností a interakce s materiálem
- Popis vlivu textury povrchu na jeho funkční vlastnosti, především pak antibakteriálnost
- Popis technologií strukturování povrchu, především pak strukturování povrch laserem
- Návrh, určení procesních parametrů a samotná výroba vlastních antibakteriálních povrchů
- Charakterizace vytvořených struktur z hlediska parametrů textury povrchu

1. Laser

Pojem laser je zkratkou anglického *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*. Doslovný překlad tohoto by zněl *Zesilování světla stimulovanou emisí záření*. To však nepopisuje přesný princip činnosti laseru a opomíjí fakt, že v laseru nedochází pouze k zesilování záření, ale také k jeho generování. Přesněji lze tedy laser charakterizovat jako *Kvantový generátor koherentního záření založený na jevu stimulované emise záření*. (10)

1.1. Konstrukce laseru



Obrázek 1 – Základní schéma konstrukce laseru (10)

Laser se skládá z několika základních komponent (viz Obr. 1), těmi jsou:

Aktivní prostředí (médium), například tvaru válce nebo kvádrů, v němž dochází k jevu stimulované emise a vzniku laserového záření. Aktivní prostředí může být pevné (krystaly či polovodiče), kapalně či plynné (čistý plyn či směs plynů).

Otevřený rezonátor, obklopující aktivní prostředí, bývá tvořen dvěma zrcadly. Jedno ze zrcadel je plně odrazné, druhé je částečně propustné, což umožňuje laserovému svazku vystoupit z rezonátoru.

Čerpání systému je dalším důležitým prvkem, který dodává aktivnímu prostředí energii potřebnou ke stimulované emisi. Čerpání může být provedeno několika způsoby, například optické čerpání pomocí laserových diod, případně elektrické čerpání za pomoci P-N přechodu.

Chlazení je nedílnou součástí laseru, odvádí totiž z aktivního prostředí přebytečné teplo. Chlazení je často uskutečněno vodou, ale může být použit i Peltierův článek či kapalně dusík nebo helium. (10)

1.2. Princip vzniku laserového záření

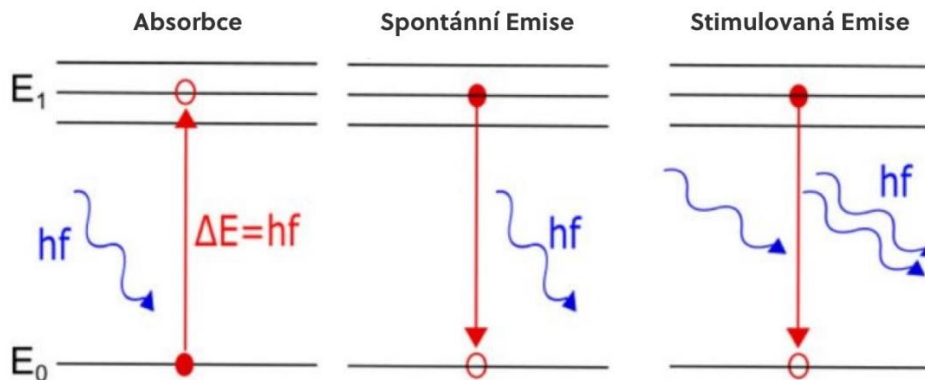
Princip vychází ze zákonů kvantové fyziky a termodynamiky. Atomy aktivního prostředí se za běžných okolností, tedy za stavu termodynamické rovnováhy, nachází na základní energetické hladině E_0 . V tomto stavu může dojít k absorpci záření, které je reprezentováno tokem fotonů o energii E .

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} \quad (1)$$

Kde h je Planckova konstanta ($h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$), f je frekvence a λ je vlnová délka. Absorpcí dochází k předání energie fotonu elektronu. Ten se díky tomu dostane na vyšší energetickou hladinu E_1 . Tento stav je označován jako excitovaný. Dle zákona zachování energie pak platí:

$$E_1 = E_0 + \Delta E = E_0 + hf \quad (2)$$

K absorpci opačný jev se nazývá emise záření. Při emisi elektron sestupuje na základní hladinu E_0 , přičemž vyzáří foton kvantum energie, které odpovídá rozdílu energetických hladin, a to podle zákona o zachování energie. Emise se dělí na dva typy, spontánní a stimulovanou. Při spontánní emisi sestupuje elektron samovolně a vyzářený foton má nahodilý směr i fázi. Při stimulované emisi je sestup elektronu způsoben dalším fotonem, který se nachází v jeho okolí. Při sestupu je také vyzářen nový foton, ovšem v tomto případě má směr i fázi shodnou s fotonem, který sestup elektronu způsobil.



Obrázek 2 – Schéma absorpce, spontánní a stimulované emise pro případ dvouhladinového systému (10)

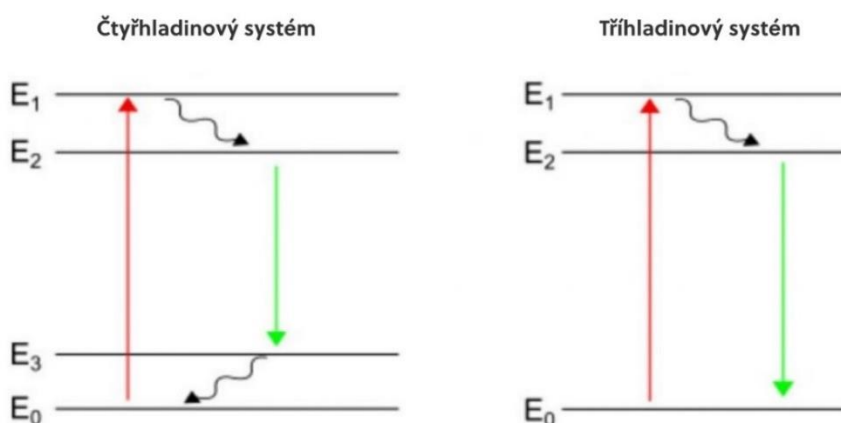
Účinnost stimulované emise je zvýšena obklopením aktivního prostředí otevřeným rezonátorem. Generované záření putuje mezi zrcadly a spouští lavinový efekt nárůstu počtu fotonů putujících v ose rezonátoru. Vzniklé fotony pak způsobují stimulovanou emisi dalších excitovaných atomů. (10)

Inverze populace

Druhou podmínkou stimulované emise, společně s existencí metastabilní energetické hladiny, je tzv. inverze populace. Ta nastává tehdy, pokud se na vyšší energetické hladině nachází více atomů, než na nižší energetické hladině. Prostředí, které tuto podmínku splňuje, se pak nazývá aktivním prostředím. V tomto prostředí pak dochází k zesílení procházejícího záření. (11)

Vícehladinové systémy

Princip vzniku laserového záření se často popisuje na dvouhladinovém systému, ve kterém absorpce a emise probíhají pouze mezi hladinami E_0 a E_1 . V reálném aktivním prostředí to však není možné, protože foton, vzniklý emisí, by se mohl v takovém případě absorbovat a laserové záření by nebylo generováno. Reálná aktivní prostředí pracují na principu, který lépe popisují čtyřhladinová a tříhladinová schémata. Dle čtyřhladinového schématu je díky absorpci excitován elektron z hladiny E_0 na E_1 . Z hladiny E_1 poté nezářivým přechodem, tedy samovolně a bez vzniku fotonu, sestoupí na metastabilní hladinu E_2 . Na této hladině pak dochází ke stimulované emisi, tedy vzniku fotonu a sestupu elektronu na hladinu E_3 . Z hladiny E_3 se pak elektron opět nezářivým přechodem dostává zpět na hladinu E_0 (viz Obr. 3). Během nezářivých přechodů sice nevzniká foton, ale energie na těchto úrovních není stejná. Tento rozdíl se projevuje vznikem tepla, které je z aktivního prostředí odváděno za pomoci chlazení. Pro tříhladinová schémata je průběh obdobný, stimulovanou emisí se ale elektrony dostávají z metastabilní hladiny E_2 přímo na základní hladinu E_0 (viz Obr. 3), což má za následek nízkou efektivitu. Dosažení stavu inverzní populace je pro tříhladinové systémy obtížnější, protože musí být na horní laserové hladině excitováno více než 50 % atomů. V případě čtyřhladinového systému stačí k dosažení inverzní populace teoreticky jediný atom. Výstup laserů, které fungují na tříhladinovém systému, není kontinuální a skládá se z jednotlivých pulsů. Lasery s kontinuálním výstupem je pak možné konstruovat na principu čtyřhladinového systému. Excitace atomů do vyšších energetických hladin je energeticky méně náročná u čtyřhladinového systému, což je jeho další výhodou. (10)



Obrázek 3 – Schémata čtyřhladinového a tříhladinového systému (10)

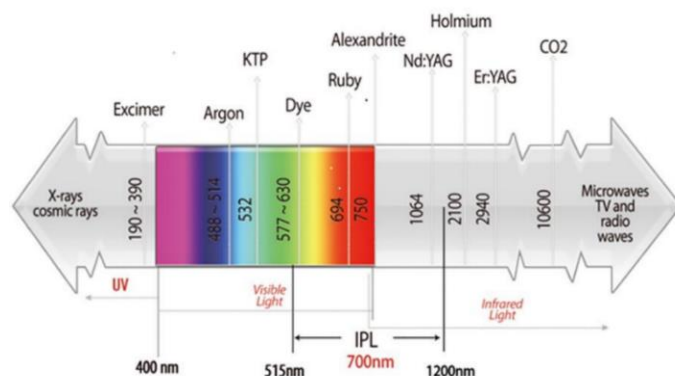
1.3. Rozdělení laserů

Dle typu aktivního prostředí

- Pevnolátkové – aktivní prostředí tvoří pevná, opticky propustná látka, např.:
 - Krystal – aktivní prostředí tvoří ionty dopovaný krystal (např. Nd:YAG, Yb:YAG), schopný generovat vysoké výstupní výkony či kvalitní svazek při nižších výkonech
 - Vláknó – aktivní prostředí tvoří ionty dopované skleněné optické vlákno, výstupní výkon až v řádu kilowattů s vysokou kvalitou svazku
 - Polovodič – aktivní prostředí tvoří polovodič (např. GaAs, AlGaAs, GaP, InGaP), zdrojem záření může být laserová dioda nebo polovodičový injektorový laser, výhodou jsou malé rozměry a vysoká účinnost (12)
- Kapalinové – aktivním prostředím nejčastěji roztoky organických barviv, výhodou je široké spektrum vlnových délek generovaných záření (12)
- Plynné – aktivní prostředí tvořeno skleněnou trubicí naplněnou plynem či směsí plynů (např. CO₂, He-Ne, He-Cd, excimery = excitované dvojmolekuly vzácných plynů či jejich sloučeniny např. s F nebo Cl) (12)
- Plazma – aktivní prostředí je tvořeno chladnoucím plazmatem (viz Obr. 4) (13)

Aktivní prostředí	Generovaná vlnová délka [nm]
Excimery (např. ArF, XeCl a další)	190-390
Barvivo	577-630
Yb:YAG = YAG krystal dopovaný ionty yterbia	1030-1070
Nd:YAG = YAG krystal dopovaný ionty neodymu	1064
Vlákno = skleněné optické vlákno dopované ionty thulia	2000
Vlákno = skleněné optické vlákno dopované ionty erbia	2940
CO ₂ = molekuly CO ₂ ve směsi pomocných plynů N a He	10600

Tabulka 1 – generované vlnové délky jednotlivých typů laserů (14)



Obrázek 4 – Vlnové délky jednotlivých laserů (14)

Dle způsobu čerpání aktivního prostředí (buzení)

- Elektrická energie (výboj, DC proud, vysokofrekvenční proudy)
- Světelná (kryptonová nebo xenonová výbojka, laserové diody, RTG záření, záření dalšího laseru)
- Chemická reakce

(14)

Dle časového režimu

- Kontinuální = fotony jsou generovány nepřetržitě a jsou okamžitě vypouštěny z rezonátoru, laserový svazek je tedy nepřetržitý
- Pulzní = pulsy s určitou opakovací frekvencí
- Kvazikontinuální (quasi-CW) = blízké kontinuálním, pauzy z teplotních důvodů

(14)

1.4. Vlastnosti laserového záření

Stimulovaná emise má za následek charakteristické vlastnosti laserového záření, které je:

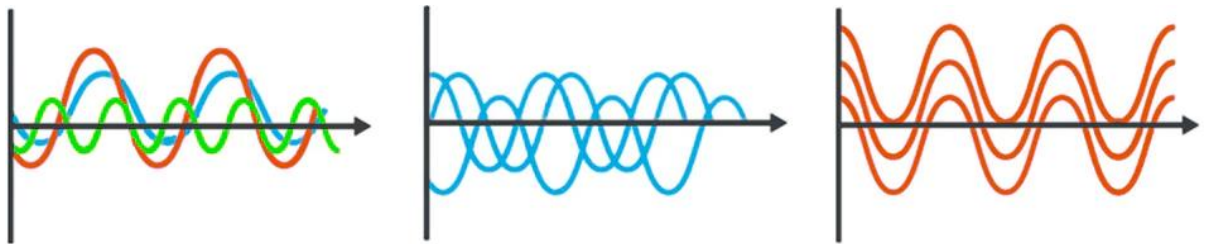
- Monochromatické
- Koherentní
- Kolimovatelné

1.4.1. Monochromaticita

Jednou z vlastností laserového svazku, které vyplývají ze samotné podstaty stimulované emise, je jeho monochromaticita. Za monochromatické lze v mezním (teoretickém) případě označit takové záření, které obsahuje pouze jednu frekvenční složku diskrétního spektra. Reálné záření pak označujeme za monochromatické tehdy, pokud se generované fotony nachází ve velmi úzkém rozsahu vlnových délek (± 5 nm), resp. frekvencí. (13) (14)

1.4.2. Koherence

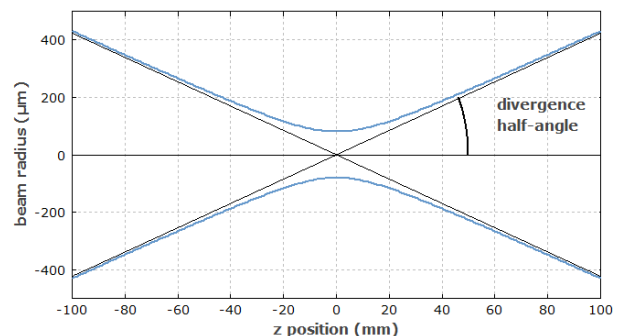
Koherence vyjadřuje míru statického uspořádání. (13) Generované fotony jsou ve fázi jak časově, tak prostorově (viz Obr. 5), proto se laserové záření označuje za koherentní. Koherence je důležitou vlastností pro výkonové aplikace, ale také pro aplikace využívající jevu laserové interference. (15)



Obrázek 5 – nekoherentní polychromatické záření (vlevo); nekoherentní monochromatické záření (uprostřed); koherentní monochromatické záření (vpravo) (16)

1.4.3. Kolimovatelnost

Další vlastností, která je pro laserové záření charakteristická, je kolimovatelnost. Ta je vyjádřena nízkou divergencí, neboli rozbíhavostí svazku. Divergence se označuje úhlem Θ (viz Obr. 6). Nd:YAG laser s ideální kvalitou svazku a poloměrem 1 mm v ohnisku má poloviční úhel divergence 0,34 mrad (0,019°)



Obrázek 6 – Schématické znázornění divergence (17)

(14) (17)

1.5. Parametry laserového svazku

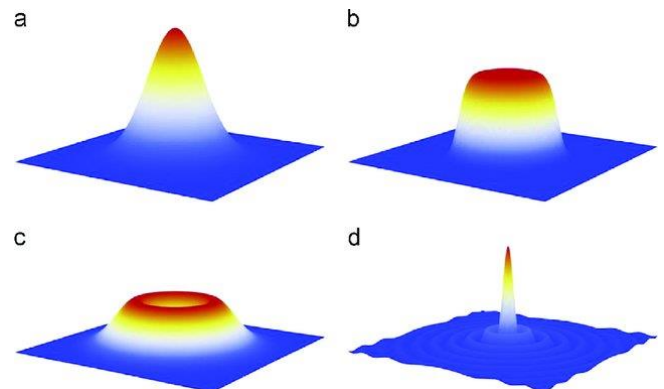
K popisu a hodnocení kvality laserového svazku slouží následující parametry:

1.5.1. Rozložení intenzity energie

V praxi se často setkáme s laserovým svazkem, který má normální rozložení intenzity blíží se Gaussovskému průběhu (viz Obr. 7a). Intenzita energie v průřezu gaussovského svazku klesá s rostoucí radiální vzdáleností, tento vztah popisuje následující rovnice:

$$I_r = I_0 \cdot e^{\frac{-2r^2}{w_0^2}} \quad (3)$$

Kde I_r je intenzita záření v závislosti na vzdálenosti r od osy svazku, I_0 je maximální intenzita v ose svazku a w_0 je poloměr svazku v ohnisku.



Obrázek 7 – Typy rozložení intenzity energie dle Gausse (a); tzv. top-hat (b); tzv. donut (c); Besselovo rozložení (18)

Pro specifické aplikace se pak používají svazky s alternativním rozložením intenzity energie, ty mohou vzniknout například modifikací gaussovského svazku (viz Obr. 7b-d). (18)

V praxi jsou pak velmi často využívány vícemódové laserové zdroje. Ty umožňují generovat svazky s několika typy rozložení intenzity energie současně. To v praxi umožňuje využívat větší výkon např. pro obrábění materiálu. U vícemódových svazků se však může projevovat prostorová distorze, snížená koherence a obecně i prostorová přesnost svazku ve srovnání s jednomódovými svazky. (19)

Top-hat svazek (viz Obr. 7b) je typicky využíván v aplikacích, které vyžadují konstantní intenzitu energie na určité ploše. Takovými aplikacemi je například zpracování polovodičových waferů či vrtání otvorů v deskách s plošnými spoji. (20)

Svazek tzv. tvaru **donut** (viz Obr. 7c) má podobné rozložení intenzity energie jako svazek top-hat. Toho se využívá např. v aplikacích svařování, kde je vyžadována rovnoměrná teplota a minimální velikost tepelně ovlivněné oblasti. (21)

Besselovo rozložení svazku (viz Obr. 7d) je díky větší hloubce ostrosti využíváno ve fluorescenční mikroskopii či pro laserové mikro/nano obrábění. Větší hloubka ostrosti svazku s tímto rozložením může totiž kompenzovat nepřesnosti v pozicování obrobku. V průmyslu jsou pak svazky s tímto rozložením využívány např. ke strukturování skla, křemíku či transparentních dielektrik. (22)

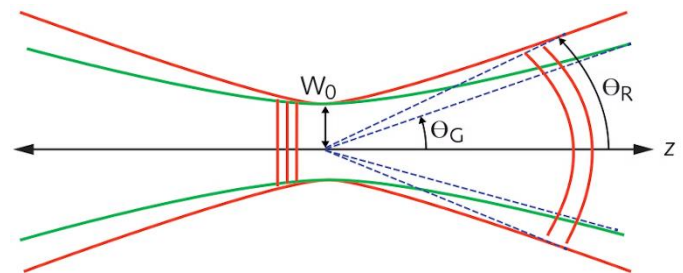
1.5.2. Faktor kvality svazku M^2

Reálný tvar Gaussovského svazku je v praxi odlišný od ideálního. Míru této odchylky, tedy kvalitu laserového svazku, popisuje faktor kvality svazku M^2 . Výpočet parametru M^2 je následující:

$$M^2 = \frac{\pi w_0 \theta}{\lambda} \quad (4)$$

Kde w_0 je poloměr svazku v ohnisku, θ divergence a λ vlnová délka.

Ideální Gaussovský svazek má hodnotu M^2 rovnu 1. Hodnoty nižší než 1 nemohou být dosaženy z důvodu omezení difrakčním limitem. Čím vyšší je faktor M^2 , tím horší je kvalita svazku. (19)



Obrázek 8 – porovnání ideálního (zelený) a reálného (červený) Gaussovského svazku (23)

1.5.3. BPP

BPP (beam-parameter product) je dalším parametrem, který lze použít pro charakterizaci kvality svazku. K jeho výpočtu lze použít následující vzorce:

$$BPP = \pi w_0 \theta = \frac{M^2 \lambda}{\pi} \quad (5)$$

Kde w_0 je poloměr svazku v ohnisku, θ divergence, M^2 faktor kvality svazku a λ vlnová délka.

Parametr BPP roste úměrně s M^2 faktorem, proto platí, že čím vyšší je hodnota parametru BPP, tím horší je kvalita svazku. Minimální možná hodnota BPP pro laserový svazek o vlnové délce 1064 nm je 0,339 mm·mrad. (23)

1.5.4. Fokusace

Průměr zaostřeného svazku D (laser spot) do jisté míry udává velikost dosažitelného detailu obrábění při daných parametrech. Vztah výpočtu $D = 2w_0$ je následující:

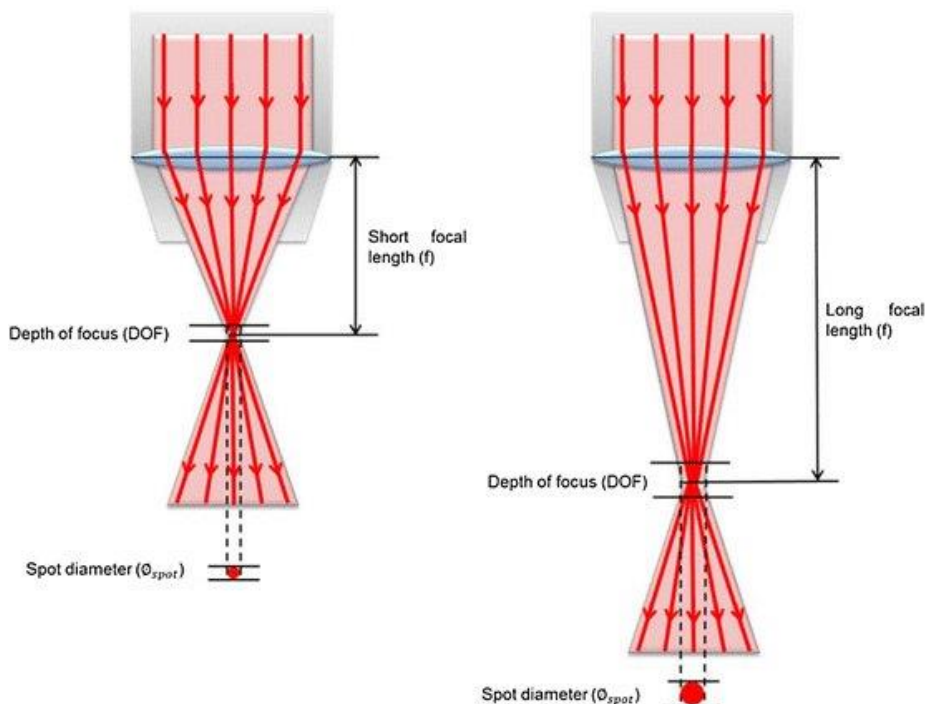
$$D = \frac{4 \cdot \lambda \cdot f \cdot M^2}{\pi \cdot D_0} \quad (6)$$

Kde w_0 je poloměr svazku v ohnisku, λ vlnová délka, f ohnisková vzdálenost, M^2 faktor kvality svazku, a D_0 průměr laserového svazku pro intenzitu $1/e^2$ před vstupem do fokusační optiky.

Ze vztahu vyplývá, že pro dosažení menšího průměru D lze buď použít záření menší vlnové délky, případně využít optiku s menší ohniskovou vzdáleností. Dále je třeba počítat s tím, že čím větší zaostření dosáhneme, tím menší bude Rayleighův rozsah, tedy **hloubka ostrosti Z** , někdy také označována jako DOF (depth of focus) (viz Obr. 9). Vztah výpočtu Z je pak následující:

$$Z = \frac{\pi \cdot D^2}{4 \cdot \lambda \cdot M^2} \quad (7)$$

Kde D je průměr zaostřeného svazku, λ vlnová délka a M^2 faktor kvality svazku.



Obrázek 9 – Změna hloubky ostrosti Z (DOF) v závislosti na ohniskové vzdálenosti f (24)

1.5.5. Polarizace

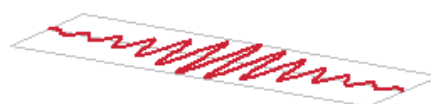
Důležitou vlastností laserového svazku je jeho polarizace. Ta určuje směr, ve kterém kmitá vektor elektrického pole, vždy kolmý ke směru šíření paprsku. Polarizace hraje důležitou roli při dopadu svazku na povrch materiálu, protože z velké části určuje poměr mezi odraženým a absorbovaným zářením. (25)

Laserový svazek může být polarizovaný již na výstupu z laseru, není to však pravidlem. Obvykle se v tomto případě jedná o lineární polarizaci. (26)

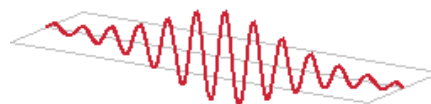
Lineární polarizace je stav, při kterém vektor elektrického pole kmitá stále v jedné přímce, a záření je tedy polarizované podél určité roviny (viz Obr. 10). (26)

Kruhová (eliptická) polarizace je stav superpozice oscilací elektrického pole ve vertikálním a horizontálním směru. To vede k otáčení vektoru elektrického pole kolem optické osy. Pokud je oscilace silnější v horizontálním či vertikálním směru, hovoříme o eliptické polarizaci. Při pohledu ve směru optické osy pak vektor elektrického pole neopisuje kružnici, ale elipsu (viz Obr. 10).

Stav polarizace může být upraven pomocí vlnových destiček. Pomocí tzv. půl-vlnné ($\lambda/2$) destičky lze libovolně otočit rovinu polarizace kolem optické osy. Pomocí tzv. čtvrt-vlnné ($\lambda/4$) destičky, jejíž osa je otočena o 45° ke směru polarizace, lze převést lineární stav polarizace na kruhová a naopak. Kombinací jedné $\lambda/2$ a dvou $\lambda/4$ destiček lze provádět libovolné polarizační konverze. Tyto konverze jsou realizovány vhodným vzájemným natočením těchto tří vlnových destiček. Na tomto principu funguje konkrétní optické zařízení – regulátor polarizace (viz Obr. 11). (26)



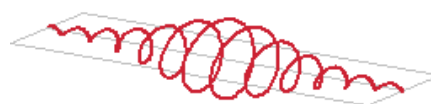
horizontal linear polarization



vertical linear polarization



left circular polarization



right circular polarization

Obrázek 10 – Schématické znázornění různých typů lineární a kruhové polarizace (26)



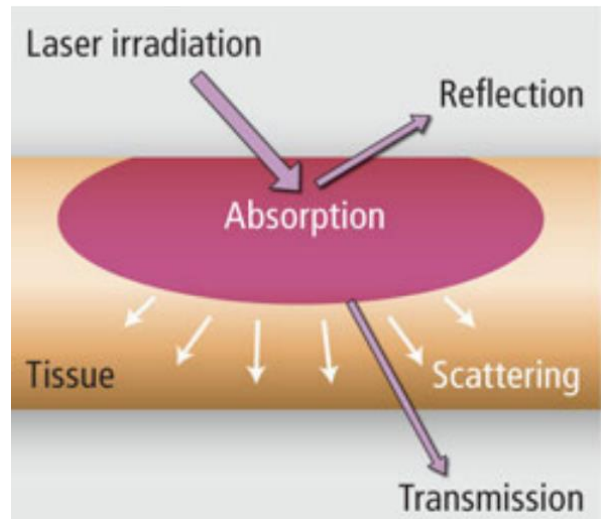
Obrázek 11 – Regulátor polarizace pro svazek vedený vlákem (27)

2. Průmyslové aplikace laserových technologií

2.1. Interakce laserového svazku s materiálem

Při dopadu laserového svazku na povrch materiálu dochází ke kombinaci několika jevů, těmi jsou:

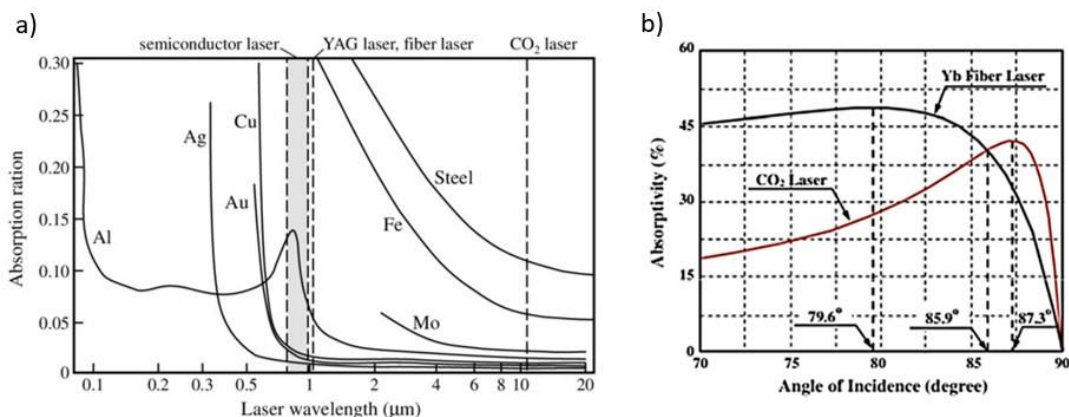
- Reflexe = odraz svazku, výsledkem je změna směru šíření záření, vlnová délka i energie fotonu zůstává neměnná
- Absorpce = energie záření je pohlcena materiálem, dále se mění např. na teplo
- Transmise = průchod svazku
- Rozptyl = změna směru šíření záření, může vést ke změně energie, výsledkem pak může být absorpce, difúzní reflexe či difúzní transmise (28) (viz Obr. 12)



Obrázek 12 – Typy interakce laserového záření s povrchem (28)

2.1.1. Absorptivita

Vzájemný poměr výše zmíněných jevů určuje absorptivita, neboli pohltivost. Ta je ovlivněna jednak typem materiálu, jeho chemickým složením, drsností povrchu, ale také vlnovou délkou záření a úhlem, pod kterým na povrch dopadá. (29) Čím vyšší je hodnota absorptivity, tím větší část záření je materiálem absorbována. Právě na absorpci záření je založena celá řada technologií využívajících laser, jako je řezání, vrtání, značení, svařování nebo mikroobrábění. Zdroj laserového záření je pak zvolen s ohledem na obráběný materiál. Každý materiál má vlastní absorpční charakteristiku, což znamená, že se jeho absorptivita mění v závislosti na vlnové délce dopadajícího záření. (viz. Obr. 13a) Obvykle je snaha zvolit pro daný materiál takový zdroj záření, aby byla absorptivita co nejvyšší. (30)

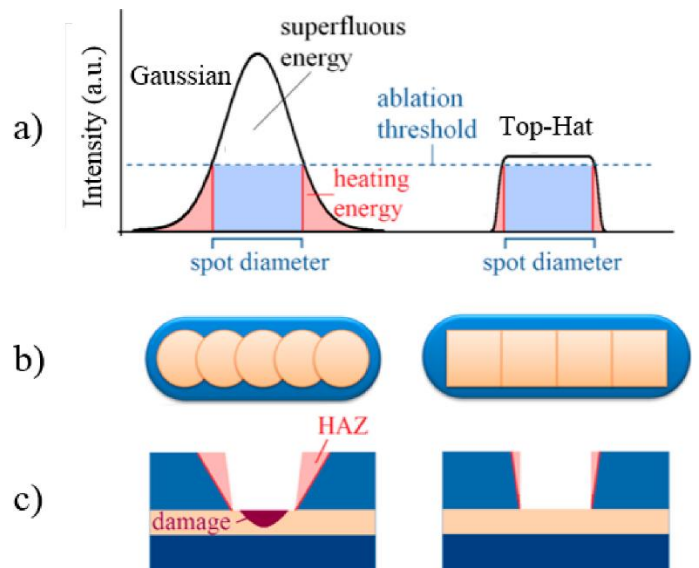


Obrázek 13 – a) Změna absorptivity a reflektivity v závislosti na vlnové délce záření pro různé materiály (30); b) Změna absorptivity v závislosti na úhlu dopadu záření vybraných vlnových délek (29)

2.1.2. Ablace

Laserová ablace je mechanismus odebrání materiálu, ke kterému dochází v důsledku absorpce laserového záření. Zda a v jakém množství je materiál odebírán určuje mimo jiné **intenzita laserového záření**. Ta je u Gaussovského svazku rozložena dle normálního rozdělení (viz Obr. 14).

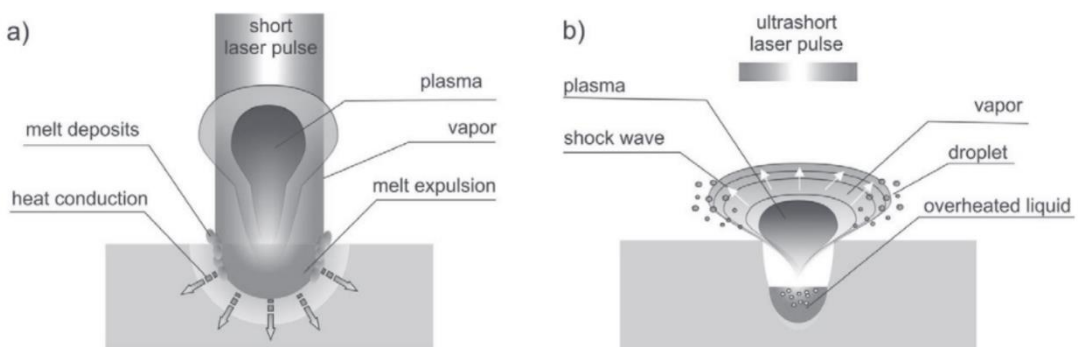
Pro aplikace, které využívají ablaci k odebrání tenkých vrstev materiálu, může být vhodnější použití laserového svazku s alternativním rozložením intenzity typu **top-hat**. Díky oblasti s homogenní intenzitou energie (viz Obr. 14) lze pro tuto oblast nastavit optimální hodnotu intenzity v blízkosti ablačního prahu a vnášet do materiálu rovnoměrně toto množství energie. Další výhodou svazku typu top-hat je menší tepelně ovlivněná oblast (HAZ) a menší riziko poškození materiálu nadměrným teplem (viz Obr. 14c). (31)



Obrázek 14 – Porovnání Gaussovského svazku (vlevo) a svazku typu top-hat se čtvercovým průřezem (vpravo). (a) průřezové profily; (b) stopy po svazcích; (c) profil obrobeneho materiálu (31)

Ablační práh udává nejnižší množství energie, potřebné pro začátek ablace a s tím spojeného odebrání materiálu.

Délka pulsu je důležitým parametrem, podle kterého se ablace dělí na termální a atermální (viz Obr. 15). (32)

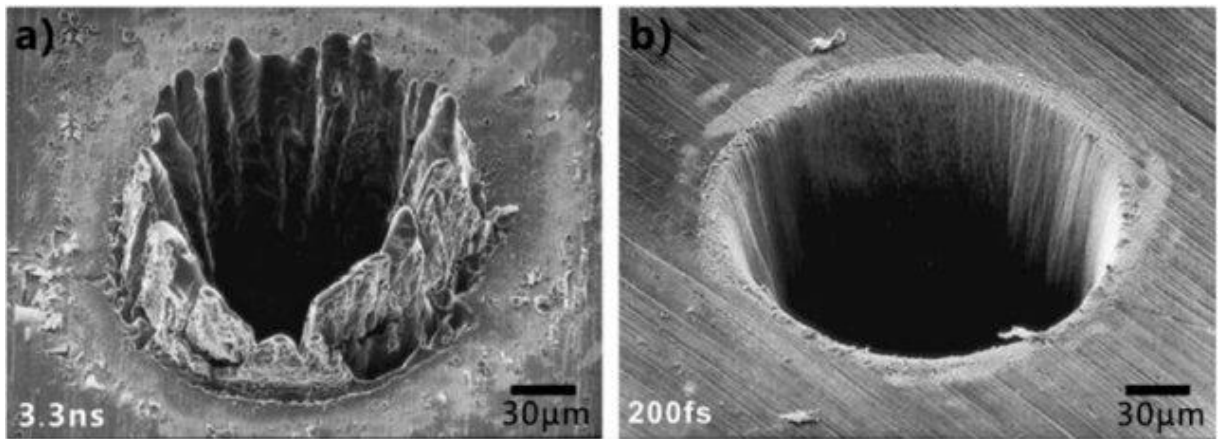


Obrázek 15 – Interakce v závislosti na délce pulsu u (a) termální a (b) atermální ablaci (32)

Termální ablace se uplatňuje v případně kontinuálního záření a krátkých délek pulsu (μs , ns). Při těchto délkách je značná část energie pulsu transformována na teplo, což má za následek vznik tepelně ovlivněné oblasti (HAZ). Ačkoli není termální ablace vhodná pro mikroobrábění, nachází široké uplatnění v jiných oblastech, např. laserovém svařování či tepelném zpracování. (32)

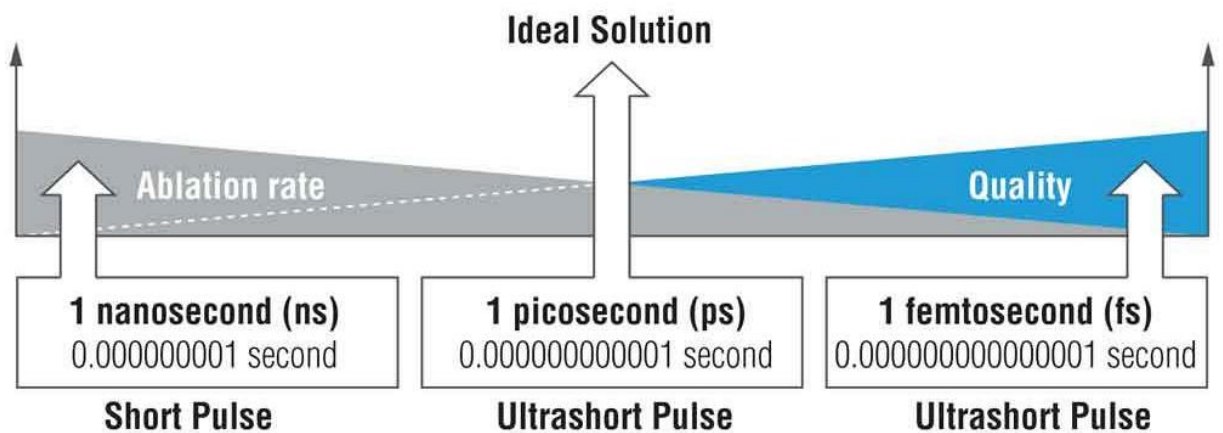
Atermální ablace se uplatňuje v případě ultrakrátkých délek pulsů (ps , fs). Snížení délky pulsu při zachování energie v pulsu vede ke snížení množství energie, která se transformuje na teplo. To má za následek redukcí velikosti HAZ a zvýšení dosažitelného detailu struktury. (viz Obr. 16) Toho je využíváno např. v aplikacích mikroobrábění. (32)

V případě termální ablace je ohřev materiálu dostatečně pomalý na to, aby se teplo stihlo materiálem odvést. Naopak u atermální ablace je ohřev tak rychlý, že se teplo z místa ohřevu nestíhá odvést, ale ohříváný materiál je ionizován a odpařen. (32) (33)



Obrázek 16 – SEM snímky děr vzniklých (a) termální a (b) atermální ablací (33)

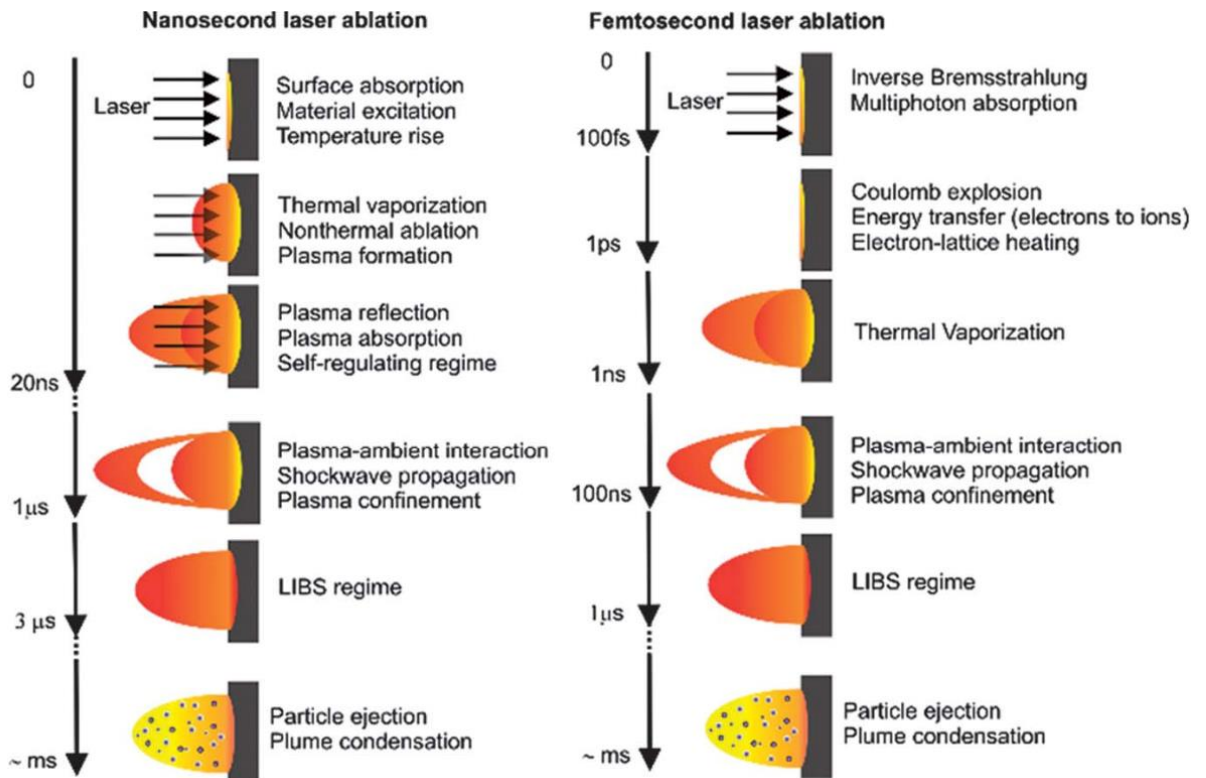
Na Obr. 16 je patrné, že čím kratší je délka pulsu, tím preciznější je daný proces mikroobrábění. Je však třeba brát v potaz také procesní čas, který se s kratší délkou pulsu rapidně zvyšuje. S ohledem na kvalitu a rychlost mikroobrábění je možné zvolit optimální délku pulsu v řádu pikosekund. (viz Obr. 17) (34)



Obrázek 17 – Vhodnost svazků pro průmyslové použití dle délky pulsu (34)

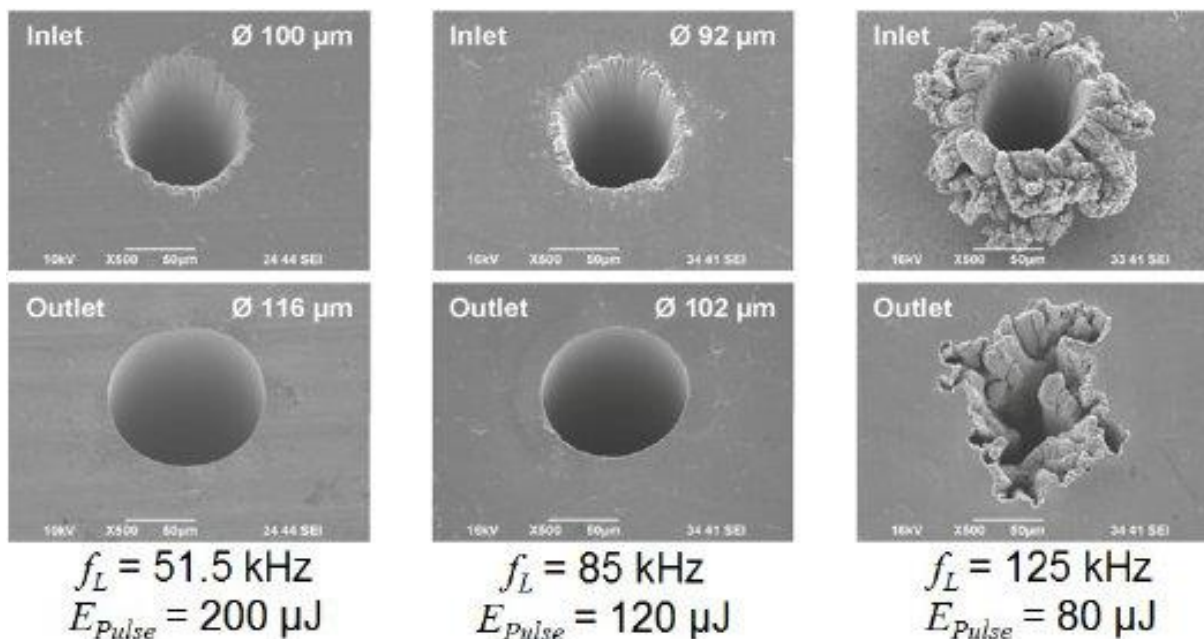
Interakce pulsu s plazmatickým oblakem

Dalším jevem, který je třeba v závislosti na délce pulsu sledovat, je interakce jednotlivých pulsů se vznikajícím plazmatickým oblakem. S každým laserovým pulsem vzniká oblak plazmatu, který může v případě ns pulsů vznikat během pulsu a bránit mu v proniknutí na povrch materiálu. Tím se snižuje efektivita ablace a tedy i rychlost, kterou je odebírán materiál. V případě fs pulsů vzniká oblak plazmatu až po skončení pulsu a nedochází tedy k jeho interakci s laserovým pulsem. (35) Rozdílné interakce ns a fs pulsů popisuje Obr. 18. (36)



Obrázek 18 – Časové porovnání a popis interakcí ns a fs pulsů s materiálem (36)

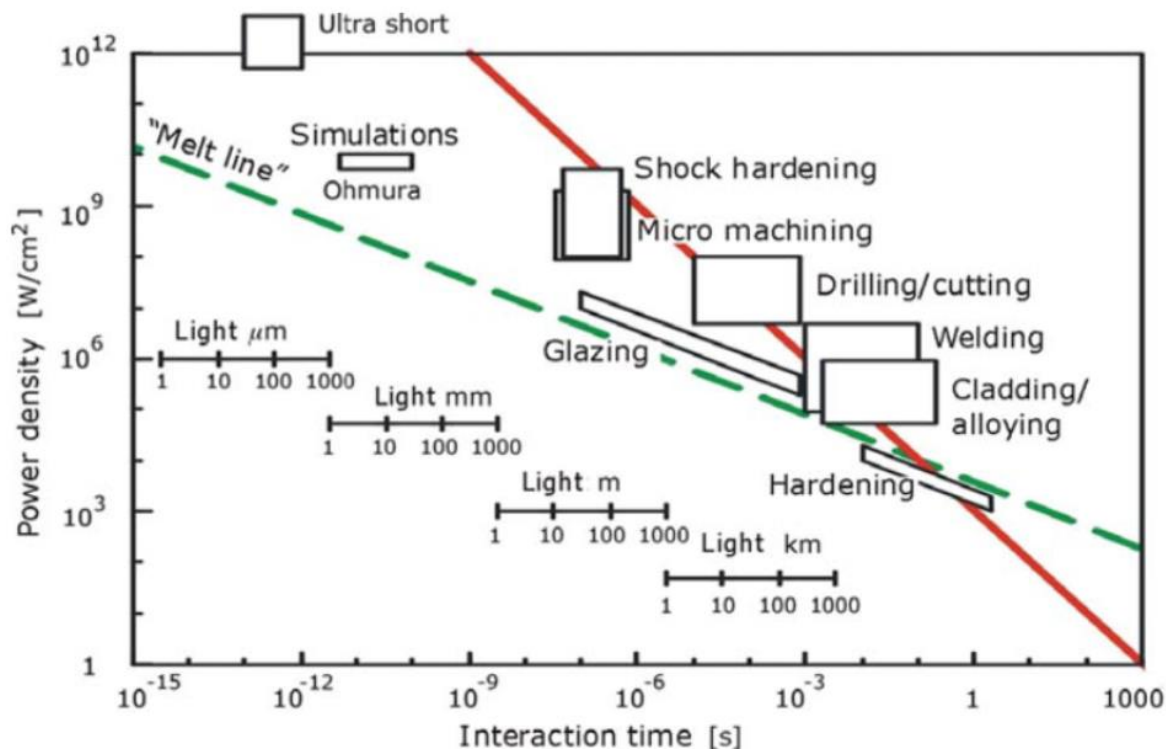
Opakovací frekvence, tedy počet emitovaných pulsů za sekundu, je dalším procesním parametrem, který ovlivňuje kvalitu vytvářených mikrostruktur (viz Obr. 19). Pokud je opakovací frekvence příliš vysoká, nemá materiál mezi jednotlivými pulsy dostatek času na ochlazení. Dochází k jeho ohřívání, které může vést ke vzniku taveniny a jejímu rozstříku a přechodu z atermální ablace na termální. (37)



Obrázek 19 – SEM snímky děr vrtaných při proměnných hodnotách opakovací frekvence s konstantní hodnotou průměrného výkonu 10,3 W (37)

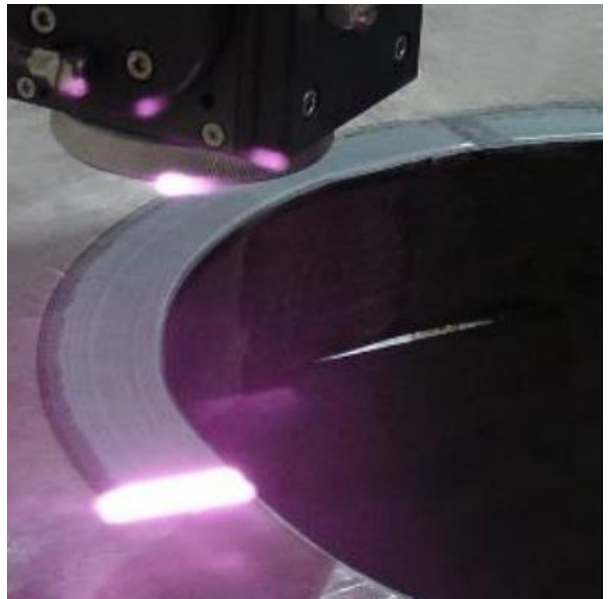
2.2. Laserové technologie

Interakce laserového svazku s materiálem je základem mnoha průmyslových technologií. Tyto technologie lze rozdělit podle hustoty energie a doby interakce (viz Obr. 20).



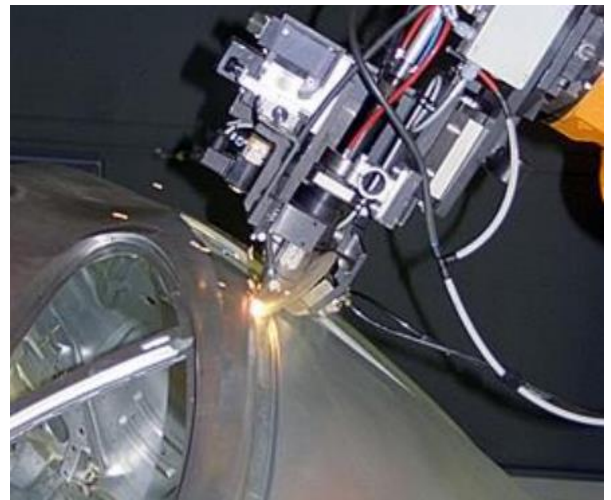
Obrázek 20 – Přehled laserových technologií rozdělených podle hustoty energie a doby interakce

Povrchové kalení laserem je technologie tepelného zpracování využívající laserové záření jako zdroj tepla pro ohřev materiálu. Materiál je na povrchu rychle ohřát nad teplotu austenitizace s následným odvodem tepla samotným materiálem bez nutnosti použití chladicího média. Laserem lze povrchově kalit do hloubky až 2 mm. Mezi běžně zpracovávané materiály patří uhlíkové oceli legované Cr, Mo, Mn a V. Obvykle se tato technologie používá na kalení povrchů čepů, ozubených kol, hřídelí, lopatek parních a plynových turbín, zápustek a střížných hran nástrojů. (38)



Obrázek 21 – Povrchové kalení střížné hrany nástroje laserem (14)

Svařování laserovým svazkem je hojně využívanou metodou spojování materiálu v automobilovém průmyslu. Podobně jako u povrchového kalení laserem zde laserový svazek slouží jako zdroj tepla pro ohřev materiálu. Plechy menších tloušťek lze bodově svařovat pulsním laserem. Plechy větších tloušťek lze pak svařovat spojitě kontinuálním laserem, kdy vzniká hluboký a úzký svarový spoj s poměrem hloubka/šířka až 1:20. (14)



Obrázek 22 – Svařování střechy karoserie laserem (14)

Řezání laserem je souhrnným označením technologií dělení materiálu za použití laserového svazku.

Řezání laserem lze rozdělit na:

- Oxidační
- Fúzní (tavné)
- Sublimační

Oxidační řezání – laserový svazek ohřívá materiál a vytváří spáru vyplněnou roztaveným kovem. Rztavený kov je pak ze spáry vyfukován asistenčním plynem, v tomto případě kyslíkem. Rztavený kov částečně v proudu kyslíku shoří a vzniká doprovodná exotermická reakce. Tímto způsobem je možné řezat plechy o tloušťce až 40 mm. Oxidační řezání je výhodné pro nízkouhlíkaté oceli a titanové slitiny. (14)

Fúzní (tavné) řezání – princip je obdobný jako u oxidačního řezání, rozdílem je použitý asistenční plyn. V případě fúzního řezání je roztavený kov vyfukován inertním plynem (Ar, N). Toto řešení vede ke vzniku čistší řezné hrany oproti oxidačnímu řezání. Nevýhodou této technologie může být nižší řezná rychlost a vyšší spotřeba asistenčního plynu. Fúzní řezání je vhodné pro dělení korozivzdorných ocelí a barevných kovů. (14)

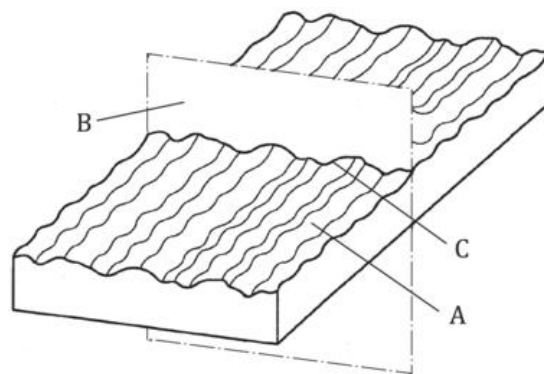
Sublimační řezání – tato technologie využívá obvykle pulsní lasery o výkonu dostatečném k odpaření materiálu ze spáry řezu za pomoci atermální ablace. Sublimační řezání je vhodné pro řezání tenkých fólií a nekovových materiálů (dřevo, plasty, keramika, sklo, papír, kůže). Pro tyto materiály se obvykle používá CO₂ laser. (14)

Mikroobrábění laserovým svazkem je jednou z nekonvenčních technologií obrábění, využívající vysoce fokusovaný laserový svazek k odebrání materiálu (ablaci) a vytvoření prvků nebo struktur o rozměrech v řádu mikrometrů. Laserové mikroobrábění je často využívanou technologií pro funkcionalizaci povrchů, tedy vytvoření povrchu specifických vlastností. Těmi může být superhydrofobicita, odolnost vůči námraze či antibakteriálnost.

3. Parametry textury povrchu a metody hodnocení

Jednou z důležitých oblastí geometrických specifikací produktu je charakterizace a hodnocení povrchů. To lze provést z hlediska profilu nebo plochy. Na charakterizaci a hodnocení povrchů z hlediska profilu se zaměřuje norma ČSN EN ISO 21920:2023, z hlediska plochy pak ČSN EN ISO 25178:2023.

Z hlediska **profilu** povrch charakterizuje 2D profil primárního povrchu, naměřený v rovině kolmé na daný povrch (viz Obr. 23). Z profilu primárního povrchu je pak odvozen primární profil (P-profil), profil vlnitosti (W-profil) a profil drsnosti (R-profil). Z těchto profilů jsou dále vyhodnocovány příslušné parametry.

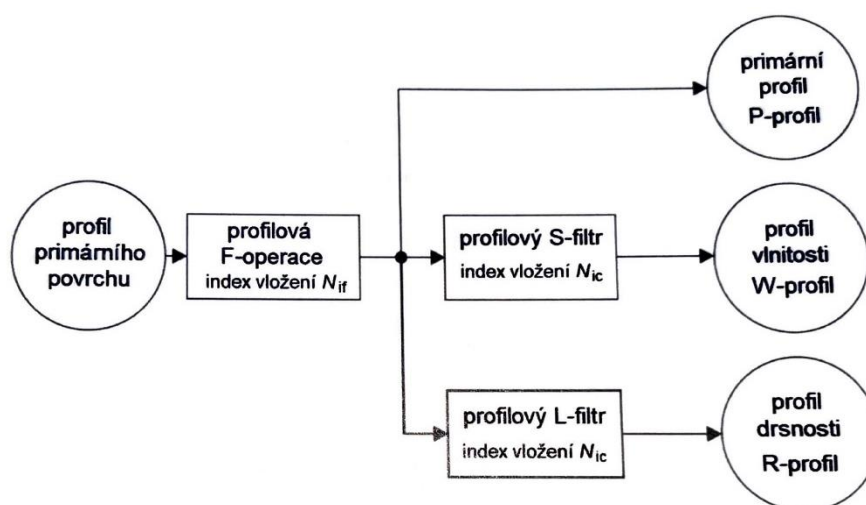


Obrázek 23 – Schéma charakteristiky povrchu z hlediska struktury (A – model povrchu; B – rovina průřezu; C – profil povrchu) (39)

Primární profil (P-profil) – měřítkem vymezený profil v jakémkoliv poloze umístění x a odvozený z profilu primárního povrchu odstraněním tvaru pomocí profilové F-operace s indexem vložení N_{if} (viz. Obr. 24)

Profil vlnitosti (W-profil) – měřítkem vymezený profil v jakémkoliv poloze umístění x a odvozený z primárního profilu odstraněním laterálních složek malého měřítka pomocí určitého typu profilového S-filtru s indexem vložení N_{ic} (viz. Obr. 24)

Profil drsnosti (R-profil) – měřítkem vymezený profil v jakémkoliv poloze umístění x a odvozený z primárního profilu odstraněním laterálních složek velkého měřítka pomocí určitého typu profilového L-filtru s indexem vložení N_{ic} (viz. Obr. 24)

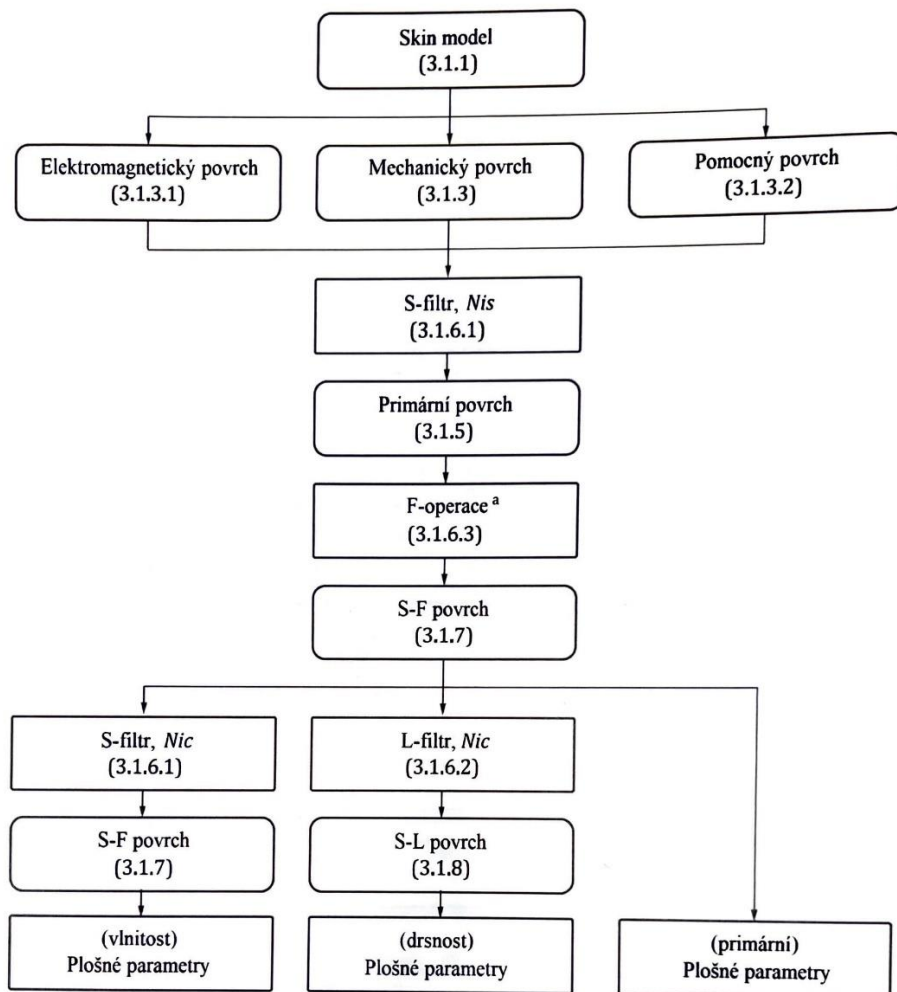


Obrázek 24 – Měřicí postup pro určení P-profilu, W-profilu a R-profilu (39)

Charakterizace povrchů pomocí parametrů profilu je ve strojírenské praxi rozšířená a pro většinu aplikací také dostatečná, příkladem mohou být povrchy vzniklé konvenčním obráběním. Stále však roste množství aplikací, uplatňující povrchy specifických vlastností, obvykle vyráběných nekonvenčními metodami. Tyto aplikace vyžadují komplexnější hodnocení povrchu, a to jak pro jejich charakterizaci, tak pro možnou kontrolu kvality výroby. Těmito aplikacemi je např. optika, elektronika či přesná mechanika. Pro tyto případy může být vhodnější charakterizace pomocí plošných parametrů. Toto hodnocení se hodí pro vstříkované plastové díly či 3D tištěné díly z různých materiálů.

Z hlediska **plochy** je oproti profilu povrch charakterizován plošnými parametry. Ty jsou vyhodnocovány z primárního povrchu za pomoci série filtrací a operací (viz. Obr. 25)

Primární povrch – část povrchu získaná tak, že se daná část povrchu reprezentuje jako specifikovaný primární matematický model se stanoveným *indexem vložení*



Obrázek 25 – Analytický postup specifikace (40)

3.1. Parametry textury povrchu

Některé parametry textury povrchu jsou definovány analogicky k parametrům profilu, jsou to např. parametry Sa, Sq, Sz nebo Smr. Plošné parametry povrchu řadí norma ČSN EN ISO 25178:2021 do následujících skupin:

Výškové parametry

Tyto parametry zahrnují statistické rozdělení hodnot výšky povrchu ve směru osy z:

Parametr	Popis
Sq	Efektivní výška (<i>root mean square height</i>)
Ssk	Šikmost (<i>skewness</i>)
Sku	Špičatost (<i>kurtosis</i>)
Sp	Maximální výška výstupku (<i>maximum peak height</i>)
Sv	Maximální hloubka prohlubně (<i>maximum pit height</i>)
Sz	Maximální výška (<i>maximum height</i>)
Sa	Střední aritmetická výška (<i>arithmetical mean height</i>)

Tabulka 2 – Výškové parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40)

Prostorové parametry

Tyto parametry zahrnují prostorovou periodicitu dat, konkrétně její směr:

Parametr	Popis
Sal	Autokorelační délka (<i>autocorrelation length</i>)
Str	Poměr stran textury (<i>texture aspect ratio</i>)
Std	Směr textury (<i>texture direction</i>)
Ssw	Dominantní prostorová vlnová délka (<i>dominant spatial wavelength</i>)

Tabulka 3 – Prostorové parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40)

Hybridní parametry

Tyto parametry se vztahují k prostorovému uspořádání dat

Parametr	Popis
Sdq	Efektivní sklon (<i>root mean square gradient</i>)
Sdr	Celkový mezistykový plošný poměr (<i>developed interfacial area ratio</i>)

Tabulka 4 – Hybridní parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40)

Funkce materiálového poměru a související parametry

Tyto parametry se vypočítávají z křivky materiálového poměru (Abbott-Firestone)

Parametr	Popis
Smr(c)	Plošný materiálový poměr
Smc(ρ)	Inverzní plošný materiálový poměr
Sdc	Výškový rozdíl při materiálovém poměru

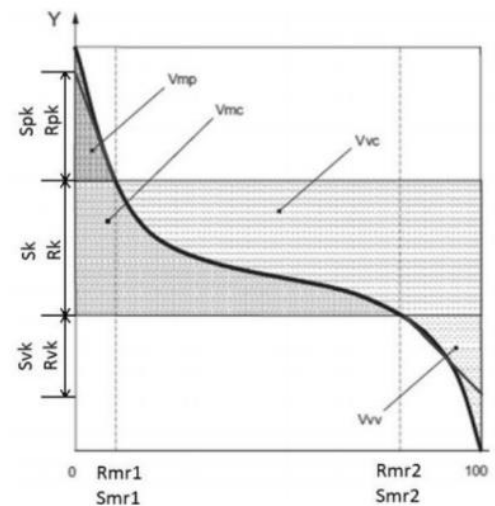
Tabulka 5 – Funkce materiálového poměru a související parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40)

V-parametry

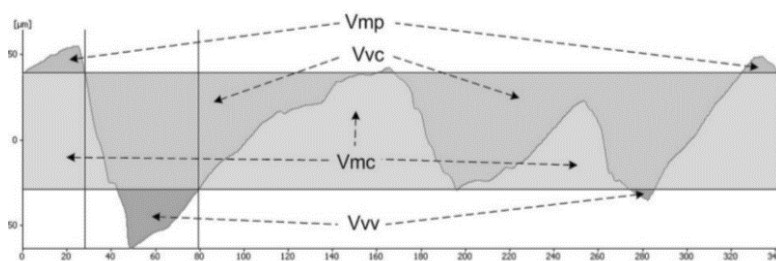
V-parametry vyjadřují funkční aspekty povrchu, především z hlediska opotřebení a mazání. Tyto parametry poskytují informace o schopnosti povrchu udržet mazací médium a umožňují predikovat životnost funkčního povrchu z hlediska opotřebení. (41)

Parametr	Popis
Vv	Prázdný objem
Vvv	Prázdný objem údolí
Vvc	Prázdný objem jádra
Vm(ρ)	Materiálový objem
Vmp	Materiálový objem výstupku
Vmc	Materiálový objem jádra

Tabulka 6 – V-parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40)



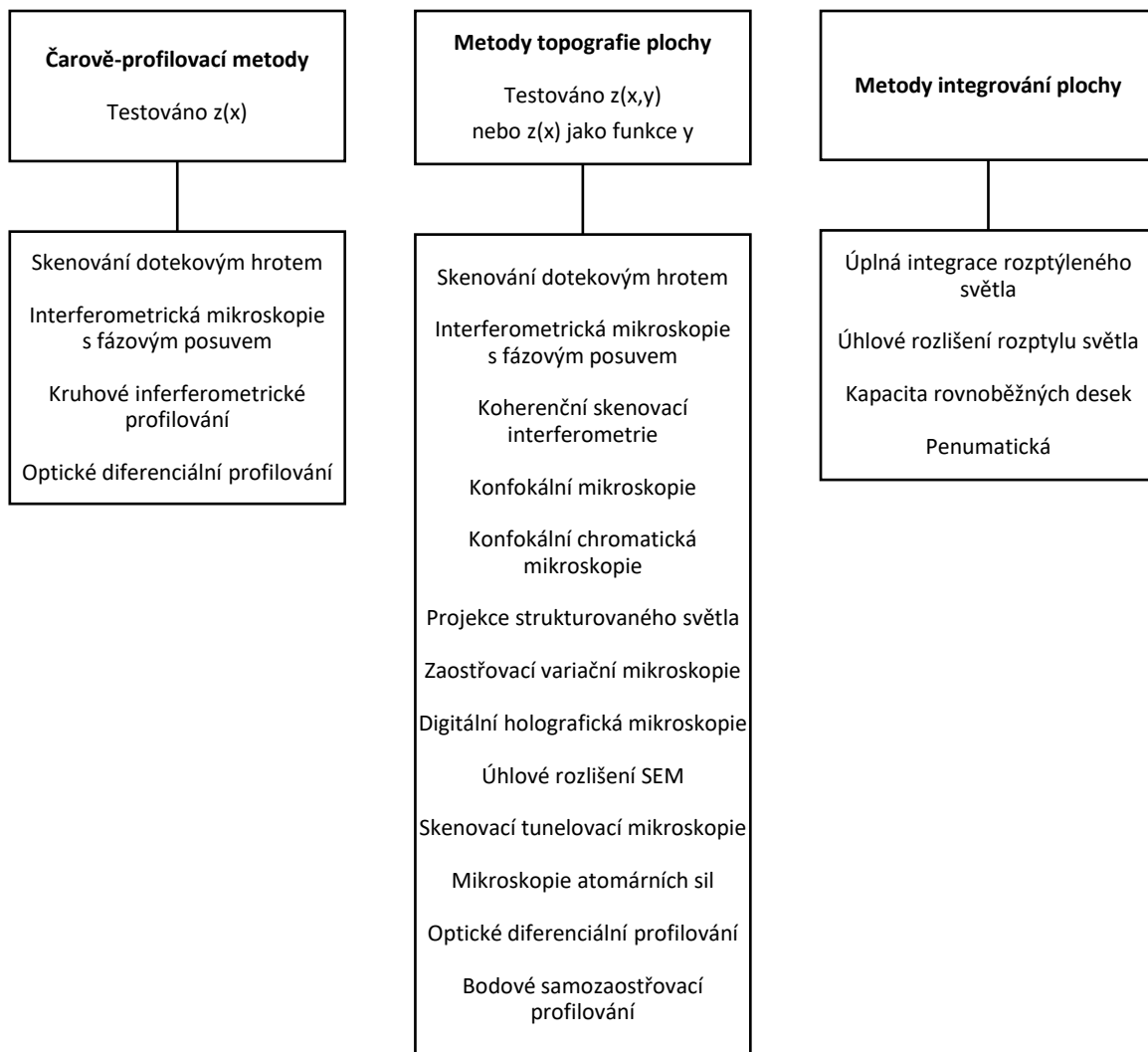
Obrázek 26 – Křivka nosného podílu pro vybrané V-parametry (42)



Obrázek 27 – Zobrazení vybraných V-parametrů na konkrétním povrchu (43)

3.2. Metody hodnocení textury povrchu

Snímání povrchu může být provedeno mimo obvyklých kontaktních metod, jako je měření kontaktním profilometrem, i metodami bezkontaktními. Mezi bezkontaktní metody patří např. skenovací konfokální mikroskopie, chromatický senzor bílého světla či koherenční skenovací interferometrie.



Obrázek 28 – Rozdělení metod hodnocení textury povrchu (40)

3.2.1. Konfokální mikroskopie

Konfokální mikroskop je druhem optického mikroskopu. Dosahuje zvýšené rozlišovací schopnosti díky detekci světla pouze v ohniskové rovině mikroskopu. (44) Výhodou konfokální mikroskopie je především potlačení signálu z rovin nad a pod rovinou zaostření a možnost pořizovat sérii optických řezů daného povrchu. Z této série řezů je poté možné sestavit jeho 3D projekci. (45)

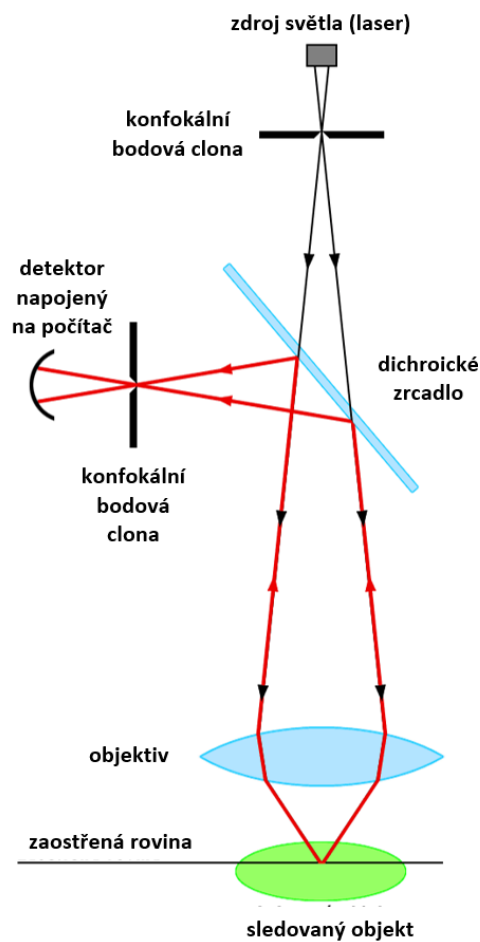
Laserový rastrovací konfokální mikroskop (LSCM)

Laserový rastrovací (řádkovací) konfokální mikroskop využívá jako zdroj světla laserový svazek. Ten směřuje skrz první konfokální clonku skrz dichroické zrcadlo na objektiv, který jej zaměřuje na konkrétní bod na sledovaném objektu, jehož průměr odpovídá difrakční mezi. Odražené záření prochází zpět objektivem, dichroické zrcadlo jej odráží skrz druhou konfokální clonku na detektor napojený na počítač (viz Obr. 29). Ten poté z jednotlivých řezů skládá trojrozměrnou projekci sledovaného objektu.

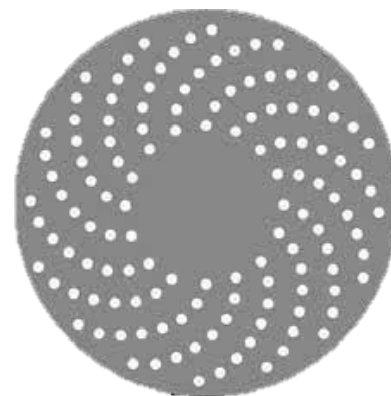
V případě LSCM je skenovaný objekt skenován bod po bodu s tím, že se během skenování buď hýbe se vzorkem (stage scanning) nebo se zdrojem světla (beam scanning). LSCM je pak metoda vhodná především pro zobracování fixovaných, tedy nehybných preparátů. (45) (46)

Konfokální mikroskop s rotujícím diskem (SDCM)

Odlisný princip skenování představuje rotující disk, známý též jako Nipkowův kotouč (viz Obr. 30). Jedná se o rychle rotující destičku, ve které je mnoho vzájemně oddělených clonek, a přes kterou je světlo propouštěno na sledovaný objekt. Tato metoda umožňuje zobrazení několika bodů najednou. Snímání je oproti LSCM rychlejší a za pomoci světla s nižší intenzitou. Metoda je tedy vhodná např. pro pozorování rychlých dějů v živých buňkách. (45) (47)



Obrázek 29 – Princip konfokálního mikroskopu (46)



Obrázek 30 – Nipkowův kotouč (47)

4. Vliv povrchové textury dílu na jeho funkční vlastnosti

4.1. Tribologie

Povrchové textury se v posledních letech těší velkému zájmu z hlediska tribologie. Představují totiž možnost snížení tření a kontroly opotřebení, a to hned v několika oblastech.

4.1.1. Řezné nástroje

Obrábění je jedním ze základních procesů ve strojírenské výrobě a opotřebení nástrojů je fenoménem již po mnohá desetiletí. S ohledem na životní prostředí se v posledních letech rozvíjí tzv. suché obrábění, tedy obrábění bez použití řezných kapalin, což s sebou také nese důsledky z hlediska tribologie a opotřebení.

Existuje celá řada řezných materiálů, např.:

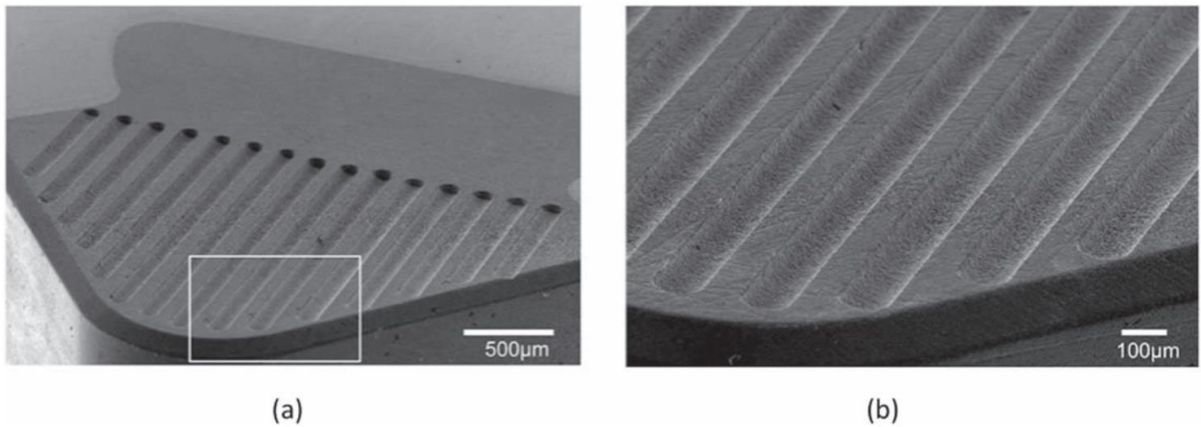
- Rychlořezné oceli
- Slinuté karbidy
- Řezná keramika
- Cermety
- Kubický nitrid bóru (CBN)
- Syntetický diamant

Z těchto materiálů je pak zhotovena celá řada nástrojů, např.:

- Břitové destičky soustružnických nožů a fréz
- Vrtáky a další

Nástrojové materiály jsou pro konkrétní aplikace obvykle voleny na základě tvrdosti, houževnatosti a odolnosti proti opotřebení. Opotřebení se projevuje na těch plochách nástroje, kde je v kontaktu s obrobkem. U soustružnického nože je to typicky plocha čela, kde se formuje tříška, a plocha hřbetu, která hladí obrobený povrch. Tření, opotřebení a adheze materiálu třísky ovlivňuje výslednou kvalitu obrobené plochy. V krajních situacích, jako je vrtání hlubokých děr nebo řezání závitů, může v důsledku nedostatečného mazání dojít i ke zničení nástroje. Vytvoření textury na povrchu nástroje může mít za následek lepší zadržení maziva ve struktuře a jeho distribuci, zlepšení mazacích účinků, zlepšení kvality obrobeného povrchu a snížení pravděpodobnosti zničení nástroje. (48)

V případě suchého obrábění, kterým je například řezání Al slitin, jsou často používány nástroje s DLC (diamond-like carbon) povlaky. DLC povlaky mají velmi nízký koeficient tření, to však patrně nedokáže zabránit adhezi Al třísky, což je v praxi řešeno použitím řezných kapalin. Alternativním řešením adheze třísky k nástroji by v tomto případě mohlo představovat právě řízené strukturování DLC povlaku. (49)

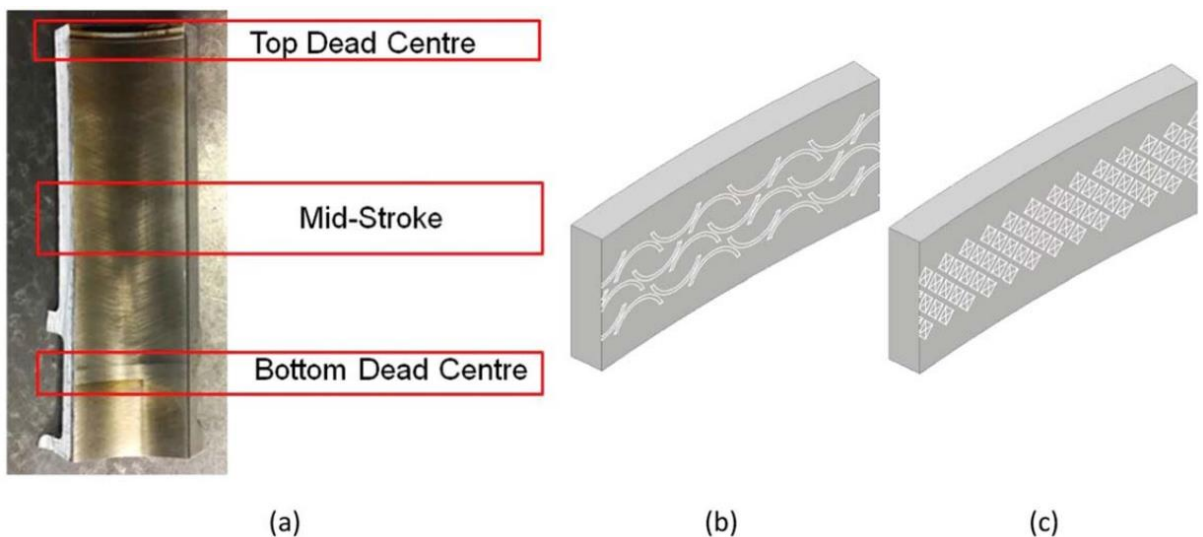


Obrázek 31 – (a) SEM snímek lineární textury na povrchu břitové destičky z CBN; (b) zvětšeno (50)

4.1.2. Komponenty spalovacích motorů

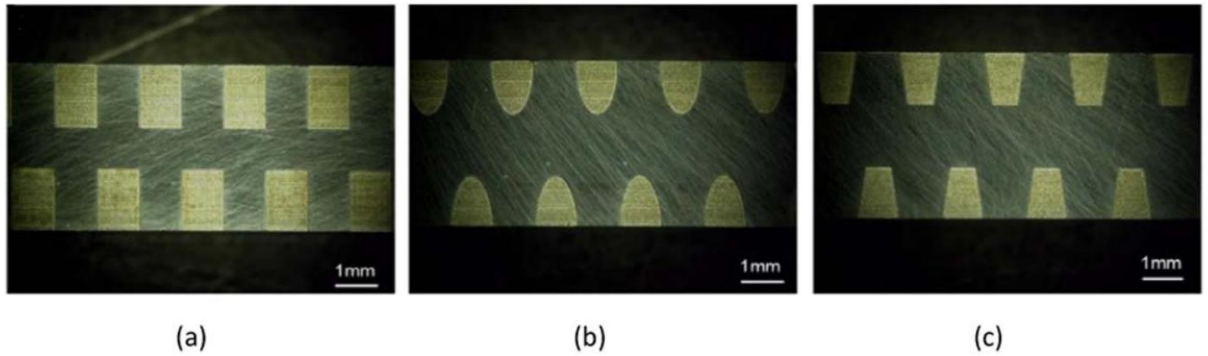
Další zajímavou oblastí z hlediska tribologie jsou spalovací motory. Tribologie ovlivňuje mimo jiné i energetickou účinnost a emisivitu spalovacího motoru. Tření mezi pístními kroužky a stěnou válce je zdrojem zhruba 45 % celkových ztrát třením. (48)

Povrch stěny válce či jeho vložky (v případě motorů větších objemů) je jednou z komponent spalovacího motoru, pro kterou může být texturování povrchu vhodné. Není však nutné texturovat celý povrch stěny válce, ale pouze jeho části. Konkrétně oblasti, kde se píst nachází v horní a dolní úvrti (viz Obr. 32a), přičemž je relativní rychlost obou povrchů blízká nule. Tyto plochy jsou kritické z hlediska stabilní distribuce maziva, a to pak zejména při častých startech, kterým jsou dnešní motory vystavovány. (48)



Obrázek 32 – (a) Stěna válce s texturovanými oblastmi v horní (Top Dead Centre) a dolní (Bottom Dead Centre) úvrti pístu (51); (b-c) Příklad struktury pro dosažení lepších mazacích účinků v oblastech úvrti pístu (52)

Povrch pístních kroužků je druhou komponentou spalovacího motoru, pro kterou může být vhodné texturování povrchu. Existuje několik přístupů k texturování povrchu pístních kroužků. Prvním je textura tvořená důlky, pokrývající celou kontaktní plochu kroužku. Tento přístup může vést ke snížení tření o 30 %. (53) Druhým přístupem je vytvoření textury lokálně u hrany kroužku v tzv. kapsách. Touto modifikací bylo dosaženo snížení tření o dalších 25 %. (54)



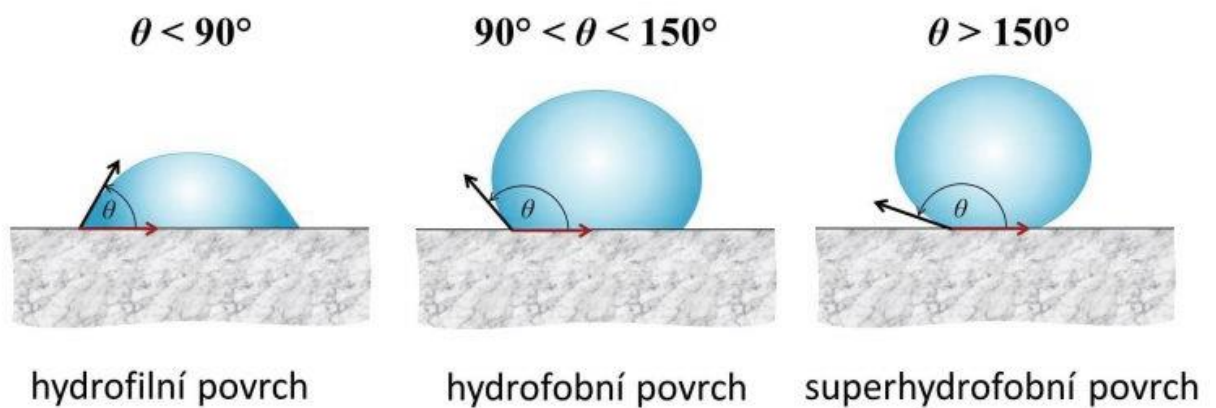
Obrázek 33 – Částečně texturované povrchy pístních kroužků s kapsami tvaru (a) obdélníku, (b) elipsy, (c) lichoběžníku (54)

4.2. Únavová životnost

Strojní součásti, vykonávající opakované valivé či posuvné pohyby při zatížení, je třeba konstruovat s ohledem na únavovou životnost. Jedná se např. o ozubení nebo valivé elementy ložisek. Z tradičního pohledu jsou pro únavovou životnost optimální dokonale hladké povrchy, dokončované např. leštěním. Texturované povrchy mohou mít vyšší riziko únavy valivým kontaktem, způsobené zbytkovými napětími vzniklými při texturování či vyšším kontaktním tlakem v důsledku zmenšení skutečné kontaktní plochy. (54) Únavová životnost texturovaných povrchů již byla zkoumána. (55) (56) (57) Změna únavové životnosti závisí na hloubce elementů textury povrchu. Textura tvořená důlky o hloubce $0,6\ \mu\text{m}$ může mít příznivý vliv v důsledku stabilizace mazacího filmu. Při zvýšení hloubky na $1,45\ \mu\text{m}$ může dojít ke snížení tloušťky mazacího filmu či jeho přerušení. (54) Texturované povrchy pak vykazují zvýšenou únavovou odolnost především při podmínkách smíšeného mazání, kdy nevzniká hydrodynamický mazací film. (58)

4.3. Smáčivost

Smáčivost je vlastnost povrchu, vyjadřující jeho schopnost udržet kontakt s kapalinou. Tato schopnost vzniká na základě mezimolekulárních interakcí a je vyjádřena tzv. stupněm smáčení, který je výsledkem rovnováhy adhezních a kohezních sil. Smáčivost je obvykle vyjádřena kontaktním úhlem θ (viz Obr. 34). Dle velikosti kontaktního úhlu θ se povrchy dělí na hydrofilní, hydrofobní a superhydrofobní. (59)



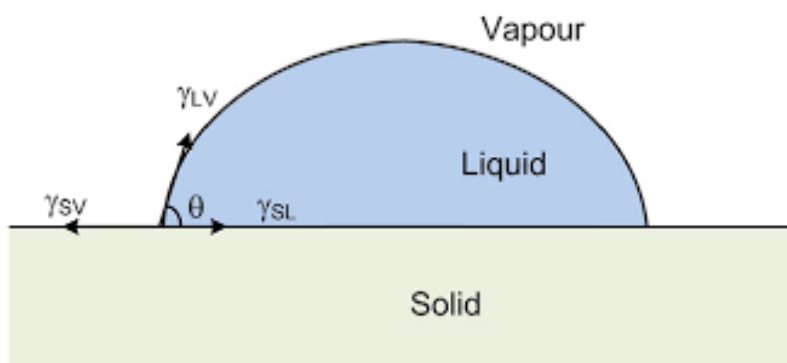
Obrázek 34 – Rozdělení povrchů dle smáčivosti, kapka kapaliny na povrchu s příslušným kontaktním úhlem θ (59)

4.3.1. Modely smáčivosti

Youngův model uvažuje smáčivost dokonale rovného povrchu a popisuje jej Youngova rovnice:

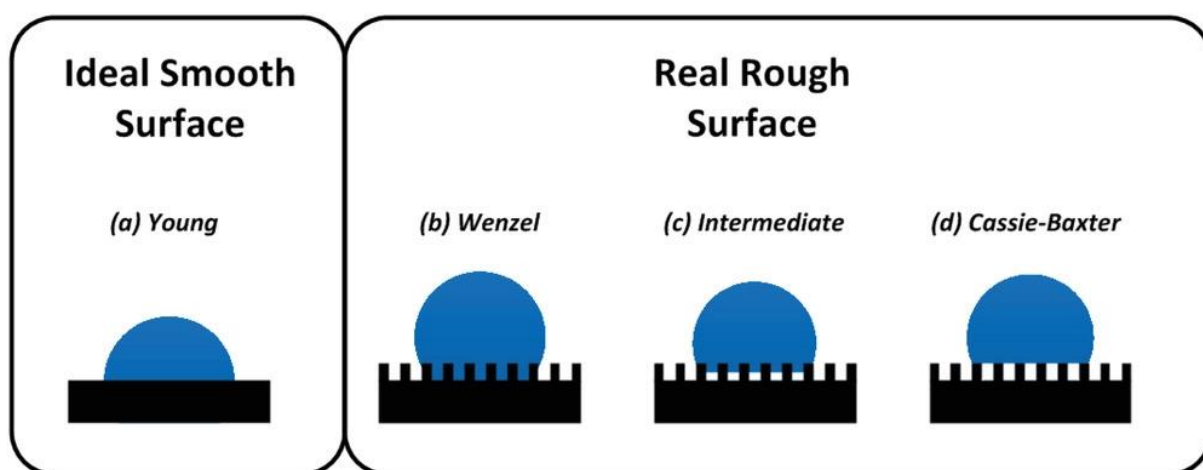
$$\cos \theta = \frac{\gamma_{SV} - \gamma_{SL}}{\gamma_{LV}} \quad (8)$$

Kde γ_{SV} , γ_{SL} , γ_{LV} jsou povrchová napětí na mezifázových rozhraních (viz Obr. 35).



Obrázek 35 – Youngův model třífázového rozhraní dokonale rovného povrchu (60)

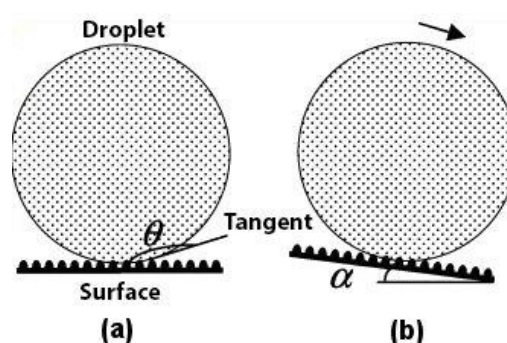
Wenzelův model a model **Cassie-Baxter** pak pracují s povrchy s určitou drsností, tedy blíže reálným povrchům. Wenzelův model uvažuje proniknutí kapaliny mezi povrchové útvary a zaplnění prostoru mezi nimi. V některých případech však kapalina mezi útvary povrchu nepronikne. Tento stav popisuje teorie Cassie-Baxter. V tomto případě zůstanou mezi kapkou a povrchem vzduchové kapsy a kapka tak není v kontaktu s celou plochou povrchu. (61) Hlavním důsledkem přítomnosti vzduchových kapes je fakt, že jejich přítomnost má tendenci zvyšovat hydrofobicitu povrchu, nezávisle na jeho vlastní smáčivosti. Obecně lze říci, že model Cassie-Baxter je vhodnější pro popis povrchů s vyšší drsností, zatímco Wenzelův model pro popis povrchů s drsností nižší. (62)



Obrázek 36 – Porovnání modelů smáčivosti Young (a); Wenzel (b); přechod mezi Wenzel a Cassie Baxter (c); Cassie-Baxter (d) (63)

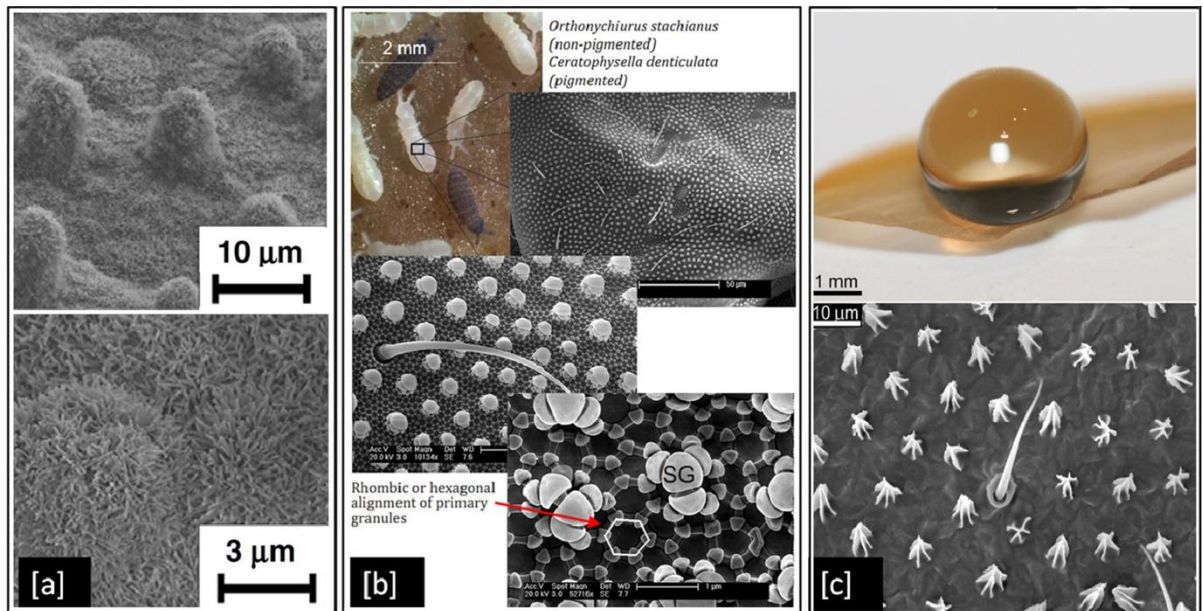
4.3.2. Superhydrofobicitá

Superhydrofobicitu lze popsat za pomoci dvou úhlů – kontaktního úhlu θ a úhlu odvalení α (viz Obr. 37). Aby byl povrch označen za superhydrofobní, musí být kontaktní úhel (θ) vyšší než 150° . Úhel odvalení (α) pak musí být nižší než 10° . Superhydrofobní povrchy se poměrně běžně vyskytují v přírodě. Příkladem může být povrch lotosového listu či části těl hmyzu (termiti, chvostokoci). Superhydrofobicitá těchto povrchů je obvykle výsledkem hierarchicky uspořádaných elementů povrchu, které minimalizují kontaktní plochu mezi povrchem a kapalinou. Uspořádání a tvar těchto struktur se liší mezi jednotlivými druhy. Například na povrchu lotosového listu (Obr. 38a) je patrná struktura vrcholků o velikosti několika mikronů, pokrytá vláknovou nanostrukturou. (64) (65).



Obrázek 37 – Měřené úhly superhydrofobního povrchu – kontaktní úhel θ (a) a úhel odvalení α (b) (65)

Oproti tomu povrch ocasní části hmyzu *Orthonychiurus stachianus* (Obr. 38b) má podobnou primární strukturu, pokrytou kulovitými elementy, uspořádanými do hexagonálního pole. Dalším povrchem se superhydrofobními vlastnostmi je blána termitího křídla se specifickou hierarchicky uspořádanou strukturou (viz Obr. 38c). (66) (67) (1) (64)



Obrázek 38 – Příklady superhydrofobních přírodních povrchů; (a) SEM snímky lotosového listu s rozdílným zvětšením (66); (b) SEM snímky ocasní části hmyzu *Orthonychiurus stachianus* s rozdílným zvětšením (67); (c) snímek interakce 10 μ L kapky vody na termitím křídle s příslušným snímek membrány křídla (1)

Superhydrofobicita je častým klíčem k dosažení specifických vlastností povrchů, těmi jsou např.:

- Zvýšená korozní odolnost
- Odolnost vůči zamlžování
- Odolnost vůči námraze
- Antibakteriální vlastnosti
- Samočistící vlastnosti

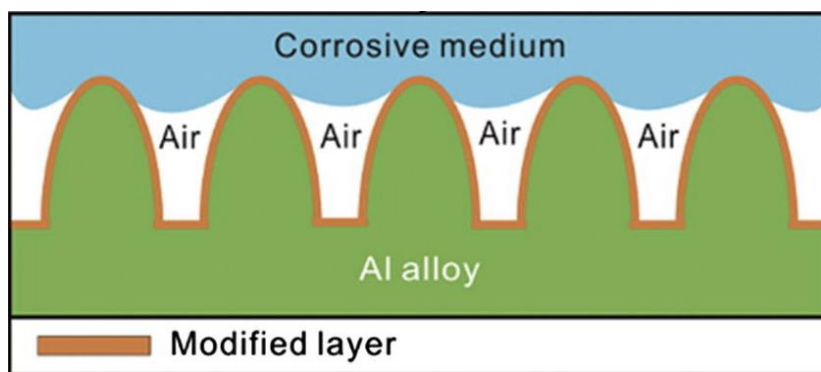
Superhydrofobní povrchy jsou dále využívány v řadě průmyslových aplikací, jako jsou:

- Separace oleje a vody
- Výroba baterií
- Senzorika
- Optická zařízení
- Čištění vody
- Membránová destilace a odsolování mořské vody

(68)

4.3.3. Superhydrofobicita jako mechanismus korozní odolnosti

Zvyšování korozní odolnosti je jednou z největších výzev současnosti. Obecně lze říci, že korozním dějům nelze zcela zabránit. Existuje však mnoho způsobů jejich zpomalení, např.: katodická a anodická ochrana nebo aplikace ochranných povlaků. Jednou ze slibných metod zvýšení korozní odolnosti je modifikace povrchu k superhydrofobitě. Tato metoda je založena na předpokladu, že vytvořením vzduchové vrstvy mezi povrchem a korozním prostředím dojde k zabránění kontaktu mezi povrchem a korozními ionty elektrolytu (viz Obr. 39). Superhydrofobicita povrchu je však kriticky závislá na jeho chemickém složení. Většina superhydrofobních povrchů však není dlouhodobě chemicky stabilní a svou superhydrofobicitu ztrácí, jakmile jsou vystaveny koroznímu prostředí. Největší výzvou pro použití této metody je tedy dosažení dlouhodobé chemické stability. Další výzvou, kterou je třeba řešit, je mechanická odolnost takto modifikovaného povrchu. Po jeho vystavení abrazivním silám totiž dochází ke změně modelu smáčení z Cassie-Baxter na Wenzelův a tím k porušení mechanismu korozní ochrany. (68)



Obrázek 39– Schéma mechanismu korozní odolnosti superhydrofobního povrchu (69)

5. Antibakteriální vlastnosti

Chirurgické implantáty, včetně náhrad kyčelního a kolenního kloubu, jsou v současnosti běžným řešením pro obnovení funkce postižených kloubů, vazů a šlach. Přestože je riziko vzniku bakteriální infekce u ortopedických pacientů relativně nízké, je třeba ho, vzhledem k velmi vysokému počtu implantátů, považovat za relevantní. Bakteriální infekce se stala druhou nejčastější příčinou reoperace během prvních dvou let po provedení totální endoprotézy kolenního kloubu, hned po destabilizaci. V některých případech byla bakteriální infekce dokonce uváděna jako nejčastější příčina reoperace. (1)

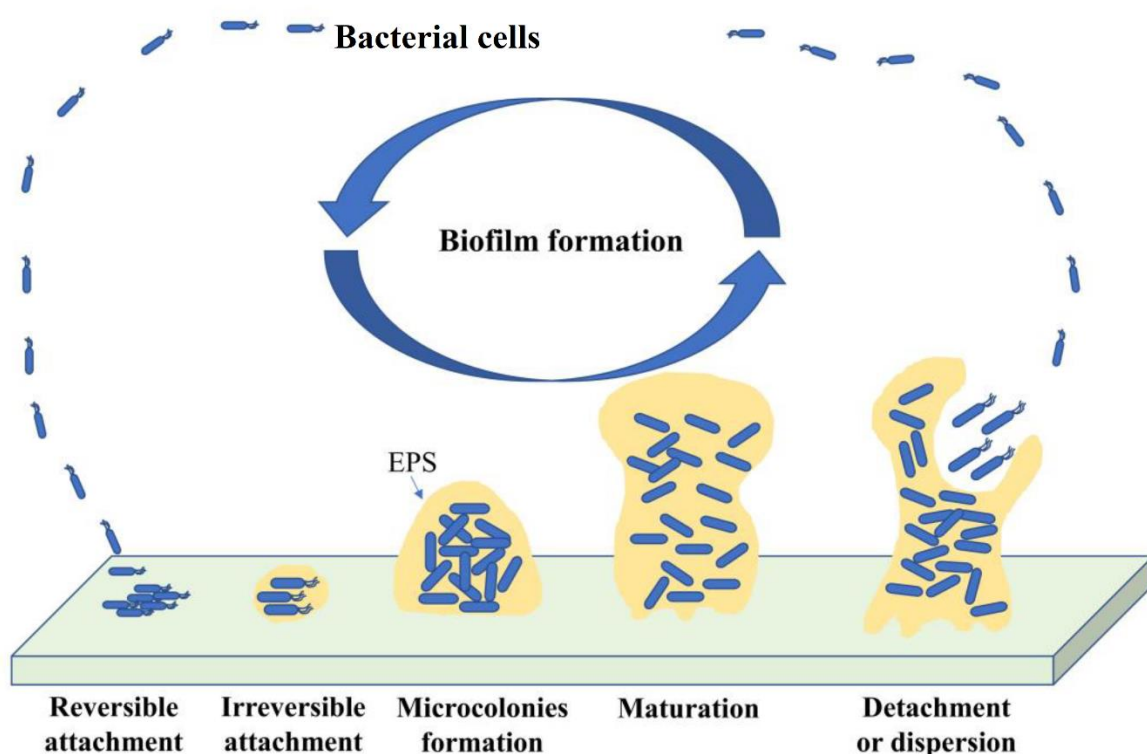
V současnosti nejrozšířenější léčbou bakteriální infekce se současným ponecháním implantátu je podávání antimikrobiálních látek. Tato léčba však není vždy účinná. Vzhledem ke stále se zvyšující bakteriální rezistenci vůči antibiotikům bude navíc účinnost této léčby dále klesat. Pro odstranění závažnějších infekcí představuje odstranění implantátu s následnou náhradou jediné možné řešení. Takový zákrok s sebou nese závažné důsledky v podobě traumatu pacienta, prodloužení jeho hospitalizace a dalších zdravotních a sociálních nákladů. Reoperace představuje poměrně vysoké riziko (až 10 %) recidivy s nutností opětovné výměny implantátu. (70)

V oblasti prevence vzniku bakteriálních infekcí došlo ke zlepšení operačních standardů, minimalizaci možnosti kontaminace během zákroku, zavedení perioperační profylaxe nebo omezení styku pacienta s patogeny jeho izolací. Touto cestou lze, ve srovnání s potřebným úsilím, dosáhnout pouze drobného pokroku ve smyslu snížení rizika infekce.

Z výše zmíněných důvodů se v posledních letech věnuje zvýšená pozornost bakteriální adhezi, ve snaze tento fenomén lépe pochopit a získat nad ním určitou kontrolu. Značné úsilí je věnováno především zkoumání jednotlivých parametrů a mechanismů, vedoucích k adhezi bakteriálních buněk a následné kolonizaci povrchu implantátu. V neposlední řadě je zkoumána schopnost bakterií odolávat obranným mechanismům lidského organismu. (70)

5.1. Biofilm

Bakterie, podobně jako jiné mikroorganismy, jsou schopny na povrchu materiálu vytvořit biofilm tak, že se jednotlivé bakteriální buňky nejprve přichytí k povrchu, poté se seskupí do tzv. konglomerátů a nakonec vytvoří polymerní matici (viz Obr. 40). Biofilm pak tvoří samotné bakteriální buňky a EPS, neboli extracelulární (mimobuněčné) polymerní látky. EPS obsahuje 50 až 90 % celkového organického obsahu uhlíku a je považován za primární matriční materiál biofilmu. Díky svému chemickému složení umožňuje EPS asociaci dvojmocných kationtů Ca^{2+} a Mg^{2+} . Tyto kationty se poté síťují s polymerními vlákny a zvyšují vazebnou sílu v daném biofilmu. (71)



Obrázek 40 - Cyklus tvorby biofilmu rozdělený do pěti fází – návratné přichycení, nenávratné přichycení, vznik mikrokolonií (konglomerátů), zralost a oddělení/rozptýlení (72)

Biofilm poskytuje bakteriím ideální prostředí, stimuluje jejich růst a funguje jako ochranná bariéra před vlivy prostředí, ale také před podávanými antibiotiky. Jakmile dojde k vytvoření biofilmu, stává se jejich likvidace antibiotiky podstatně obtížnější, protože účinek antibiotik je obvykle omezen na vrchní vrstvu biofilmu, přičemž spodní vrstvy jsou chráněny a eventuálně se stanou vůči antibiotikům rezistentní. (73)

Z výše zmíněných skutečností vyplývá, že pokud chceme zabránit vytvoření biofilmu, musíme tak učinit už v prvním, rozhodujícím stádiu, tedy zabránit bakteriální adhezi.

5.2. Bakteriální adheze

5.2.1. Teorie bakteriální adheze

Existují dvě obecně přijímané teorie bakteriální adheze. Tyto teorie lze pojmenovat podle počtu stupňů procesu, které rozlišují.

Dvoustupňový model říká, že v prvním stupni dochází k přiblížení bakteriální buňky do dostatečné vzdálenosti od povrchu, aby mohlo dojít k počátečnímu přichycení. Toto přichycení je realizováno za pomoci Van der Waalsových a elektrostatických sil. V tomto stupni je bakteriální buňku možné z povrchu snadno odstranit za působení tečných sil v kapalině, například oplachem. Druhý stupeň je v tomto případě kritický, protože v něm dochází k nenávratnému přichycení bakteriálních buněk k povrchu a jejich fixaci díky produkci exopolymerních sacharidů či jiných ligandů, tedy částic poskytujících jeden či více elektronových párů. Při přechodu do tohoto nenávratného stupně se uplatňují síly krátkého dosahu, včetně kovalentních a vodíkových vazeb. Na konci tohoto stupně jsou k odstranění bakteriální buňky z povrchu vyžadovány silnější mechanické či chemické způsoby. Pro nenávratné přichycení hraje důležitou roli přenos elektronů mezi povrchem buňky a substrátem, a to to v obou směrech. (74)

Třístupňový model uvažuje za první stupeň působení Lifshitz-Van der Waalsových sil, které působí na vzdálenost několika stovek nanometrů. V druhém stupni stále působí Lifshitz-Van der Waalsovy síly společně s elektrostatickými silami na vzdálenosti 20 nm. Třetí stupeň se odehrává ve vzdálenosti kolem 5 nm, kde mohou specifické adhezní receptory napomáhat silné adhezi. (74)

5.2.2. Parametry ovlivňující bakteriální adhezi

Rozhraní mezi pevnou látkou (povrchem dílu) a kapalinou (vodou, krví) tvoří ideální prostředí pro přichycení a růst mikroorganismů. Mechanismus bakteriální adheze je však komplexní a vstupuje do něj mnoho parametrů, následující výčet popisuje vliv některých z nich.

Smáčivost povrchu dílu – Ačkoli smáčivost hraje důležitou roli v obou fázích tvorby biofilmu, nelze jednoznačně říci, zda je pro antibakteriální vlastnosti příznivější hydrofilní či hydrofobní povrch. Sníženou bakteriální adhezi vykazují až povrchy dovedené na samotné extrémy těchto stavů – tedy povrchy superhydrofilní či superhydrofobní. Příkladem může být snížení adheze bakterie *E. coli* na superhydrofilním povrchu korozivzdorné oceli povlakované TiO_2 (75) či snížení adheze bakterie *S. aureus* na superhydrofobním povrchu polyuretanové houby modifikované ZnO a nanočásticemi mědi (76). Smáčivost je tedy úzce spjata s morfologií povrchu. A právě kombinace těchto dvou parametrů je tím, co ovlivňuje případné antibakteriální chování povrchu dílu.

Drsnost povrchu dílu – Vliv povrchové drsnosti na bakteriální adhezi a tvorbu biofilmu byl podrobně zkoumán (74) (75) (77) (78). Panuje všeobecná shoda, že povrchy s nižšími parametry drsnosti podporují nižší bakteriální adhezi a s ní spojený rozsah mikrobiální kolonizace. S drsností povrchu se totiž zvětšuje i plocha pro možnou adhezi. Povrch vyšší drsnosti může představovat nosnou strukturu pro bakteriální kolonizaci, případně může vznikající biofilm chránit před působením sil proudící kapaliny. Dosažitelný limit lze v tomto případě vyjádřit prahovou hodnotou parametru $R_a = 0,2 \mu\text{m}$. Při dalším snižování tohoto parametru již nedochází k výraznějšímu poklesu bakteriální adheze. (79) Na druhou stranu mohou sníženou bakteriální adhezi vykazovat také povrchy s tzv. nano-drsností. (77)

Ačkoli drsnost povrchu často pozitivně koreluje s bakteriální adhezí a tvorbou biofilmu, v některých případech vedla vyšší drsnost ke snížení bakteriální adheze. Například v případě bakterií *P. aeruginosa* a *S. aureus* byla adheze nižší na neleštěných vzorcích z korozi-vzdorné oceli ($R_a = 172,5 \text{ nm}$) oproti elektrolyticky leštěným vzorkům ($R_a = 45,2\text{--}84,4 \text{ nm}$). Navíc snímky testovaných vzorků odhalily na elektrolyticky leštěném povrchu shluky bakteriálních buněk, oproti jednotlivým izolovaným buňkám na neleštěném povrchu. Na základě tohoto zjištění lze říci, že nano-drsnost povrchů může snížit bakteriální adhezi omezením kontaktní plochy mezi bakterií a povrchem. (77)

Další studie uvádí, že zvyšující se drsnost povrchu ovlivňuje bakteriální adhezi selektivně. V případě bakterie *S. sanguinis* adheze zvyšovala, zatímco v případě *S. epidermis* nedošlo k žádné změně. (78)

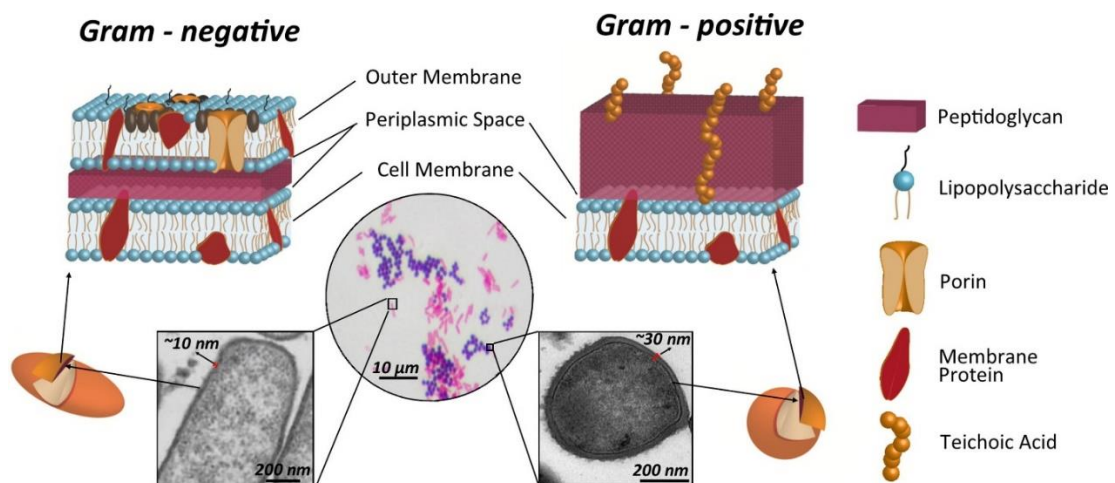
Jiná studie uvádí, že při změně střední kvadratické hodnoty drsnosti R_q z 20 na 25 nm vedlo k výraznému snížení bakteriální adheze a tvorby biofilmu. Tento jev vysvětluje jako pasivaci a vyhlazení povrchu vyvolané zvýšenou absorpcí proteinu krevního séra BSA. Tato zvýšená absorpce vytvořila bariérovou mezivrstvu mezi bakteriemi a nanostrukturovaným povrchem. (80) Podobný efekt byl pozorován při zkoumání vlivu absorpce fibronektinu na bakteriální adhezi nanostrukturovaného povrchu titanu, který vykazoval sníženou adhezi bakterií *S. aureus*, *S. epidermis* a *P. aeruginosa* oproti nemodifikovanému povrchu. (81)

Topografie povrchu – Bakterie jsou schopny vnímat povrchové útvary substrátu, tedy jeho topografii. Tyto útvary pak přímo ovlivňují nekovalentní interakce mezi bakteriemi a substrátem. (7) Povrchy s charakteristickým rozměrem prvku větším než je charakteristický rozměr jedné bakteriální buňky poskytují větší kontaktní plochu, vedoucí ke zvýšení bakteriální adheze. Naopak pokud je charakteristický rozměr prvku menší než bakterie, dochází ke změně orientace bakteriálních buněk, případně i ke snížení bakteriální adheze. Je známo, že k bakteriální adhezi dochází primárně na těch místech povrchu, kde je kontaktní plocha největší.

Elasticita buněčné stěny bakterie – Základním dělením bakterií dle vlastností buněčné stěny je dělení pomocí tzv. Gramova barvení, které bakterie dělí na grampozitivní (G+) a gramnegativní (G-). Elasticitu buněčné stěny pak určuje její složení (viz Obr. 41).

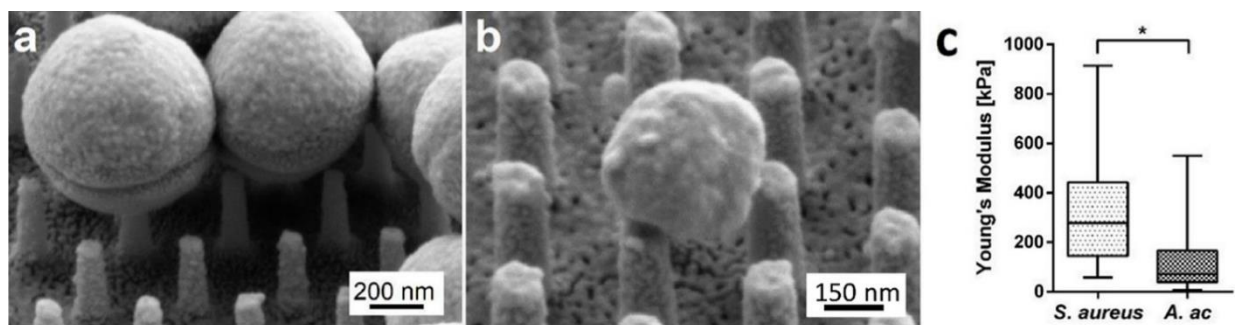
Grampozitivní bakterie mají buněčnou stěnu z velké části tvořenou vrstvou peptidoglykanu o tloušťce 20-80 nm. Tato vrstva tvoří 60-70 % hmotnosti buněčné stěny. Jejich buněčná stěna je pak pokryta především polysacharidy, proteiny buněčné stěny a teichoovými kyselinami. Grampozitivní bakterie mají tužší buněčnou stěnu, která lépe odolává natahování a případnému protržení. (82)

Gramnegativní bakterie mají v buněčné stěně srovnatelně tenčí vrstvu peptidoglykanu o tloušťce 1-10 nm. Ta je obklopena vnější a vnitřní cytoplazmatickou membránou. Buněčná stěna gramnegativních bakterií je pokryta lipopolysacharidy. (82)



Obrázek 41 – Schématické znázornění rozdílné stavby buněčné stěny grampozitivní a gramnegativní bakteriální buňky (82)

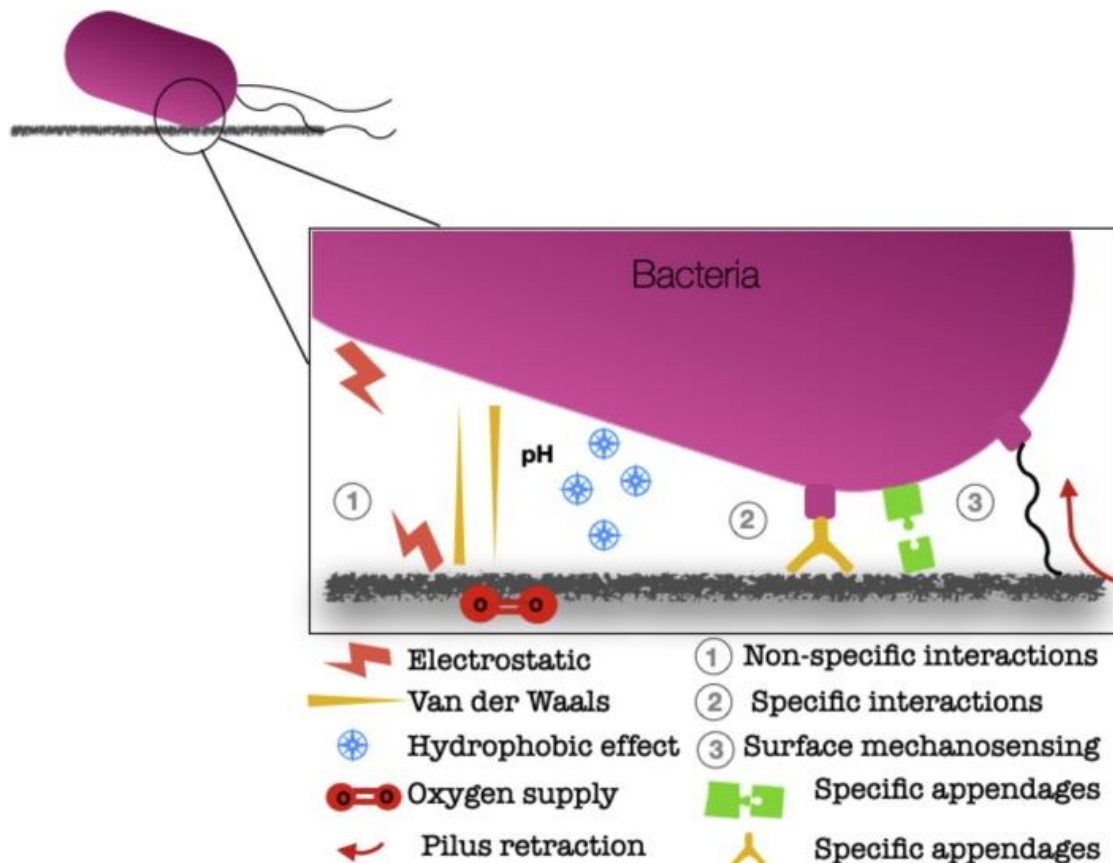
Elasticita buněčné stěny ovlivňuje také velikost kontaktní plochy mezi bakteriální buňkou a substrátem. Čím tužší buněčná stěna je, tím menší zpravidla bývá kontaktní plocha. Se snižující se tuhostí dochází k větší deformaci buňky, zvýšení kontaktní plochy, případně k prostoupení bakteriální buňky povrchem a k obklopení jednotlivých povrchových útvarů. Dle míry pohlčení může dojít i k inaktivaci buňky. (83)



Obrázek 42 – Interakce bakteriálních buněk s nanostrukturovaným povrchem; (a) *S. aureus* s tužší buněčnou stěnou nevykazuje známky deformace; (b) Deformovaná buňka *A. actinomycetemcomitans*, částečně pohlčená nanostrukturou; (c) Porovnání Youngova modulu buněčných stěn bakterií *S. aureus* a *A. ac*. (83)

Povrchový náboj – Povrchový náboj je jedním z určujících parametrů pro bakteriální adhezi. Je tomu tak proto, že elektrostatické interakce jsou pro bakterie jedny z hlavních působících sil. Buněčné stěny bakteriálních buněk mají obvykle při neutrálním pH negativní náboj, a to z důvodu přítomnosti karboxylových, fosfátových a aminoskupin na jejich povrchu. (84) Velikost povrchového náboje se však u jednotlivých druhů liší a je pravděpodobně ovlivněna kultivačními podmínkami, stářím kultury a hodnotou pH. Náboj na povrchu buňky se často určuje jako její zeta potenciál. Ten se určuje z pohyblivosti bakteriální buňky za působení elektrického pole v roztoku soli definované koncentrace a pH. Náboj buněčného povrchu však není homogenní, a to ani v rámci bakteriální populace. Četné studie však ukazují, že povrchy s negativním povrchovým nábojem vykazují nižší bakteriální adhezi. (74)

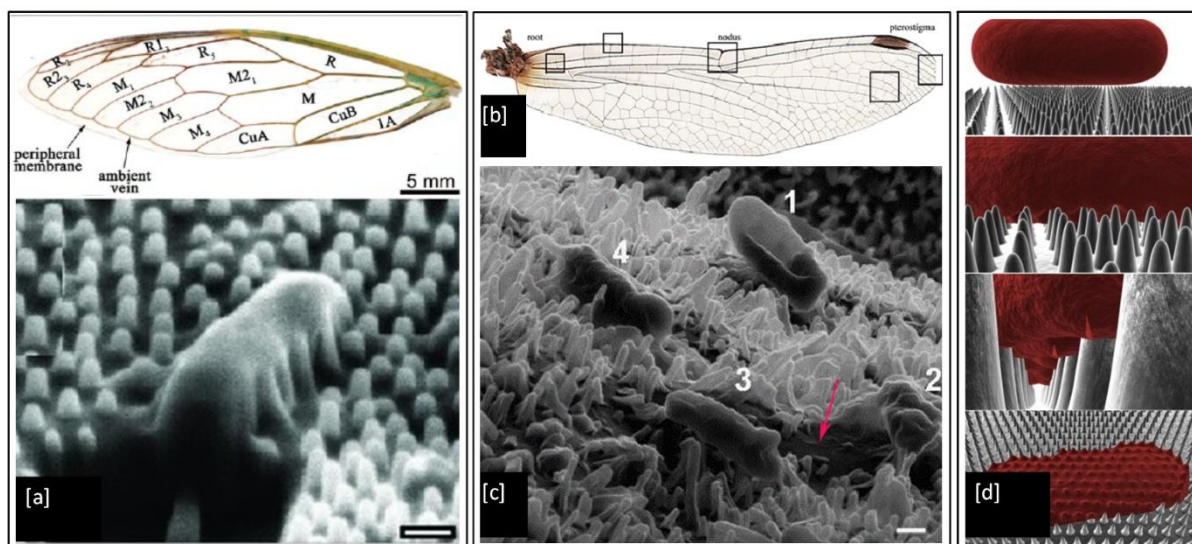
Adhezní organely – Bylo zjištěno, že některé bakterie mají schopnost překonat výše zmíněnou elektrostatickou odpudivost a přichytit se pevně i k negativně nabitým povrchům. Tohoto mohou být bakterie schopny díky adhezním organelám – bičíkům a fimbríím (viz Obr. 43). (85)



Obrázek 43 Schématické znázornění předpokládaných mechanismů bakteriální adheze (86)

5.2.3. Bakteriocidní povrchy

Povrchy, které disponují mechanismem způsobujícím přímé zničení jednotlivých bakteriálních buněk, tedy jejich zabití, můžeme nazvat bakteriocidními. Tohoto efektu je dosaženo inaktivací bakteriálních buněk po jejich adsorpci na povrch. Na povrchu je pak vyvoláno samovolné protržení membrány bakteriální buňky při její adhezii k povrchu. K protržení dojde interakcí buňky s povrchovými útvary s velkým poměrem rozměrů, typicky nano-pilíře či jehlice. (64)



Obrázek 44 – (a) Fyziologie křídla cikády a SEM snímek bakteriální buňky *P. Aeruginosa* adsorbující mezi nano-pilíře jejího povrchu (měřítko: 200 nm); (b) Snímek křídla vážky písečné; (c) SEM snímek čtyř bakterií *E. coli* na povrchu křídla vážky v postupném stádiu odumírání, šipka ukazuje na tekutinu unikající z buňky mezi nano-pilíře (měřítko 200 nm); (d) Biofyzikální 3D model interakce nano-pilířů křídla cikády s tyčinkovitou bakteriální buňkou (64)

5.3. Shrnutí

Pro výrobu antibakteriálních struktur s pomocí laserového mikroobrábění vyplývají následující body:

- Snížením bakteriální adheze lze zamezit vzniku biofilmu
- Superhydrofobní povrchy vykazují sníženou bakteriální adhezi
- Morfologie povrchu je klíčovým parametrem pro bakteriální adhezi
- Nano-drsnost povrchu s elementy menšími než střední rozměr bakterie snižuje bakteriální adhezi
- Povrchy pokryté nano-pilíři či jehlicemi jsou schopny dosáhnout protržení membrány bakteriální buňky a její deaktivace

6. Technologie strukturování povrchu

V posledních letech byla věnována značná pozornost přírodním antibakteriálním strukturám, s cílem pochopit a posléze napodobit mechanismy antibakteriálního chování. K výrobě těchto povrchů jsou nejčastěji využívány následující technologie.

Magnetronové naprašování je jednou z metod PVD (physical vapor deposition). Tato metoda umožňuje na základní materiál nanést tenký antibakteriální povlak. Příkladem může být nanokompozitní povlak na bázi stříbra a oxidu tantalu nanesený na korozivzdorné oceli AISI 316L. Proces magnetronového naprašování lze řídit pomocí procesních parametrů. Spektrum dosažitelných struktur je však značně omezené. (2)

Elektrostatické zvlákňování neboli electrospinning je další metodou výroby strukturovaných povrchů. Tato technologie je použita k výrobě nanovláken z polymeru ve formě taveniny nebo roztoku. Průměr vláken může být řízen procesními parametry, přičemž na povrchu takto vyrobených vláken může být sekundární struktura. Tyto parametry určují mimo jiné výslednou smáčivost povrchu, který je jednotlivými vlákny tvořen. (3)

Sol-gel je proces chemické syntézy anorganických oxidů využíváný při výrobě antibakteriálních tkanin. Jedná se o metodu syntézy pevné látky z koloidního roztoku nanočástic v kapalném médiu. Výsledkem může být porézní struktura se superhydrofobním povrchem. Příkladem může být antibakteriální povlak s nanočásticemi křemičitých solí dopovaný stříbrem. (4)

Leptání je další metodou odebírání materiálu k vytvoření struktur v mikro/nano měřítku. K úběru materiálu dochází chemickým působením leptadla (kapaliny či plynu). Leptáním lze vytvořit porézní struktura či struktura tvořená pilířky. (5)

Fotopolymerizace je metoda využívaná ve vybraných technologiích aditivní výroby. Fotopolymerizací dochází k vytvrzení fotopolymerní pryskyřice, působením záření určité vlnové délky. Touto metodou lze vytvořit povrch s konkrétní geometrií. Hlavním omezením je však rozsah použitelných materiálů, který se omezuje na fotopolymery. (6)

6.1. Strukturování povrchu laserem

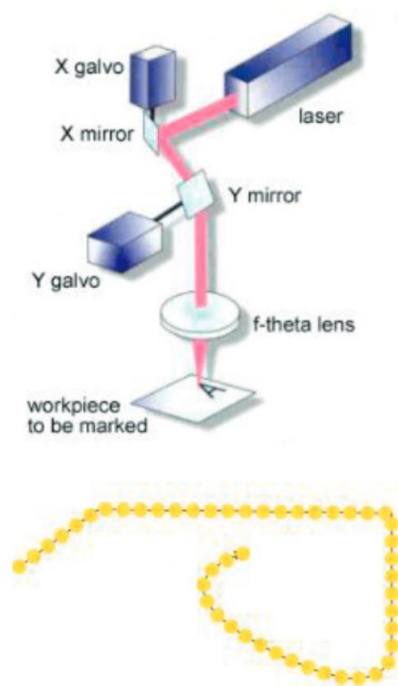
Strukturování povrchu ultrakrátkými (ps, fs) laserovými pulsy je slibnou metodou pro tvorbu nano a mikrostruktur v průmyslovém měřítku. Tímto způsobem lze modifikovat optické, elektrické, mechanické a tribologické vlastnosti povrchu. (8) Je možné takto upravit jak smáčivost, tak morfologii povrchu, tedy dva klíčové parametry podléjící se na antibakteriálním chování povrchu. (7)

6.1.1. Skenovací strategie

Existuje několik přístupů k řízení pohybu laserového svazku, tedy skenovacích strategií. Pro realizaci tohoto pohybu lze použít následující skenovací systémy:

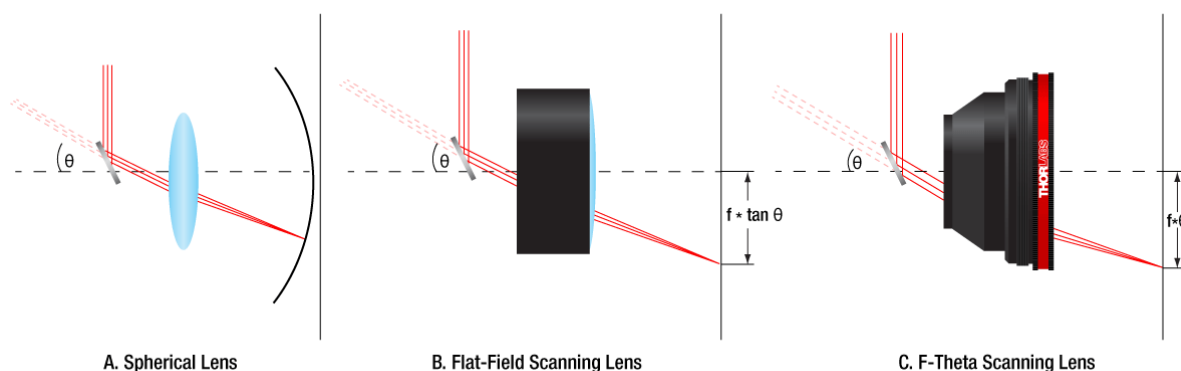
Galvanometrická skenovací hlava

Toto optické zařízení je obvykle tvořeno dvojicí zrcadel, umístěných na hřídelkách servomotorů. Natočení každého ze zrcadel kolem příslušné osy je řízeno pomocí signálu (el. proudu) vstupujícího do každého servomotoru, který daný signál převádí na rotaci. Rotací zrcadla realizuje pohyb svazku v jedné z os. Kombinací těchto rotací je pak realizován pohyb svazku v rovině. (viz Obr. 46)



Obrázek 46 – Schéma konstrukce galvo skenovací hlavy s příkladem trajektorie svazku (87)

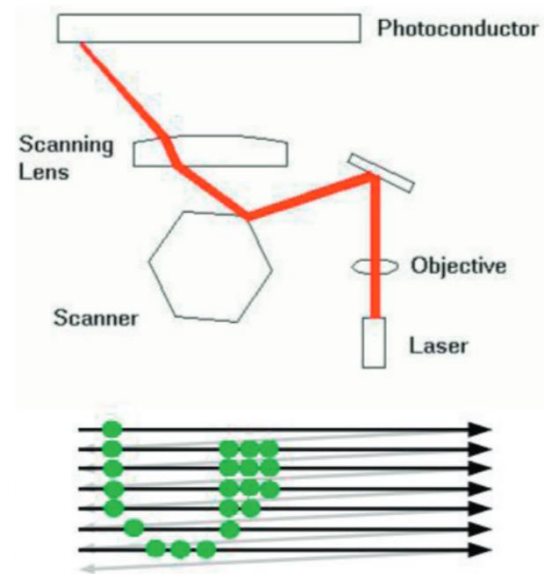
Dalším důležitým komponentem galvanometrické skenovací hlavy je f-theta objektiv. Jeho klíčovou vlastností je fakt, že je svazek fokusován do roviny, nikoliv na kulovou plochu. (viz Obr. 45) Důležitými parametry f-theta objektivů jsou ohnisková vzdálenost a rozměry pracovní plochy, tedy plochy, po které lze během strukturování svazkem pohybovat. Skenovací rychlost v současnosti dostupných galvo skenovacích hlav se obvykle pohybuje pod hranicí 10 m/s. (87) (88)



Obrázek 45 – Porovnání fokusace objektivu (a) sférického; (b) s plochým fokusačním polem; (c) f-theta (88)

Polygonální skener

Další způsob řízení laserového svazku je pomocí polygonálního skeneru. Hlavní komponentou tohoto zařízení je polygonální zrcadlo, které nepřetržitě rotuje kolem své osy. Právě rotace polygonu zajišťuje opakovaný pohyb svazku v jedné ose, což je základem rastrovací strategie skenování. (viz Obr. 47) Pohyb ve směru kolmém na směr rastrování je pak zajištěn pohyblivým pracovním stolem. Pro přesné obrábění touto technologií je klíčová synchronizace rychlosti rotace polygonu, pohybu stolu s obrobkem a pulsů laseru. Rychlost skenování polygonálních skenerů může být od vyšších desítek až po nižší stovky m/s. (87)



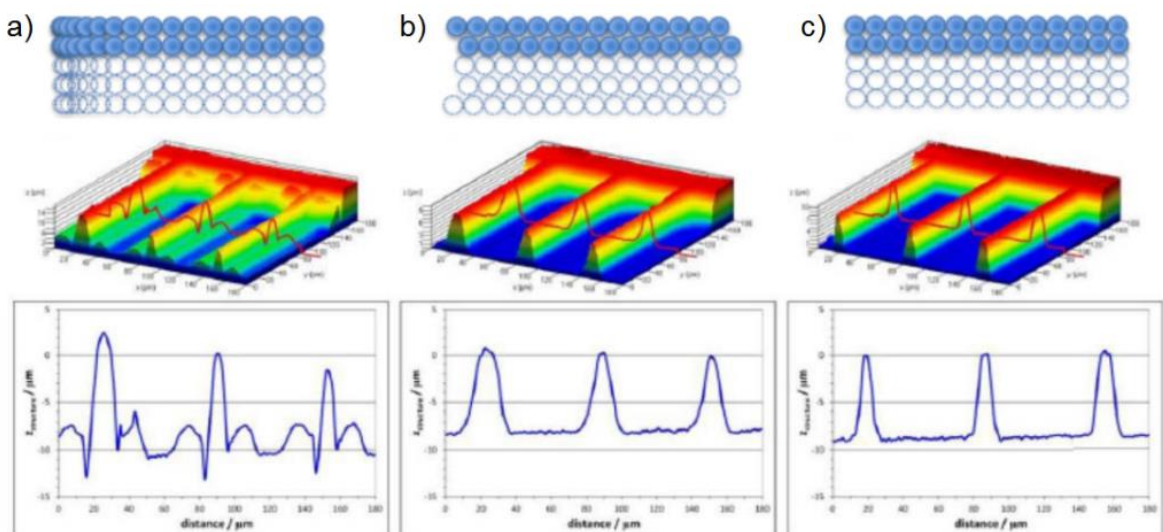
Obrázek 47 – Schéma konstrukce polygonálního skeneru s příkladem trajektorie svazku uskutečněné rastrovací strategií skenování (87)

Kompenzační strategie skenování

Pro zajištění tvarové přesnosti obrobků se používají následující kompenzační strategie:

Sky-writing – řeší problematiku zrychlování a zpomalování zrcadel galvanometru při skenování. V těchto úsecích trajektorie dochází ke změně vzdáleností mezi jednotlivými pulsy, což má za následek odchylky od požadované geometrie struktury. Funkce sky-writing tento problém řeší tím způsobem, že tyto části trajektorie umístí mimo obráběnou plochu, čímž eliminuje „přepálení“ části struktury. (89)

Synchronizace – pohyb galvanometrů je synchronizován pro dodržení tvarové kvality struktury. (89)



Obrázek 48 – Vliv kompenzačních strategií na výsledný tvar mikroobrábění struktury (a) bez kompenzace; (b) sky-writing; (c) sky-writing + synchronizace (89)

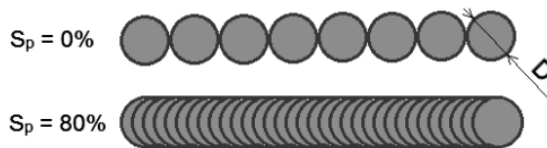
6.1.2. Procesní parametry

Překryv pulsů lze pro skenovací strategie charakterizovat následujícími parametry:

Parametr S_p – Faktor překrytí po sobě jdoucích pulsů. Tento parametr je důležitý z hlediska překryvu jednotlivých pulsů. Pro ablaci svazkem s kruhovým průřezem je na přímkové trajektorii obvykle vyšší než 60 %. (90) Výpočet tohoto parametru je následující:

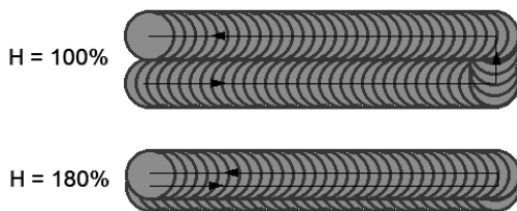
$$S_p = 1 - \frac{v_s}{f_r \cdot 2w_0} \quad (9)$$

Kde v_s je rychlost skenování, f_r opakovací frekvence a w_0 poloměr svazku v ohnisku.



Obrázek 49 – Znázornění parametru S_p (89)

Parametr H – Faktor překrytí rovnoběžných drah svazku, který závisí na rozteči rovnoběžných drah s tím, že čím menší je rozteč, tím vyšší je hodnota parametru H .



Obrázek 50 – Znázornění parametru H (89)

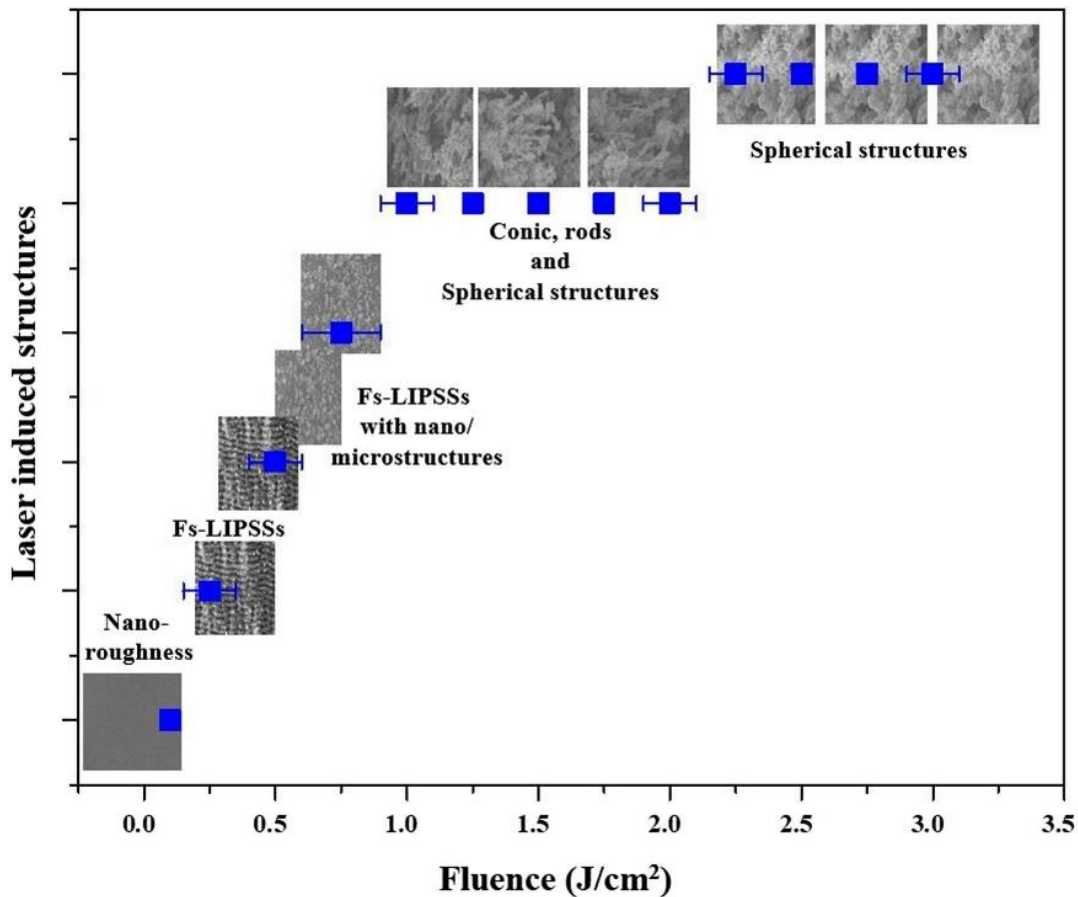
Skenovací rychlost v_s je parametr označující rychlost, kterou se laserový svazek pohybuje po obráběné ploše, jeho výpočet je následující:

$$v_s = (1 - S_p) \cdot 2w_0 \cdot f_r \quad (10)$$

Počet pulsů na plochu je možné vyjádřit parametrem SPA , jehož výpočet je následující:

$$SPA = \frac{2w_0 \cdot f_r}{v_s} \quad (11)$$

Fluence vyjadřuje množství energie dodané na jednotku plochy, obvykle v jednotkách J/cm^2 . Tento parametr je úzce spjatý s morfologií výsledné nanostruktury. Při postupném zvyšování hodnoty fluence můžeme pozorovat změnu struktury (viz Obr. 51). Pro strukturu LIPSS je pak právě znalost optimální hodnoty fluence jednou z podmínek pro její vytvoření.

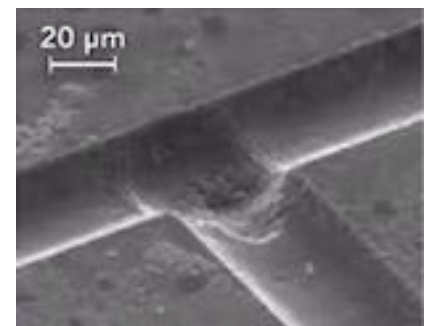


Obrázek 51 – Závislost morfologie vytvářených struktur na hodnotách fluence (8)

6.1.3. Mikro/nano struktury

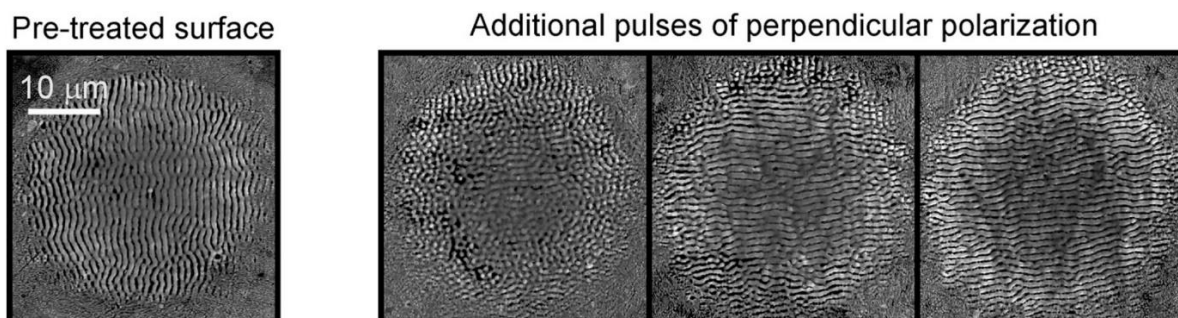
Struktury rozdílné velikosti mohou být vytvářeny mírně odlišnými metodami.

V **mikro** měřítku lze např. struktury vytvářet mikroobráběním laserovou ablací, kdy za laserovým svazkem zůstává jedna stopa, podobně jako za nástrojem při konvenčním obrábění. Velikost elementů mikrostruktury je pak řádově blízká průměru svazku, obvykle tedy v řádu desítek μm (viz Obr. 52). Takový svazek nemusí být pro toto použití nutně polarizován. Výhodou této metody je možnost cíleného vytvoření struktury konkrétního tvaru. Nevýhodou je pak omezení minimální velikosti elementu struktury průměrem svazku. (91)



Obrázek 52 – Detail mikrostruktury vytvořené průchodem laserového svazku (91)

Ke vzniku struktur v menším, tedy **nano** měřítku lze využít mírně odlišnou metodu. Např. periodicky se opakující nanostruktury mohou vznikat pulsním ozářením polarizovaným svazkem. Příkladem může být struktura **LIPSS**. Ta vzniká ozářením lineárně polarizovaným svazkem a rozměr elementů struktury je řádově menší než průměr svazku ($< 1 \mu\text{m}$), což je významnou výhodou této metody. Nevýhodou pak může být úzké rozmezí procesních parametrů, při kterých daná struktura vzniká. Tvar elementů a jejich orientace pak závisí krom procesních parametrů na směru polarizace svazku. (viz Obr. 53) (92)



Obrázek 53 – Tvar a orientace struktur LIPSS při proměnné polarizaci; ozáření více pulsy jedné polarizace (vlevo); ozáření více pulsy různé polarizace (vpravo) (92)

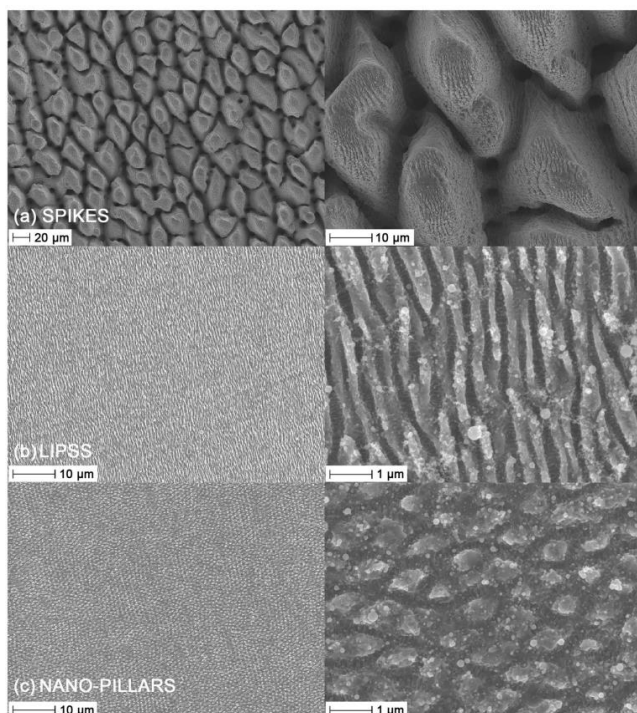
6.2. Přehled konkrétních antibakteriálních struktur

6.2.1. Struktury vytvořené technologií DLW (direct laser writing) různé morfologie v závislosti na polarizaci

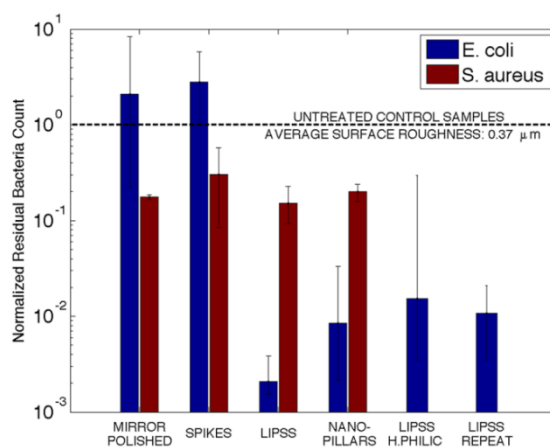
Mikrohroty (spikes) je struktura vytvořená lineárně polarizovaným svazkem. Charakteristický rozměr této struktury (20-40 μm) je mnohem větší, než jaké jsou střední rozměry bakterií *E. coli* ($\sim 2 \times 0,5 \mu\text{m}$) a *S. aureus* ($\sim 1 \mu\text{m}$). Tato struktura je superhydrofobní ($\text{CA} > 150^\circ$), to však patrně nestačí k zajištění antibakteriálních vlastností. (7)

LIPSS (laserem indukovaná periodická povrchová struktura) lze též dosáhnout lineárně polarizovaným svazkem. Charakteristický rozměr této struktury (0,5-0,9 μm) je však blízký středním rozměrům bakterií. To má za následek snížení počtu kontaktních bodů a s tím spojených antibakteriálních vlastností. (7)

Nano-pilíře, na rozdíl od výše zmíněných struktur, vznikají při kruhové polarizaci svazku. Obecně lze říci, že tato struktura je bližší struktuře LIPSS, a to jak procesními parametry, tak výslednými vlastnostmi. Podobně jako LIPSS má tato struktura charakteristický rozměr (0,8-1,3 μm) blízký středním rozměrům bakterií. (7)



Obrázek 55 – SEM snímky testovaných struktur (7)



Obrázek 54 - Geometrický průměr normalizovaných reziduí buněk *E. coli* a *S. aureus* pro testované struktury

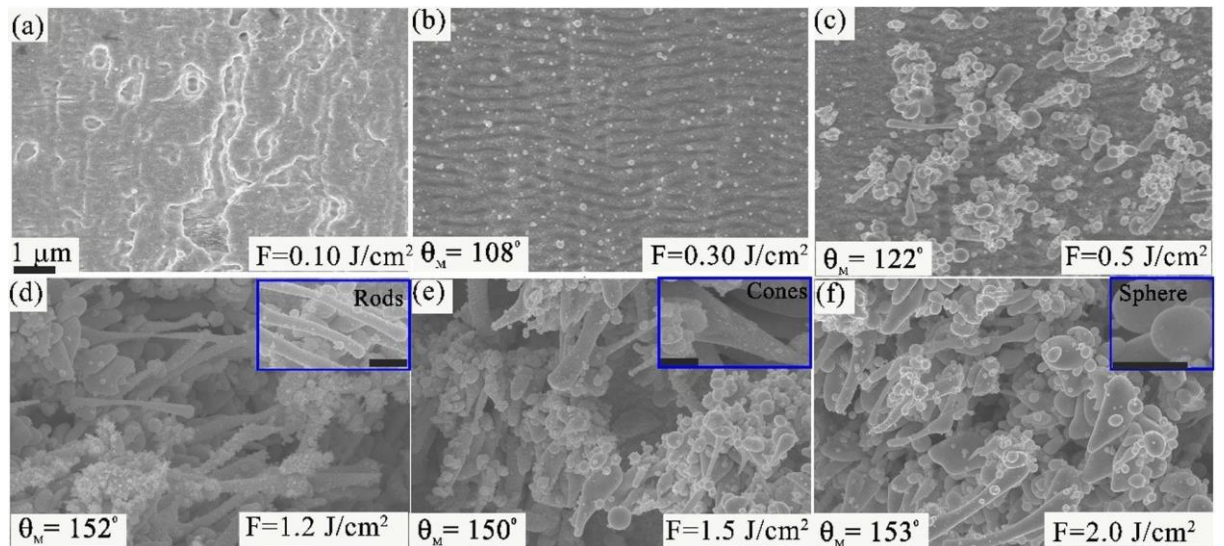
LIPSS H.PHILIC označuje výsledky vzorku, který byl po strukturování dále zpracován k hydrofilitě

LIPSS REPEAT pak výsledky vzorku, který byl bakteriální lázni vystaven opakovaně (7)

Dle (7) ulpělo nejvyšší množství buněk tyčinkovité bakterie *E. coli* na zrcadlově lesklém povrchu a na povrchu strukturovaném mikrohroty s vyšším charakteristickým rozměrem prvku oproti velikosti buňky. Oproti prvním dvěma strukturám bylo ulpívání bakterie *E. coli* u struktury LIPSS nižší o 99,8 %, u struktury nano-pilířů pak o 99,2 %. Potlačení ulpívání buněk kulovité bakterie *S. aureus* je pak

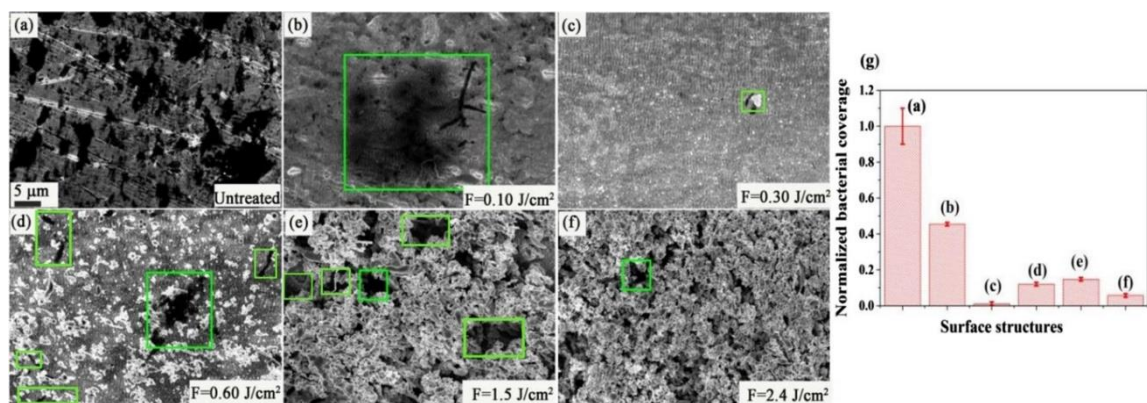
připisováno nízké hodnotě průměrné aritmetické výšky plochy ($S_a = 30 \text{ nm}$) leštěného vzorku, respektive nízkému počtu kontaktních bodů struktury LIPSS. Nejnižších a tedy nejlepších výsledků bakteriální retence dosahuje struktura LIPSS, a to jak v případě tyčinkovité bakterie *E. coli*, tak kulovité *S. aureus*. Všechny struktury byly vytvořeny na vzorcích z korozivzdorné oceli AISI 316L. (7)

6.2.2. Struktury vytvořené technologií DLW (direct laser writing) různé morfologie v závislosti na fluenci



Obrázek 56 – SEM snímky jednotlivých útvarů při různé fluenci. (a) povrch s náhodnou drsností; (b) fs-LIPSS; (c) fs-LIPSS pokryté nano/mikrostrukturou; (d-f) postupně se měnící kombinace 1D tyčinkovitých, kuželovitých a kulovitých útvarů při proměnné fluenci (8)

Výše popsané periodicky se opakující struktury vznikly ozářením povrchu Au femtosekundovými laserovými pulsy. Cílem tohoto procesu byla jednak úprava původně hydrofilního povrchu Au na hydrofilní, resp. superhydrofilní, dále pak nalezení souvislosti mezi fluencí a vzniklou morfologií. Na základě zjištěné závislosti byly vytvořeny níže vyobrazené struktury, které byly otestovány z hlediska bakteriální adheze.



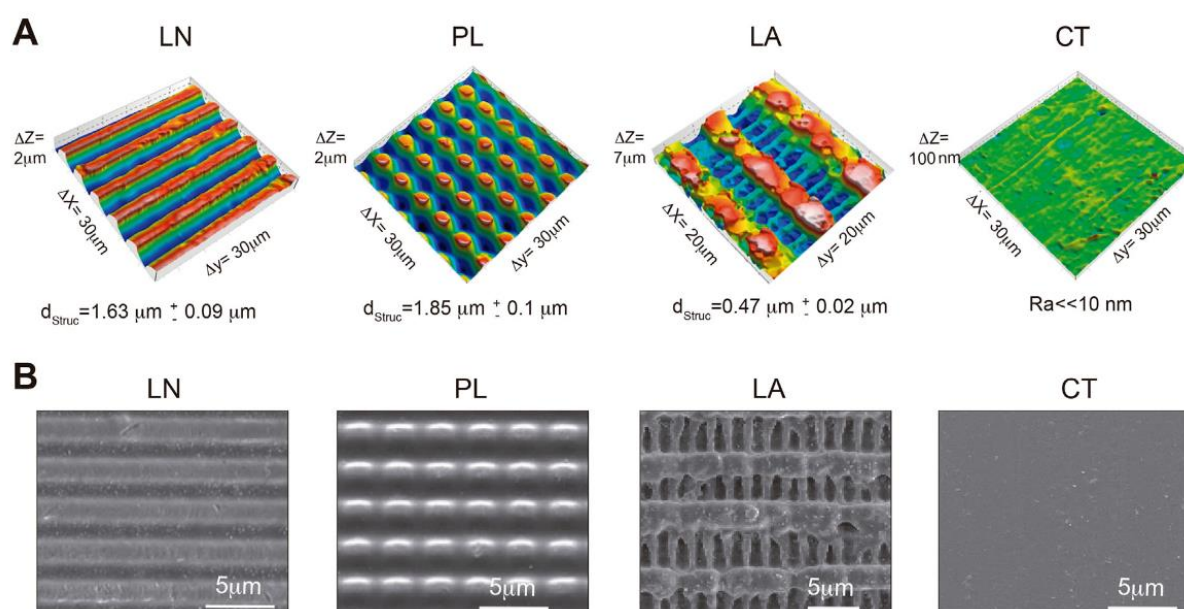
Obrázek 57 – SEM snímky jednotlivých struktur podrobených testu bakteriální adheze *E. coli* a vzniku biofilmu. Zelenými rámečky jsou označeny oblasti bakteriální kolonizace; (a) Kontrolní vzorek bez struktury; (b-f) struktury vzniklé ozářením za proměnné fluence (8)

S výjimkou vzorku s nahodilou drsností (b) bylo strukturováním dosaženo výrazného snížení tvorby biofilmu bakterie *E. coli*. Fs-LIPSS (c) dosahují nejlepších výsledků s 99,03% snížením. Fs-LIPSS pokryté nano/mikrostrukturou vykazují méně efektivní 99% snížení. Pro struktury tvořené kombinací 1D tyčinkovitých, kuželovitých a kulovitých útvarů (d-f) byla pozorována tvorba biofilmu v těch místech povrchu, kde nedošlo k vytvoření struktury.

Vynikající antibakteriální vlastnosti vykazuje především struktura fs-LIPSS. To je pravděpodobně zapříčiněno specifickou periodou (~577 nm) struktury. Na druhou stranu, struktury s nahodilými útvary dávají prostor k vytvoření biofilmu na plochých oblastech povrchu. (8)

6.2.3. Struktury vytvořené technologií DLIP (direct laser interference patterning)

Dle (9) byly na polystyrenových (PS) vzorcích technologií DLIP vytvořeny následující struktury:



Obrázek 58 – Struktury vytvořené metodou DLIP na snímcích z konfokálního (A) a elektronového (B) mikroskopu (9)

Linie (LN) – struktura složená z periodicky se opakujícího 1D prvku – linie

Pilíře (PL) – struktura složená z periodicky se opakujícího 2,5D prvku – pilíře

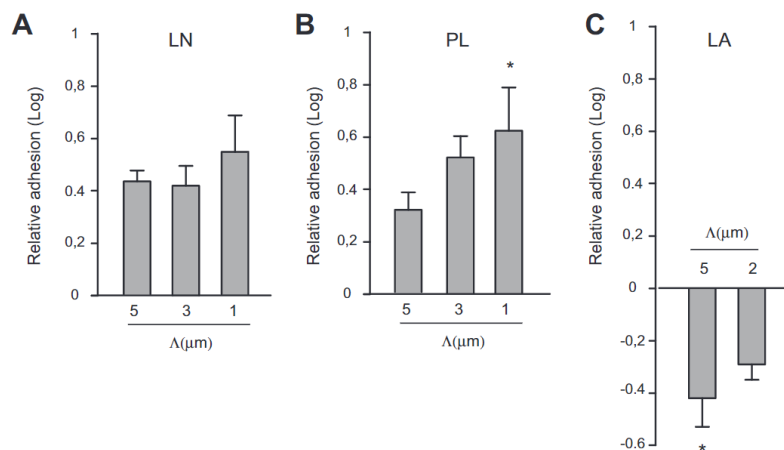
Lamely (LA) – struktura složená z lamel a linií tvořící komplexnější 3D tvar – lamely

Kontrolní vzorek (CT) – nestrukturovaný vzorek sloužící pro výpočet parametru relativní adheze

Dané struktury byly zhotoveny v několika modifikacích s proměnnou velikostí periody mezi jednotlivými prvky Λ . Adheze byla testována za statických podmínek. Pro posouzení byl použit parametr relativní adheze tedy podíl adhezí příslušné struktury a kontrolního vzorku. (9)

Polymeric material	$\Lambda = \text{period}$ [μm]	Topography	F = fluence [$\text{J} \cdot \text{cm}^{-2}$]
PS	5	Line (LN)	0.5
PS	5	Pillar (PL)	0.5
PS	3	Line (LN)	0.5
PS	3	Pillar (PL)	0.5
PS	1	Line (LN)	0.5
PS	1	Pillar (PL)	0.5
PS	5	Lamella (LA)	0.5
PS	2	Lamella (LA)	0.5
PS	–	Non-patterned (CT)	–

Obrázek 59 – Vzorky struktur s proměnnou velikostí periody Λ (9)



Obrázek 60 – Relativní adheze CFU jednotlivých struktur (9)

Výsledky ukázaly, že liniové (LN) a pilířové (PL) struktury zvýšily bakteriální adhezi *S. aureus* k povrchu polymeru PS, a to zejména v případě vzorků s periodou 1 μm . Oproti tomu lamelární struktura (LA) významně snížila bakteriální adhezi, zejména u vzorku s periodou 5 μm . (9)

6.2.4. Struktury vytvořené technologií vstřikování plastu do formy strukturované technologií DLW (direct laser writing)

Tato podkapitola popisuje výrobu a testování struktur, ze kterých částečně vychází struktury vytvářené v rámci kapitoly 7. *Experimentální strukturování*. Strukturování a testování bylo provedeno ve spolupráci Centra HiLASE s Centrem polymerních systémů, spadajícím pod Univerzitu Tomáše Bati ve Zlíně.

Testované struktury byly vyrobeny metodou vstřikování plastu do formy. Formy použité v tomto procesu byly navrženy s vyměnitelnými vložkami o rozměrech 27x25 mm. Díky této konstrukci bylo možné ve formě měnit laserem strukturovanou vložku, a vytvořit tak její negativ na vstřikovaném dílu (deska o rozměru 30x30 mm a tloušťce 3 mm). Vstřikování probíhalo na vstřikolisu ARBURG 270S vybaveném šnekem o průměru 25 mm. Pro vstřikování byl vybrán materiál PA66, a to díky svým tokovým vlastnostem a jeho použití v medicínské praxi. Teplota taveniny byla nastavena na horní hranici doporučenou výrobcem, tedy 300 °C. Udržovací tlak byl nastaven na základě tlaku v bodě přechodu mezi vstřikovací a udržovací fází (když byla forma naplněna do 95 % svého celkového objemu), nastaveného na 80 % přechodového tlaku. Stejně tak teplota formy byla nastavena na horní hranici doporučenou výrobcem, tedy 90 °C. Použitá doba chlazení byla 20 s. Všechny vzorky byly vyjmuty z formy pomocí centrálního vyhazovače a byly vyjmuty z formy pomocí robotického ramene, aby nedošlo k poškození vlastního povrchu předtím, než vychladly na teplotu okolí na ukládacím pásu stroje.

Testované struktury

Pro testování bakteriální adheze byly zvoleny následující struktury:

- Struktura LIPSS ($v_f = 700$ mm/s) bez podkladové struktury (S1)
- Struktura LIPSS ($v_f = 700$ mm/s) na podkladové struktuře děr v hex. poli (mezi vytvoření podkladové a krycí struktury byla vložena operace přebroušení podkladové mikrostruktury pro zarovnání povrchu před vytvořením krycí nanostruktury LIPSS) (S2)
- Struktura LIPSS ($v_f = 700$ mm/s) na podkladové struktuře čtvercové mřížky (S3)

	(S1) LIPSS 700 mm/s	(S2) Díry v hex. poli + LIPSS 700 mm/s	(S3) Čtvercová mřížka + LIPSS 700 mm/s
Snímek testované struktury			
Snímek vložky do formy			
Materiál	PA66	PA66	PA66

Tabulka 7 – Přehled testovaných struktur a struktur forem, ze kterých struktury vycházejí

Metodika testování

Samotnému testování předcházely tyto kroky:

- Vzorky byly nejprve desinfikovány oplachem v 70% denaturovaném etanolu
- Poté bylo provedeno antibakteriální testování pomocí dvou reprezentativních bakteriálních kmenů: gram-negativní *Escherichia coli* (CCM 4517) a gram-pozitivní *Staphylococcus aureus* (CCM 4517)
- Poté byl každý bakteriální kmen kultivován na živném agaru (HiMedia laboratories, Indie) pomocí inokulačních smyček
- Po 24hodinové inkubaci při 37 °C probíhalo antibakteriální testování podle protokolu stanoveného ve článku (7)

Antibakteriální testování pak probíhalo následujícím způsobem:

Bakteriální suspenze byla přenesena do sterilních nádob o objemu 500 ml, do kterých byly jednotlivé vzorky ponořeny a umístěny ve vodorovné poloze, s laserem strukturovaným povrchem směrem nahoru, po dobu dvou hodin a za standardních podmínek při teplotě 24 °C. Během této doby byly nádoby míchány translačním mechanickým míchadlem s frekvencí 100 otáček za minutu a zdvihem 30 mm, aby se zajistil nepřetržitý kontakt bakteriálních buněk s povrchem. Po dokončení byly vzorky drženy ve svislé poloze po dobu 120 s, aby se z povrchu odstranila přebytečná kapalina. Poté byl kvantifikován počet zbytkových mikroorganismů v souladu s normou ČSN EN ISO 18593 (560626) pro horizontální metody odběru vzorků. Z každého vzorku byly odebrány ortogonální povrchové stěry na ploše 25x25 mm. K určení velikosti stírané plochy byly použity sterilní PTFE šablony definující požadovanou velikost 25x25 mm. Počet životaschopných bakterií byl stanoven metodou kultivace na nálevových plotnách (TSA, HiMedia laboratories, Indie) po inkubaci při 35 °C po dobu 48 hodin.

Výsledky testů bakteriální adheze

Výpočet hodnot antibakteriální aktivity (A) byl proveden podle normy ČSN ISO 22196 (640782).

Účinnost antibakteriálních vlastností je uvedena v tabulce níže:

Efektivita antibakteriálních vlastností	Hodnota antibakteriálního účinku A
Slabá	$1 < A < 2$
Významná*	$2 \leq A < 3$
Silná*	$A \geq 3$

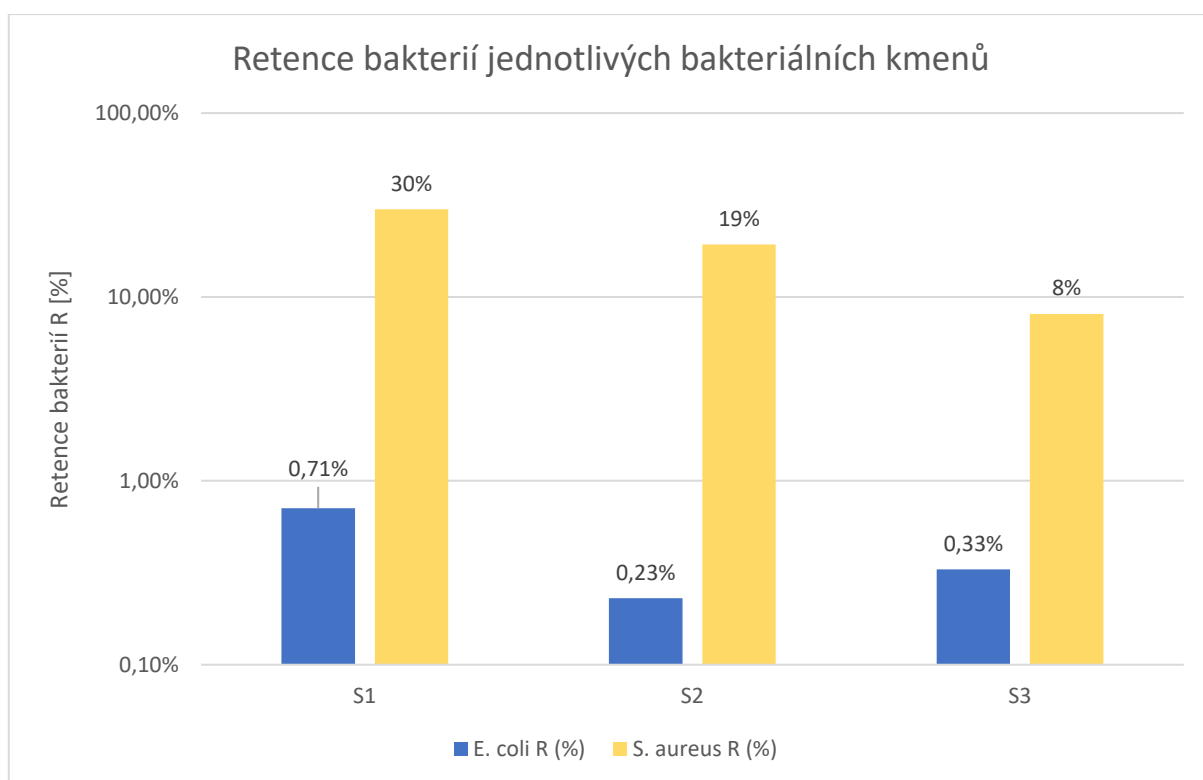
Tabulka 8 – Účinnost antibakteriálních vlastností

*Hodnoty antibakteriálního účinku A převzaty z normy ČSN EN ISO 20743: 2014.

Výsledky počtu životaschopných bakterií na cm² vzorku (CFU/cm²) a hodnoty antibakteriální aktivity (A) proti růstu *Staphylococcus aureus* CCM 4516 a *Escherichia coli* CCM 4517 jsou uvedeny v tabulce níže. Vzhledem k nízkým hodnotám antibakteriální aktivity A bylo stanoveno také procento poklesu životaschopných bakterií ve srovnání s referenční hodnotou neboli Retence bakterií R (%).

Vzorky	<i>E. coli</i>		<i>S. aureus</i>	
	A	R (%)	A	R (%)
S1	2,15	99,29	0,73	70,02
S2	2,64	99,77	0,92	80,72
S3	2,48	99,67	1,30	91,90

Tabulka 9 – Výsledky počtu životaschopných bakterií vyjádřených parametr A a R



Obrázek 61 – Retence bakterií kmenu *E. coli* a *S. aureus*. Hodnoty reprezentují množství aktivních bakteriálních buněk ve srovnání s referenčním vzorkem, hodnota 100 % na ose y reprezentuje hodnoty na referenčních vzorcích

Největšího snížení počtu bakteriálních buněk kmenu *E. coli* (99,77 %) bylo dosaženo na povrchu vzorku S2, kmenu *S. aureus* (92 %) pak na povrchu vzorku S3. Obecně lze říci, že všechny povrchy dosahovaly lepších výsledků antibakteriálnosti pro kmen *E. coli* než pro kmen *S. aureus*. Tomu odpovídají i hodnoty antibakteriálního účinku A. Pro kmen *E. coli* mají všechny struktury významnou hodnotu antibakteriálního účinku, zatímco pro kmen *S. aureus* maximálně hodnotu slabou, a to pro vzorek S3.

6.3. Přehled procesních parametrů strukturování laserem

Korozivzdorná ocel AISI 316L							
Struktura (zdroj)	Typ polarizace	Opakovací frekvence [kHz]	Energie pulsu [μ J]	Skenovací rychlost [m/s]	Rozteč drah [μ m]	Počet přejezdů [-]	Vnesená energie [J/cm ²]
Mikrohroty (7)	Lineární	1000	19,1	2	5	10	1910
LIPSS (7)	Lineární	1000	1,01	1	5	1	20,2
Nano-pilíře (7)	Kruhová	250	1,46	1	3	1	12,2

Tabulka 10 – Přehled procesních parametrů pro laserem vytvořené struktury

6.4. Shrnutí

Pro výrobu antibakteriálních struktur s pomocí laserového mikroobrábění vyplývají následující body:

- Pro snížení bakteriální adheze, resp. bakteriální kolonizace, je vhodná struktura LIPSS s periodou struktury menší než 1 μ m
- Slibnou antibakteriální strukturou je také struktura s hroty menších rozměrů, než je střední rozměr bakteriální buňky

7. Experimentální strukturování

Všechny dále popsané experimenty byly provedeny ve spolupráci s Centrem HiLASE, které je součástí Fyzikálního ústavu AV ČR.

Strukturování bylo provedeno ve dvou fázích, v první byly vytvořeny podkladové mikrostruktury, přes které byly dále vytvořeny krycí nanostruktury. Výsledné struktury jsou tedy kombinací podkladových a krycích struktur.

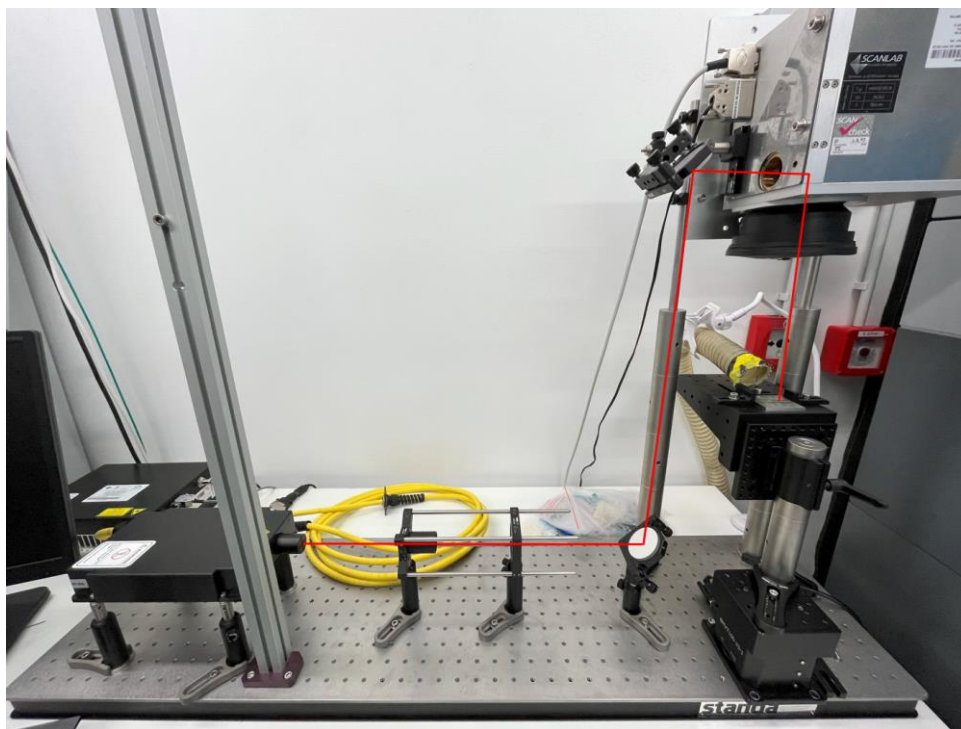
7.1. Experimentální uspořádání laserů

7.1.1. Uspořádání laseru Omron

Pro vytvoření podkladových mikrostruktur byl použit laser OMRON MX-AI2030-C

Parametry laseru OMRON MX-AI2030-C	
Maximální průměrný výkon	20 W
Délka pulsu	3 ns
Opakovací frekvence	10-1000 kHz
Vlnová délka	1062 nm
Polarizace	náhodná

Tabulka 11 – Parametry laseru OMRON MX-AI2030-C



Obrázek 62 – Experimentální uspořádání laseru OMRON MX-AI2030-C s naznačenou drahou laserového svazku

7.1.2. Uspořádání laseru Perla

Pro vytvoření krycích nanostruktur byl použit laser PERLA 100

Parametry laseru PERLA 100	
Maximální průměrný výkon	100 W
Maximální energie v pulsu	1 mJ
Délka pulsu	1 ps
Opakovací frekvence	100 kHz
Vlnová délka	1030 nm
Polarizace	lineární

Tabulka 12 – Parametry laseru PERLA 100

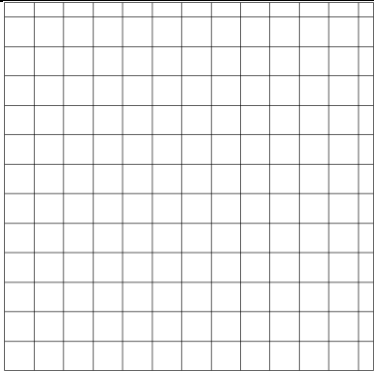
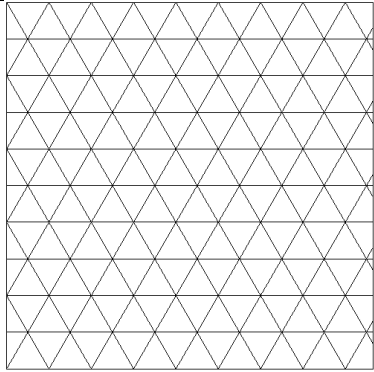
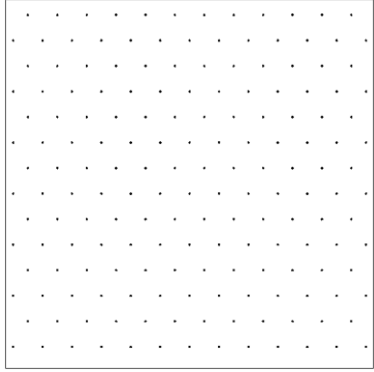
Uspořádání laseru PERLA 100 je velmi podobné uspořádání laseru OMRON MX-AI2030-C

7.2. Vytvoření podkladových mikrostruktur

Podkladové mikrostruktury mají za cíl dodat povrchu hydrofobní charakter, a zároveň zajistit selektivní bakteriální kolonizaci, a do jisté míry tak zabránit vzniku biofilmu. Cílem překrytí podkladové struktury strukturou krycí je pak vznik multifunkční hierarchické struktury, lépe odolávající bakteriální adhezi.

7.2.1. Návrh podkladových mikrostruktur

Na základě předchozích experimentů členů laboratoře a možností softwaru *Direct Machining Control* byly jako podkladové struktury zvoleny dvě mřížky, jedna čtvercová a jedna trojúhelníková. Třetí zvolená struktura je tvořena děrami uspořádanými v hexagonálním poli. Toto uspořádání má za následek, že každá díra leží v konstantní vzdálenosti od sousedních děr a je zajištěno nejhustší a nejrovnoměrnější možné pokrytí povrchu.

Název struktury	Dráha laseru	Parametry struktury
Čtvercová mřížka		Vzdálenost rovnoběžných drah 80 μm
Trojúhelníková mřížka		Vzdálenost rovnoběžných drah 100 μm
Díry v hexagonálním poli		Vzdálenost sousedních děr 80 μm

Tabulka 13 – Přehled navržených podkladových mikrostruktur

7.2.2. Stanovení optimálních procesních parametrů pro materiál AISI 316L

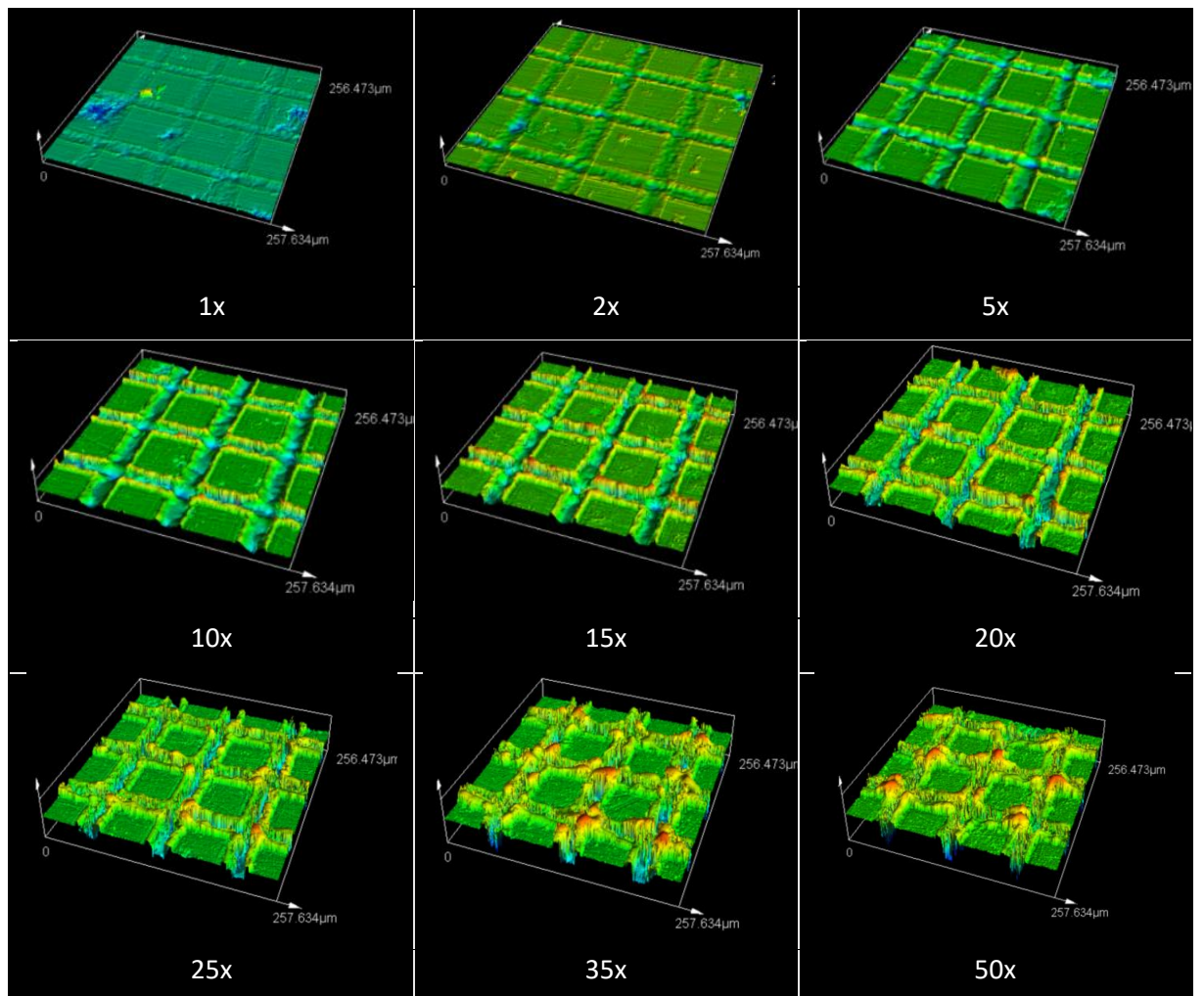
Fixní parametry laseru OMRON MX-AI2030-C	
Opakovací frekvence laseru	300 kHz
Průměrný výkon laseru	12 W

Tabulka 14 – Tabulka použitých fixních parametrů laseru OMRON-MX-AI2030-C

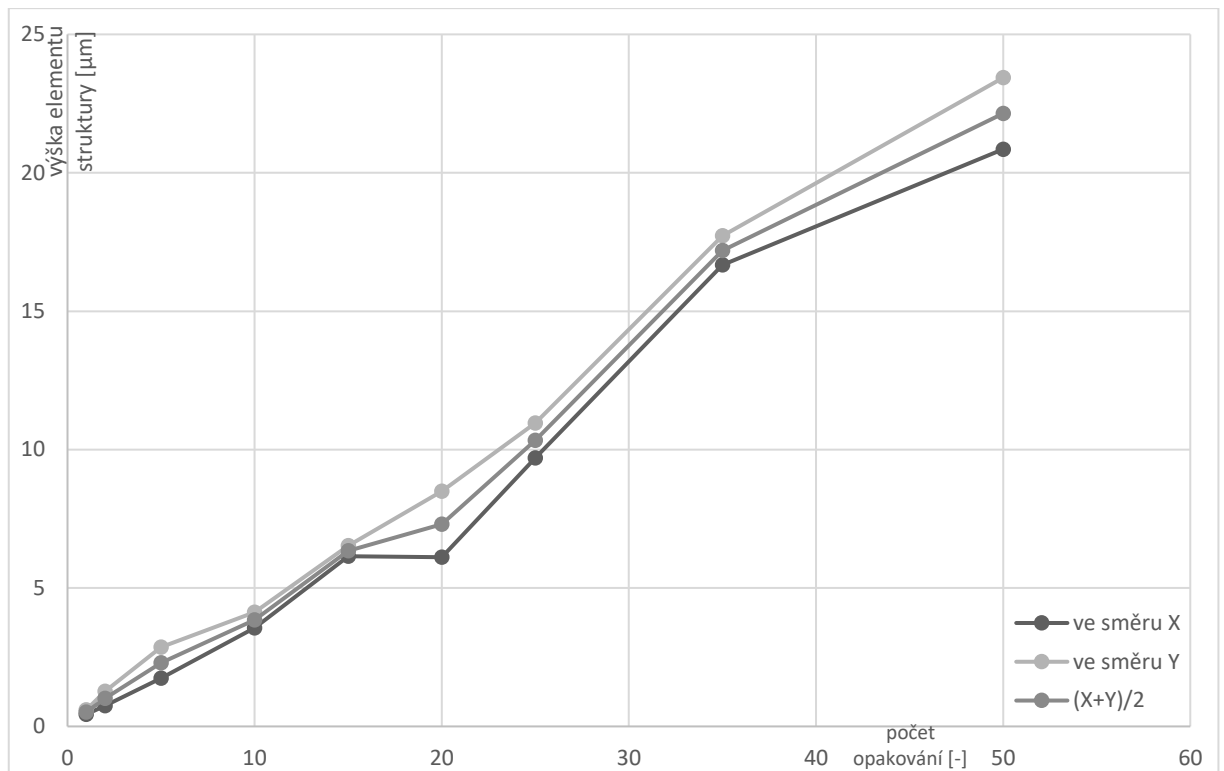
Stanovení optimálních procesních parametrů pro mřížkové mikrostruktury

Optimální parametry počtu opakování a skenovací rychlosti byly stanoveny metodou testovací matrice o dvou proměnných – počtu opakování a skenovací rychlosti.

Optimální počet opakování – prvním procesním parametrem, který bylo třeba určit, je počet opakování. Tedy počet, kolikrát svazek projede naprogramovanou trajektorii. K určení byly vytvořeny experimentální struktury s proměnným počtem opakování.



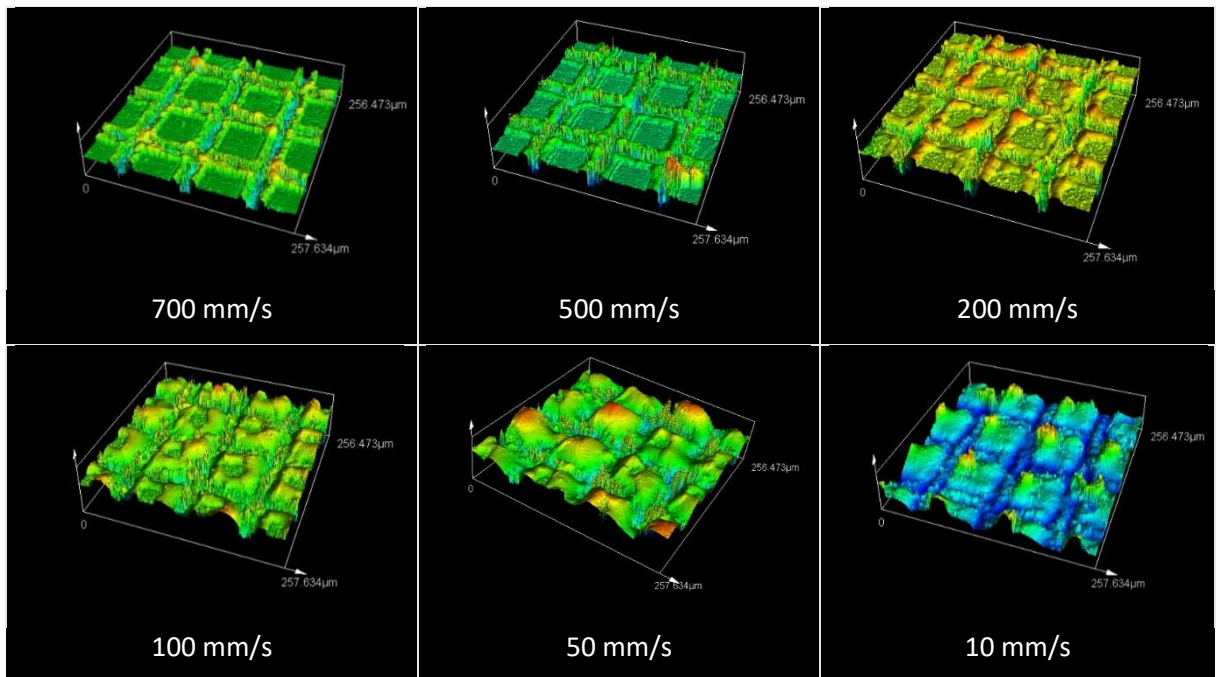
Tabulka 15 – Snímky struktur daného počtu opakování (označeno pod) z konfokálního mikroskopu



Obrázek 63 – Naměřené hodnoty výšky elementu struktur příslušného počtu opakování; měřeno ve směru osy X (modře), osy Y (červeně) a zprůměrováno z obou směrů (fialově)

Kritériem pro hodnocení byla kombinace snahy o vytvoření struktury s co nejvyšší výškou elementu, která si však zachovává velké nedotčené plochy pro krycí nanostrukturu. Optimální počet opakování byl stanoven na hodnotu 35, která dobře splňuje výše zmíněná kritéria a zároveň je přijatelná i s ohledem na procesní čas.

Stanovení optimální rychlosti skenování – dalším procesním parametrem, který bylo potřeba určit, je rychlost skenování. Tedy rychlost, kterou se laserový svazek pohybuje po strukturovaném povrchu. Opět byly vytvořeny experimentální struktury, přičemž byla použita zjištěná optimální hodnota počtu opakování, tedy 35.



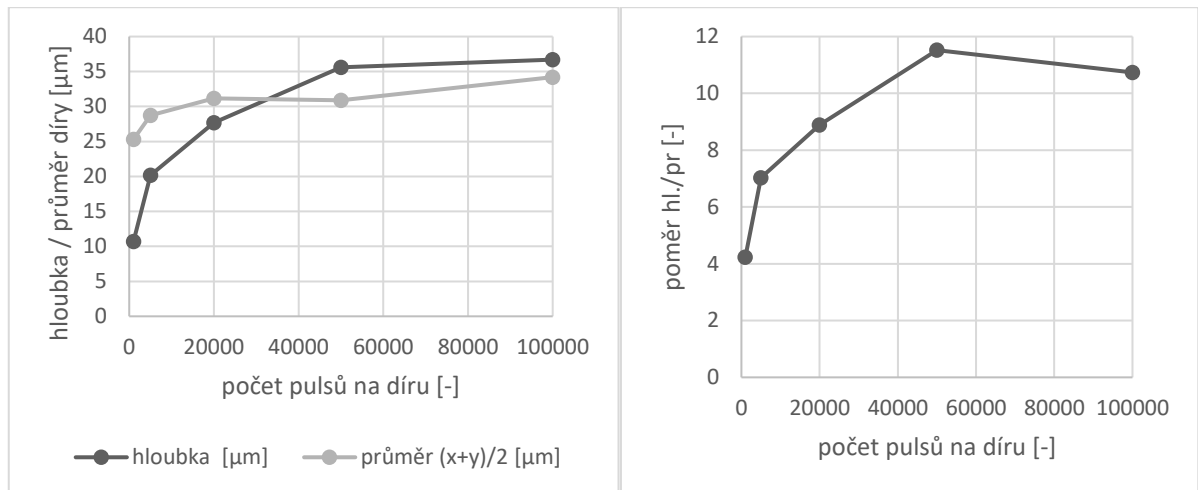
Tabulka 16 – Snímky struktur dané skenovací rychlosti (označeno pod) z konfokálního mikroskopu

Cílem tohoto procesu je určení takové skenovací rychlosti, která zachovává velké nedotčené plochy pro krycí nanostrukturu a zároveň bere ohled na procesní čas. Obě kritéria nejlépe splňuje nejvyšší skenovací rychlost, tedy 700 mm/s.

Stanovení optimální rozteče drah (spacing) – posledním procesním parametrem, který bylo třeba určit, je hodnota spacingu, tedy vzdálenosti rovnoběžných drah laseru. Optimální hodnota spacingu je v našem případě taková, při které dojde k pokrytí přibližně poloviny plochy povrchu podkladovou strukturou, přičemž druhá polovina bude pokryta v dalším kroku krycí strukturou. Testovací struktura byla vytvořena s hodnotou spacingu 80 μm . Pro strukturu trojúhelníkové mřížky byla tato hodnota upravena na 100 μm , přičemž pro čtvercovou mřížku byla zachována hodnota 80 μm .

Stanovení optimálních procesních parametrů pro strukturu děr v hexagonálním poli

Optimální počet pulsů na díru – analogicky k počtu opakování u mřížkových struktur je pro strukturu děr v hexagonálním poli potřeba určit počet laserových pulsů, které vytvoří jednu díru. Optimální hodnotou je v našem případě takový počet pulsů, při kterém bude poměr hloubky díry ku jejímu průměru co největší, ovšem s ohledem na procesní čas. Pro testování byly zvoleny hodnoty 1000; 5000; 20000; 50000; 100000.



Obrázek 64 – Naměřené hodnoty hloubek a průměrů děr příslušného počtu opakování (vlevo), průměr byl měřen ve dvou směrech, naměřené hodnoty následně zprůměrovány; vypočtené hodnoty poměru hloubky a průměru díry příslušného počtu opakování (vpravo)

Nejvyšší hodnoty poměru hloubky ku průměru dosahovala díra vytvořená 50000 pulsy, tato hodnota byla tedy stanovena jako optimální.

Stanovení optimální rozteče děr (spacing) – posledním procesním parametrem, který bylo třeba určit, je hodnota spacingu, tedy vzdálenosti středů jednotlivých děr. Optimální hodnota spacingu je, obdobně jako u mřížkových struktur, taková, při které dojde k pokrytí přibližně poloviny plochy povrchu podkladovou strukturou, přičemž druhá polovina zůstane nedotčená pro pokrytí krycí strukturou. Testovací struktura byla vytvořena s hodnotou spacingu 80 μm, která byla dále zvolena jako optimální.

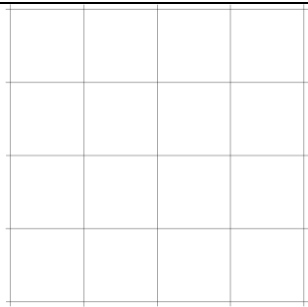
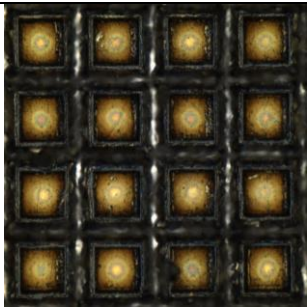
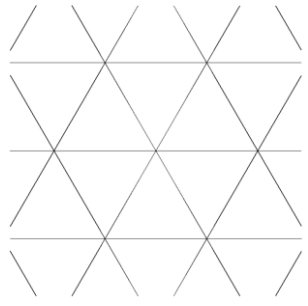
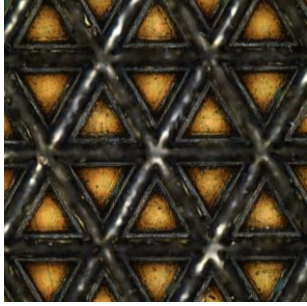
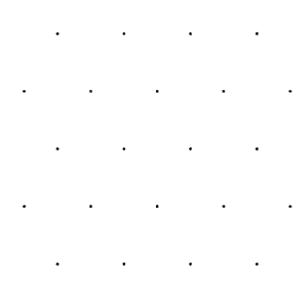
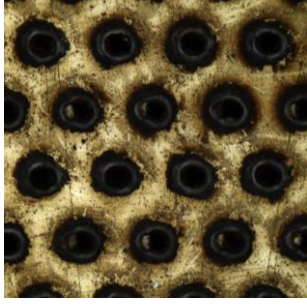
7.2.3. Výroba testovacích podkladových mikrostruktur

Pro výrobu testovacích podkladových struktur byly použity následující parametry:

Struktura	Čtvercová mřížka	Trojúhelníková mř.	Díry v hex. poli
Délka pulsu	3 ns		
Vlnová délka	1062 nm		
Počet opakování [-]	35		1
Rychlost skenování [mm/s]	700		-
Počet pulsů na díru [-]	-	-	50000
Spacing [μm]	80	100	80

Tabulka 17 – Tabulka parametrů pro výrobu testovacích podkladových struktur

Pro následné experimenty byla zvolena následující sada podkladových mikrostruktur.

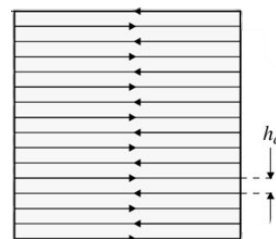
Název struktury	Dráha laseru	Snímek struktury
Čtvercová mřížka		
Trojúhelníková mřížka		
Díry v hexagonálním poli		

Tabulka 18 – Přehled experimentálně vytvořených podkladových mikrostruktur

7.3. Vytvoření krycích nanostruktur

7.3.1. Návrh krycích nanostruktur

Metodou pro vytvoření krycích nanostruktur je pulsní ozařování polarizovaným svazkem. Pohyb svazku po povrchu je realizován strategií paralelního skenování. Povrch je tedy skenován řádek po řádku. Rozteč rovnoběžných drah je obvykle značena h_d (hatch distance) (viz. Obr. 68).



Obrázek 65 – Strategie paralelního skenování

Výsledná morfologie struktur je v tomto případě řízena pomocí dvou parametrů – skenovací rychlosti v_f , tedy rychlosti, kterou se svazek pohybuje a pomocí jeho polarizace.

Název struktury	Dráha laseru	SEM snímek struktury Zvětšení 50 000x	Parametry struktury
LIPSS 700 mm/s			Polarizace lineární $v_f = 700 \text{ mm/s}$
LIPSS 70 mm/s			Polarizace lineární $v_f = 70 \text{ mm/s}$
LIPSS 7 mm/s			Polarizace lineární $v_f = 7 \text{ mm/s}$
SPIKES			Polarizace kruhová $v_f = 700 \text{ mm/s}$

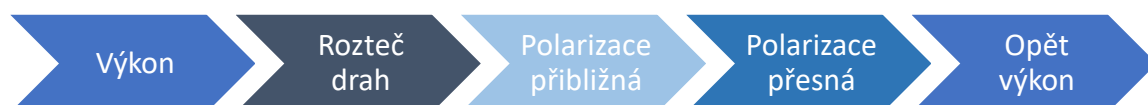
Tabulka 19 – Přehled experimentálně vytvořených krycích nanostruktur

7.3.2. Stanovení optimálních procesních parametrů pro materiál AISI 316L

Fixní parametry laseru PERLA 100	
Opakovací frekvence laseru	100 kHz
Průměr svazku $1/e^2$	30 μm
Délka pulsu	1,7 ps
Vlnová délka	1030 nm

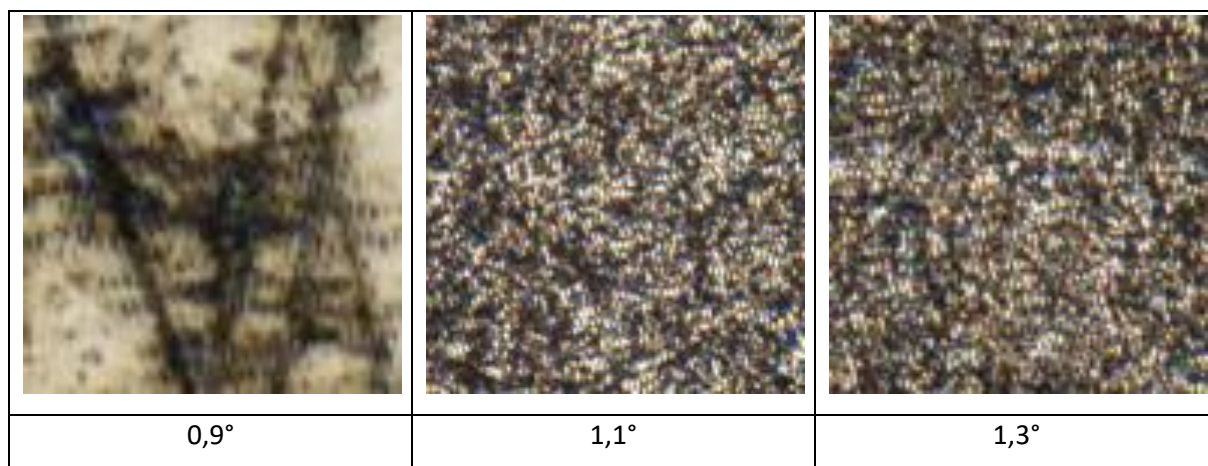
Tabulka 20 – Tabulka použitých fixních parametrů laseru PERLA 100

Stanovení optimálních procesních parametrů pro strukturu LIPSS probíhalo v těchto pěti krocích:



Obrázek 66 – Řetězec pro stanovení optimálních procesních parametrů pro strukturu LIPSS

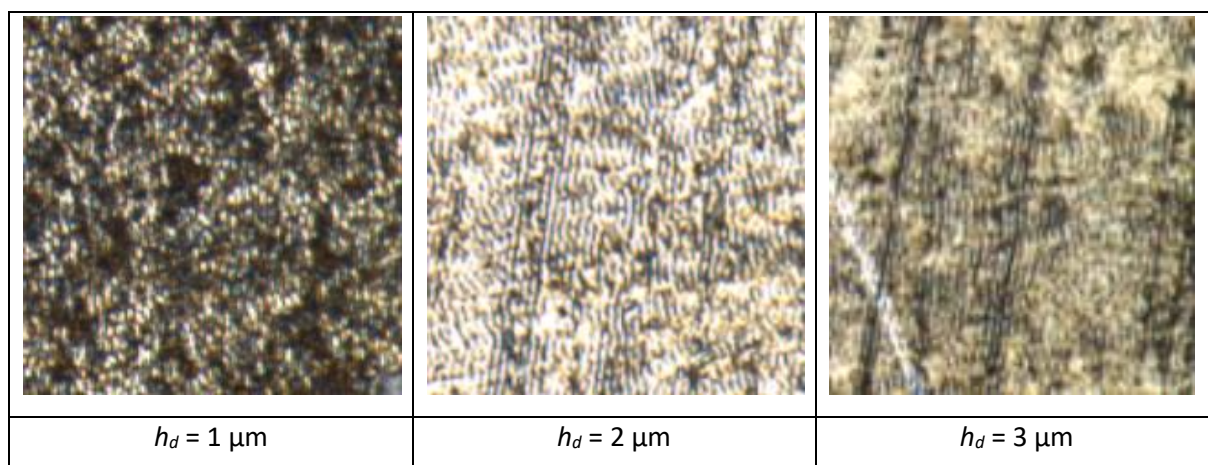
Nejprve byly vytvořeny testovací struktury při postupném zvyšování výkonu. To bylo uskutečněno za pomoci natočení půlvlnné destičky regulující množství propouštěného záření. Výkon byl navyšován z počátečního natočení $0,5^\circ$ s krokem $0,2^\circ$ až do hodnoty $1,9^\circ$



Tabulka 21 – Snímky testovacích struktur při postupném zvyšování výkonu (označeno pod)

Smyslem tohoto kroku je nalezení ablačního prahu. Při natočení $0,9^\circ$ se pohybujeme pod ablačním prahem, při natočení $1,3^\circ$ pak příliš daleko za ním. Za optimální bylo tedy zvoleno natočení půlvlnné destičky $1,1^\circ$, což odpovídá výkonu 120 mW.

Poté byla stanovena optimální rozteč drah h_d (hatch distance). Opět byly vytvořeny testovací struktury s použitím výše zmíněné optimální hodnoty výkonu. Parametr h_d byl zvyšován z počáteční hodnoty $1 \mu\text{m}$ s krokem $1 \mu\text{m}$.



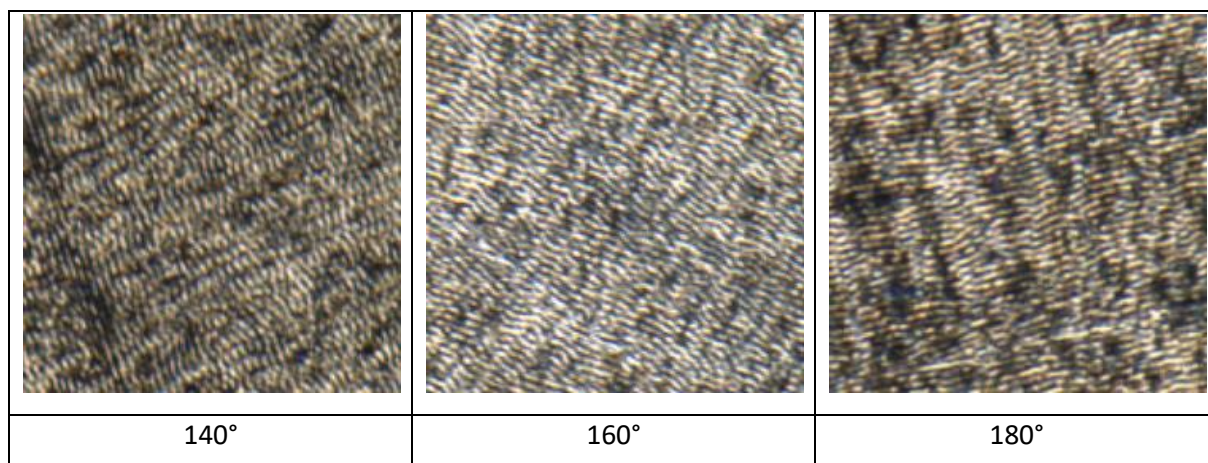
Tabulka 22 – Snímky testovacích struktur při postupném zvyšování parametru rozteče drah (označeno pod)

Smyslem tohoto kroku je nalezení takové rozteče drah, při které dochází k největšímu pokrytí povrchu strukturou LIPSS. Ze snímků je patrné, že největšího pokrytí bylo dosaženo při rozteči kroku $2 \mu\text{m}$. Za optimální byla tedy zvolena hodnota parametru $h_d = 2 \mu\text{m}$.

Dále byla stanovena optimální hodnota lineární polarizace záření. Polarizace záření byla uskutečněna natočením půl-vlnné ($\lambda/2$) destičky. Stanovení proběhlo ve dvou fázích:

1. Fáze – stanovení přibližné oblasti, kde se nachází optimální hodnota lineární polarizace

Opět byly vytvořeny testovací struktury v rozsahu lineární polarizace $0-180^\circ$ s krokem 20°

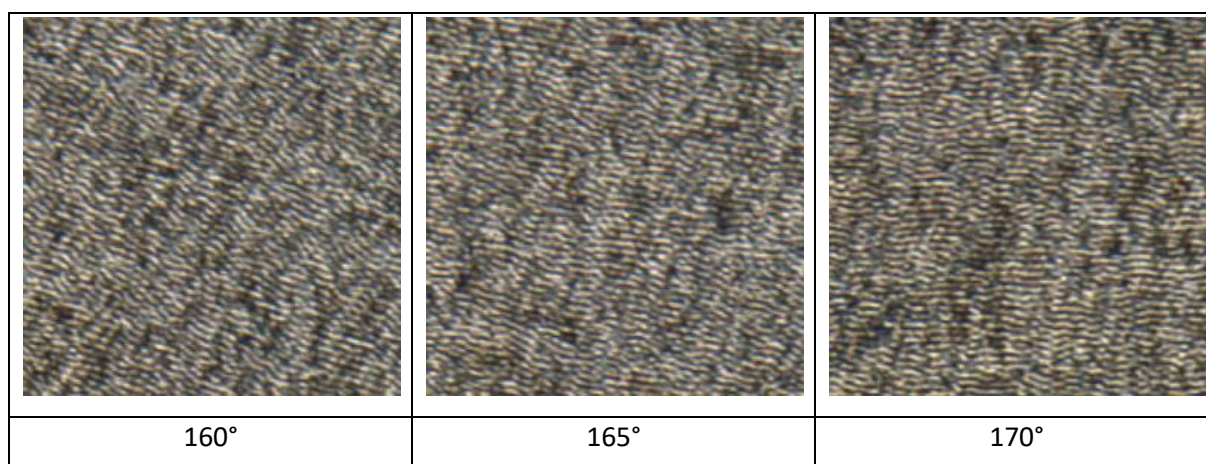


Tabulka 23 – Snímky testovacích struktur při stanovení přibližné oblasti optimální hodnoty polarizace (označeno pod)

Oblast optima se dle snímků nachází v okolí lineární polarizace 160°

2. Fáze – stanovení přesné optimální hodnoty lineární polarizace

Opět byly vytvořeny testovací struktury v rozsahu lineární polarizace 150-170°s krokem 5°



Tabulka 24 – Snímky testovacích struktur při stanovení přesné hodnoty optimální polarizace (označeno pod)

Za optimální byla zvolena taková hodnota lineární polarizace, při které má struktura LIPSS shodnou orientaci se směrem skenování, tedy hodnota 170°.

V posledním kroku byla pouze ověřena správnost kombinace stanovených optimálních parametrů. Byly vytvořeny testovací struktury při proměnném výkonu, ten byl navyšován z počátečního natočení 0,7° s krokem 0,1° až do hodnoty 1,5°.

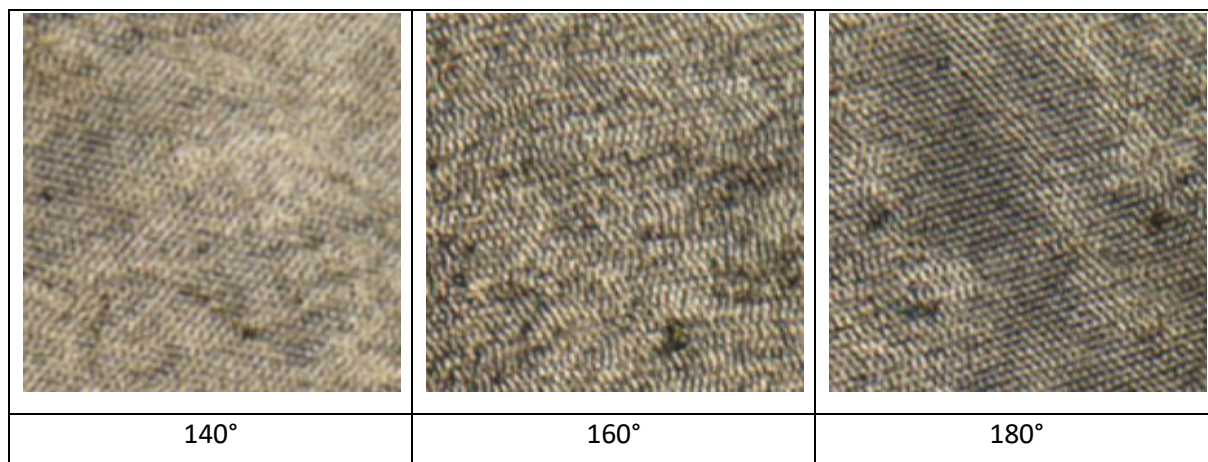
Bylo ověřeno, že hodnota natočení půlvlnné destičky 1,1° zůstává optimem i v kombinaci s ostatními zvolenými parametry.

Stanovené optimální procesní parametry pro strukturu LIPSS		
Výkon / natočení půlvlnné destičky	Rozteč drah h_d	Lineární polarizace záření
120 mW / 1,1°	2 μm	170°

Tabulka 25 – Stanovené optimální procesní parametry pro strukturu LIPSS

Stanovení optimálních procesních parametrů pro strukturu SPIKES probíhalo v návaznosti na optimální procesní parametry stanovené pro strukturu LIPSS. Výchozí hodnotou výkonu bylo tedy natočení půlvlnné destičky 1,1° a rozteč drah $h_d = 2 \mu\text{m}$. Pro strukturu SPIKES bylo potřeba najít analogicky optimální hodnotu polarizace, v tomto případě polarizace kruhové. Polarizace záření byla uskutečněna natočením čtvrtvlnné ($\lambda/4$) destičky.

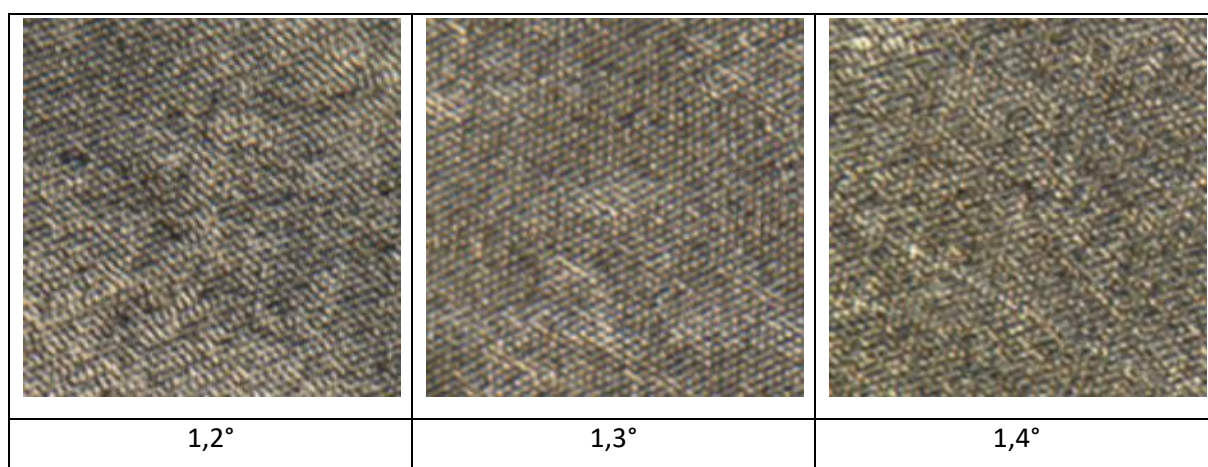
V prvním kroku byly tedy při výchozích parametrech vytvořeny testovací struktury v rozsahu kruhové polarizace 0-180° s krokem 20°.



Tabulka 26 – Snímky testovacích struktur při stanovení optimální hodnoty polarizace (označeno pod)

Ze snímků vytvořených struktur byla stanovena optimální hodnota kruhové polarizace 180°.

Ve druhém kroku byla optimalizována hodnota výkonu, resp. natočení půlvlnné destičky. Výkon byl navyšován z počátečního natočení 1,1° s krokem 0,1° až do hodnoty 1,5°



Tabulka 27 – Snímky testovacích struktur při postupném zvyšování výkonu (označeno pod)

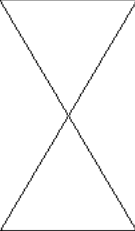

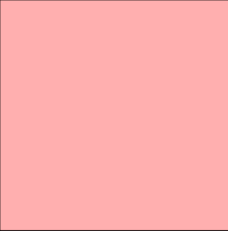
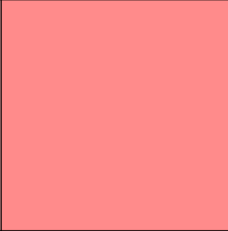




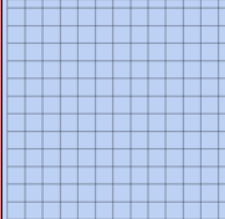
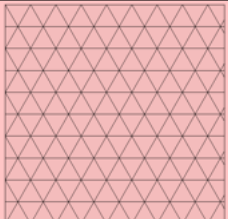
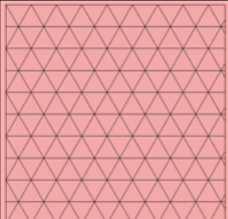
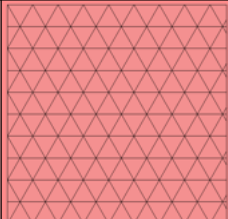
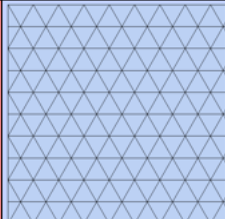

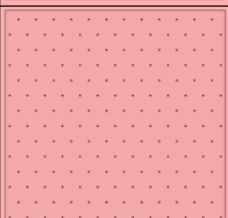
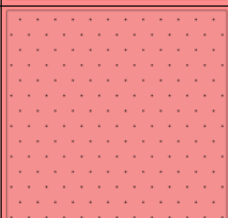
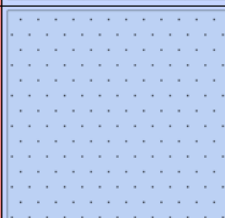
Za optimální byl zvolen výkon při natočení půlvlnné destičky 1,3°, což odpovídá výkonu 156 mW.

Stanovené optimální procesní parametry pro strukturu SPIKES		
Výkon / natočení půlvlnné destičky	Rozteč drah h_d	Kruhová polarizace záření
156 mW / 1,3°	2 μ m	180°

Tabulka 28 – Stanovené optimální procesní parametry pro strukturu SPIKES

7.4. Vytvoření kombinovaných mikro + nano struktur

7.4.1. Návrh kombinovaných mikro + nano struktur

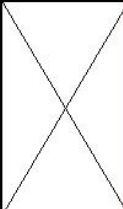
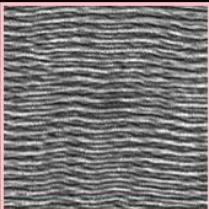
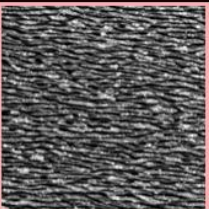
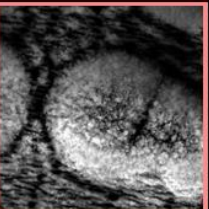
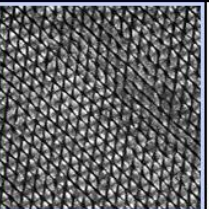
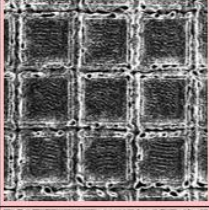
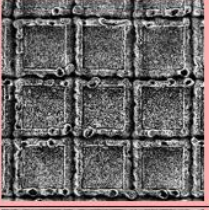

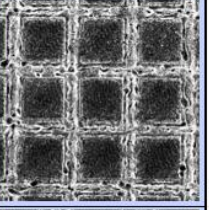
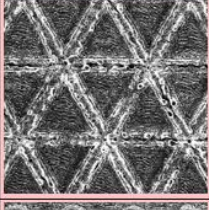
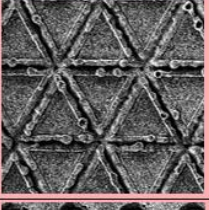
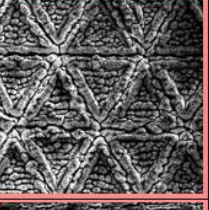
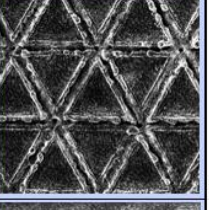
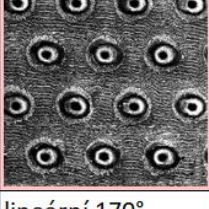
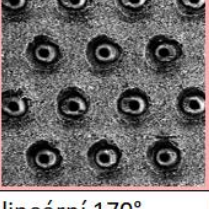
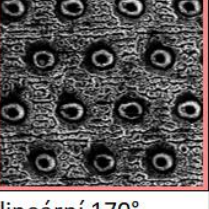
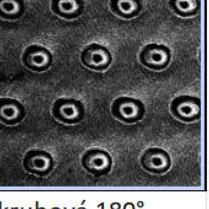
		KRYCÍ STRUKTURY			
		LIPSS 700 mm/s	LIPSS 70 mm/s	LIPSS 7 mm/s	SPIKES 700 mm/s
PODKLADOVÉ STRUKTURY					
	čtverc. mřížka				
	trujúhel. mřížka				
	díry v hex. poli				
	polarizace	lineární 170°	lineární 170°	lineární 170°	kruhová 180°

Tabulka 29 – Kombinace podkladových a krycích struktur

Výsledné kombinované struktury vznikly kombinací třech podkladových mikrostruktur a čtyř krycích nanostruktur. Krycí struktury byly vytvořeny na podkladové struktury, ale také na povrch bez podkladových struktur, aby bylo možné určit, zda a jakým způsobem dochází ke zkráslení krycí struktury v závislosti na výchozí struktuře povrchu, na jaký je nanášena. Toto vedlo ke zvýšení počtu podkladových struktur na čtyři. Výsledkem je tedy 16 (4x4) kombinovaných struktur.

7.4.2. Výroba kombinovaných mikro + nano struktur

Ve dvou krocích byly vyrobeny kombinované struktury, které byly následně pozorovány pomocí SEM.

		KRYCÍ STRUKTURY				
		LIPSS 700 mm/s	LIPSS 70 mm/s	LIPSS 7 mm/s	SPIKES 700 mm/s	zvětšení
PODKLADOVÉ STRUKTURY						15kx
	čtverc. mřížka					1kx
	trjúhel. mřížka					1kx
	díry v hex. poli					1kx
	polarizace	lineární 170°	lineární 170°	lineární 170°	kruhová 180°	

Tabulka 30 – Snímky struktur vzniklých kombinací podkladové a krycí struktury

Krycí struktury s nižší hodnotou skenovací rychlosti strukturu pouze pokrývají, zatímco krycí struktury s vyšší hodnotou skenovací rychlosti podkladovou strukturu více přetváří.

7.4.3. Rozdělení kombinovaných struktur na základě procesních časů

V tabulce níže jsou uvedeny procesní časy strukturování povrchu o ploše 1 cm², přičemž:

t_p je procesní čas strukturování 1 cm² podkladovou mikrostrukturou

t_k je procesní čas strukturování 1 cm² krycí nanostrukturou

t_c je součet procesních časů strukturování 1 cm² nejprve podkladovou a následně krycí strukturou

		KRYCÍ STRUKTURY			
		LIPSS 700 mm/s	LIPSS 70 mm/s	LIPSS 7 mm/s	SPIKES 700 mm/s
PODKLADOVÉ STRUKTURY	X	 	 	 	
		t _k = 1min 11s	t _k = 11min 54s	t _k = 1h 59min 2s	t _k = 1min 11s
		t_c = 1min 11s	t_c = 11min 54s	t_c = 1h 59min 2s	t_c = 1min 11s
	čtverc. mřížka	t _p = 2min 6s	t _p = 2min 6s	t _p = 2min 6s	t _p = 2min 6s
		t _k = 1min 11s	t _k = 11min 54s	t _k = 1h 59min 2s	t _k = 1min 11s
		t_c = 3min 17s	t_c = 14min 0s	t_c = 2h 1min 8s	t_c = 3min 17s
	trujúhel. mřížka	t _p = 2min 32s	t _p = 2min 32s	t _p = 2min 32s	t _p = 2min 32s
		t _k = 1min 11s	t _k = 11min 54s	t _k = 1h 59min 2s	t _k = 1min 11s
		t_c = 3min 43s	t_c = 14min 36s	t_c = 2h 1min 34s	t_c = 3min 43s
	díry v hex. poli	t _p = 50min 6s	t _p = 50min 6s	t _p = 50min 6s	t _p = 50min 6s
		t _k = 1min 11s	t _k = 11min 54s	t _k = 1h 59min 2s	t _k = 1min 11s
		t_c = 51min 17s	t_c = 1h 2min 0s	t_c = 2h 49min 8s	t_c = 51min 17s
polarizace		lineární 170°	lineární 170°	lineární 170°	kruhová 180°

Tabulka 31 – Procesní časy potřebné pro strukturování 1 cm² povrchu

Procesní čas do značné míry určuje vhodnost struktury pro strukturování v průmyslovém měřítku. Ačkoli jsou struktury s delším procesním časem méně vhodné pro přímé strukturování povrchů funkčních dílů, mohou být použity pro strukturování forem pro vstřikování plastů. Plastové díly vytvořené v takto strukturovaných formách budou mít na svém povrchu strukturu negativní ke struktuře na povrchu formy. Delší procesní čas se tak projeví pouze při výrobě samotné formy a dále neprodlužuje čas výroby plastových výlisků.

7.5. Charakterizace struktur z hlediska parametrů povrchu

Antibakteriálnost experimentálně vyráběných povrchů je obvykle korelována pouze s jejich fyzickým vzhledem, reprezentovaným např. snímkem struktury. Pro zařazení těchto procesů výroby do obvyklého dodavatelského řetězce je však potřeba struktury charakterizovat za pomoci běžně využívaných, normalizovaných plošných a profilových parametrů povrchu.

Charakterizováno bylo všech 16 struktur, vyrobených v rámci předchozí podkapitoly. V prvním kroku byly povrchy nasnímány na konfokálním mikroskopu Mahr MarSurf CM Expert. V druhém kroku byla pak naměřená data importována a zpracována za pomoci softwaru Digital Surf Mountains® 8 dle následujícího řetězce:

- Korekce celkového sklopení vzorku (Level)
- Doplnění neměřených bodů (Fill NM points)
- Eliminace odlehlých hodnot (Threshold)
- Potlačení šumu (Metrological filter)
- **Charakterizace povrchu za pomoci plošných parametrů (Parameters table)**
 - Krátkovlnný S-filtr λ_s nastaven na hodnotu 0,2 μm
- Separace topografické vrstvy povrchu (Extract layers)
- Extrakce série o počtu 100 profilů povrchu (Series of profiles)
- **Charakterizace povrchu za pomoci profilových parametrů (Parameters table)**
 - Krátkovlnný S-filtr λ_s nastaven na hodnotu 0,2 μm

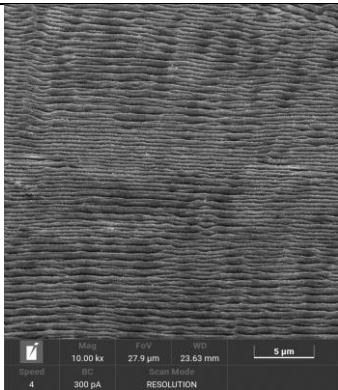
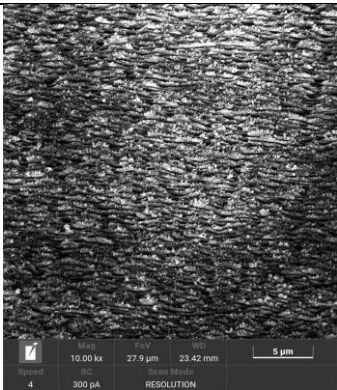
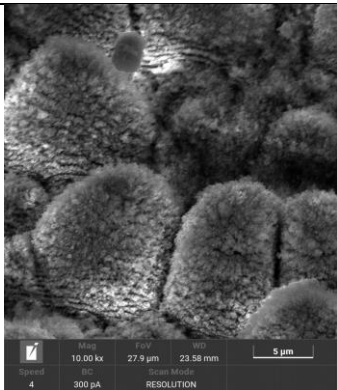
Pro porovnatelnost byly všechny struktury podrobeny stejnému procesu vyhodnocení. Vyhodnocené parametry jednotlivých struktur jsou obsaženy formou tabulky v elektronické příloze práce *Příloha 1 – Parametry_struktur.xlsx*

7.5.1. Závislost V-parametrů struktur LIPSS na skenovací rychlosti

Pro porovnání byly vybrány struktury LIPSS bez podkladové struktury, vzniklé shodnou laserovou strategií, ale za použití rozdílných skenovacích rychlostí:

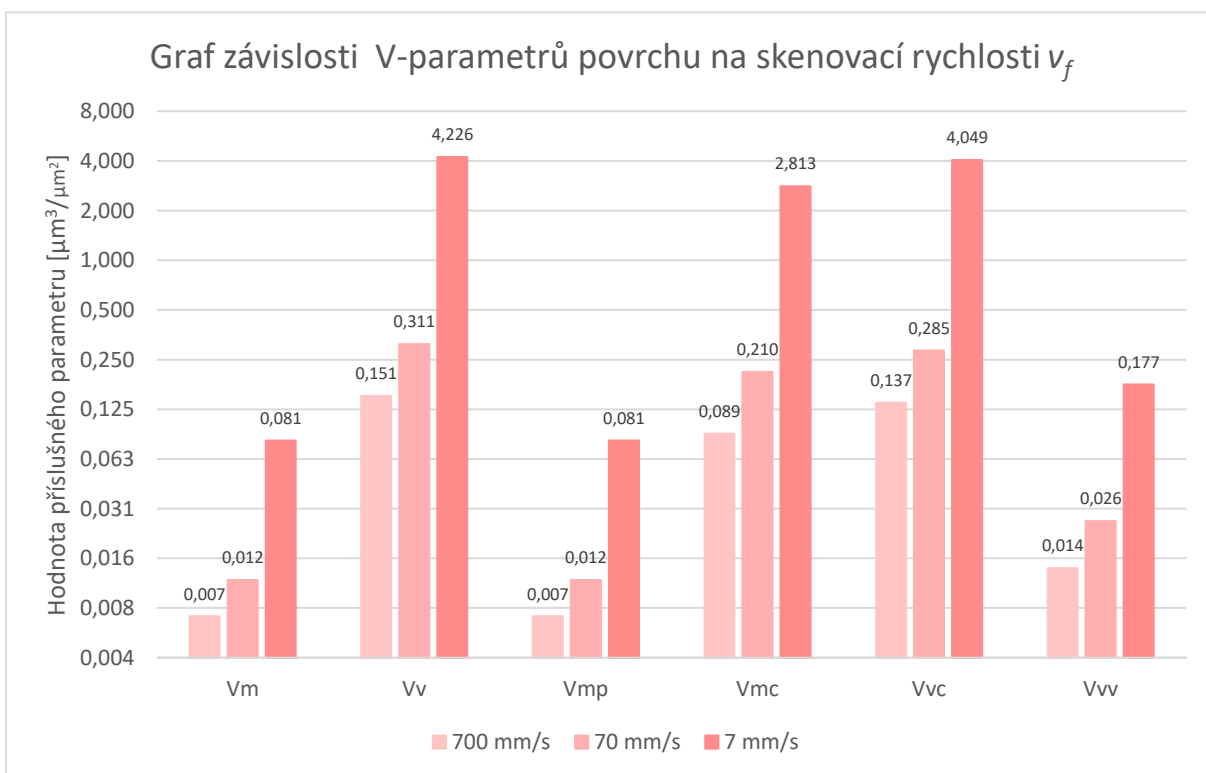
- Struktura LIPSS vytvořená skenováním laserovým svazkem rychlostí 700 mm/s
- Struktura LIPSS vytvořená skenováním laserovým svazkem rychlostí 70 mm/s
- Struktura LIPSS vytvořená skenováním laserovým svazkem rychlostí 7 mm/s

Sledovanými parametry byla skupina tzv. V-parametrů dle ISO 25178:2023, tedy parametry V_m , V_v , V_{mp} , V_{mc} , V_{vc} a V_{vv}

Struktura	LIPSS 700 mm/s	LIPSS 70 mm/s	LIPSS 7 mm/s
SEM snímek struktury (naklopení vzorku 45°; zvětšení 10kx)			

Tabulka 32 – SEM snímky porovnávaných struktur (naklopení vzorku 45°, zvětšení 10kx)

Ze snímků je patrné, že při klesající skenovací rychlosti roste členitost povrchu. Při použití skenovací rychlosti 7 mm/s dokonce na povrchu vzniká teoreticky multifunkční struktura, tvořena primární mikrostrukturou, pokrytou sekundární nanostrukturou. Pro opakovatelnou výrobu těchto povrchů je však třeba jejich členitost kvantifikovat, k čemuž lze využít tzv. V-parametrů dle ISO 25178:2023.



Obrázek 67 – Graf porovnání jednotlivých V-parametrů při rozdílné skenovací rychlosti (logaritmičké měřítko osy y)

Z grafu je patrné, že s klesající skenovací rychlostí rostou V-parametry povrchu. Vlivy těchto parametrů na antibakteriální vlastnosti povrchu zatím nebyly dostatečně zkoumány. Po případném provedení bakteriálních testů bude však možné tyto parametry povrchu korelovat právě s jeho antibakteriálním chováním.

Hodnoty V-parametrů potvrzují, že s klesající skenovací rychlostí v_f skutečně roste členitost vytvářené struktury. Toto je patrné i při pohledu na křivky nosného podílu porovnávaných povrchů.

Struktura	LIPSS 700 mm/s	LIPSS 70 mm/s	LIPSS 7 mm/s
Křivka nosného podílu s vybranými V-parametry			
Vizualizace parametru Vmp na 3D mapě povrchu			
Vizualizace parametru Vmc na 3D mapě povrchu			
Vizualizace parametru Vw na 3D mapě povrchu			

Tabulka 33 – Křivky nosného podílu porovnávaných struktur a vizualizace vybraných V-parametrů na 3D mapě povrchu

Závěr

Povrchová textura dílu má zásadní vliv na jeho funkční vlastnosti, ať už se jedná o tribologii, smáčivost či antibakteriální chování. Antibakteriálnost povrchu lze definovat jako odolnosti vůči vzniku bakteriálního filmu. Ten je podmíněný bakteriální adhezí, tedy schopností bakteriálních buněk přichytit se na daný povrch. Povrchy odolávající bakteriální adhezi lze pak označit za antibakteriální.

Bakteriální adheze je interakce mezi povrchem a bakteriální buňkou, a je tedy ovlivněna jak parametry samotného povrchu, tak parametry bakteriální buňky. Z hlediska povrchu se jedná např. o smáčivost povrchu dílu, drsnost jeho povrchu či jeho topografii. Z hlediska bakteriální buňky se jedná o elasticitu její buněčné stěny, její povrchový náboj či přítomnost adhezních organel jako jsou bičíky a fimbrie. Výsledný průběh interakce je pak určen kombinací všech těchto parametrů. Mnohé z nich jsme schopni upravit za pomoci vytvoření struktury na povrchu dílu. Do jisté míry tak lze interakci bakteriální buňky s povrchem řídit tím způsobem, abychom bakteriální adhezi snížili či jí úplně zamezili.

Pro vytvoření povrchové struktury lze využít několik technologií strukturování, mezi které patří magnetronové naprašování, elektrostatické zvlákňování, sol-gel, leptání či fotopolymerizace. Pro experimentální strukturování bylo ve spolupráci s Centrem HiLASE využito strukturování povrchu laserem. To využívá mechanismus laserové ablace k vytvoření definovaných struktur na celé řadě materiálů, od korozivzdorných ocelí, přes slitiny neželezných kovů až po keramiku či plasty, díky čemuž je tato technologie vhodná pro celou řadu medicínských aplikací.

Pro opakovatelnou výrobu těchto struktur v průmyslovém měřítku je však potřeba nejen optimalizovat procesní parametry strukturování, ale také struktury jednoznačně popsat a charakterizovat. Antibakteriálnost povrchů je totiž obvykle korelována pouze s jejich fyzickým vzhledem, nikoli s v průmyslové praxi využívanými parametry hodnocení povrchu.

Experimentální část byla věnována návrhu struktur, optimalizaci procesních parametrů pro jejich výrobu a jejich výrobě samotné. Nejprve byla navržena sada čtyř podkladových mikrostruktur, z nichž 3 byly navrženy pro výrobu laserovou ablací. Pro každou z nich byla nalezena kombinace optimálních procesních parametrů. To bylo provedeno analogicky pro krycí nanostruktury. Opět byla navržena sada čtyř krycích nanostruktur a pro každou z nich určena kombinace optimálních procesních parametrů. Výsledné struktury vznikly jako kombinace podkladové mikrostruktury a krycí nanostruktury.

Strukturování bylo provedeno ve dvou fázích. Nejprve byly vytvořeny podkladové mikrostruktury, přes které byly následně vytvořeny krycí nanostruktury. Tímto postupem vzniklo 16 multifunkčních hierarchických struktur, principiálně podobných strukturám přírodních antibakteriálních povrchů.

Vytvořené struktury byly hodnoceny nejprve z hlediska procesního času, jednoho z klíčových parametrů pro strukturování v průmyslovém měřítku. Procesní časy pro strukturování 1 cm² povrchu se pohybovaly od jednotek minut až po jednotky hodin. Struktury méně náročné na procesní čas mohou být vhodné i pro přímé strukturování funkčních dílů, přičemž struktury s větší časovou náročností pravděpodobně nikoli. Ačkoli jsou struktury s delším procesním časem méně vhodné pro přímé strukturování povrchů funkčních dílů, mohou být použity pro strukturování forem pro vstřikování plastů. Plastové díly vytvořené v takto strukturovaných formách budou mít na svém povrchu strukturu negativní ke struktuře na povrchu formy. Delší procesní čas se tak projeví pouze při výrobě samotné formy a dále neprodlužuje čas výroby plastových vylisků.

Dále byly struktury nasnímány na skenovacím elektronovém mikroskopu (SEM) pro vizuální charakterizaci povrchů a na konfokálním mikroskopu pro charakterizaci povrchů za pomoci parametrů textury povrchu. Následně byla provedena charakterizace a hodnocení povrchů z hlediska profilu dle ČSN EN ISO 21920:2023 a z hlediska plochy dle ČSN EN ISO 25178:2023. Dále byl popsán vliv skenovací rychlosti na parametry V_m , V_v , V_{mp} , V_{mc} , V_{vc} a V_{vv} u LIPSS struktur s tím výsledkem, že s klesající skenovací rychlostí rostou hodnoty všech těchto parametrů. Právě provedená optimalizace procesních parametrů a popis struktur z hlediska kvantifikovatelných normovaných parametrů jsou dalšími kroky k opakovatelné výrobě antibakteriálních povrchů v průmyslovém měřítku. Předmětem dalšího výzkumu může být podrobení vytvořených struktur antibakteriálnímu testování, aby bylo možné korelovat antibakteriálnost nejen s fyzickým vzhledem povrchu, ale také s parametry textury povrchu. V rámci rešeršní části bylo popsáno antibakteriální testování obdobných struktur s velmi dobrými výsledky, proto lze očekávat příznivé výsledky i u struktur vytvořených v rámci experimentálního strukturování.

Seznam použité literatury

1. **G. S. Watson, B. W. Cribb, J. A. Watson.** Contrasting Micro/Nano Architecture on Termite Wings: Two Divergent Strategies for Optimising Success of Colonisation Flights. *PLoS ONE*. 6(9), 2011, Sv. e24368.
2. **R. Alias, R. Mahmoodian, K. Genasan, K.M. Vellasamy, M. H. A. Shukor, T. Kamarul.** Mechanical, antibacterial, and biocompatibility mechanism of PVD grown silver–tantalum-oxide-based nanostructured thin film on stainless steel 316L for surgical applications. *Materials Science and Engineering: C*. 107, 2020, 110304.
3. **A. Ahmed 1, J. Yin, L. Xu, F. Khan.** High-throughput free surface electrospinning using solution reservoirs with different radii and its preparation mechanism study. *Journal of Materials Research and Technology*. 9, 2020, 4.
4. **K. Igal, K. Zanotti, V. Gomes Zuin. P. Vazquez.** Sol-gel technology for greener and more sustainable antimicrobial textiles that use silica matrices with C, and Ag and ZnO as biocides. *Current Research in Green and Sustainable Chemistry*. 4, 2021, 100177.
5. **L. Chen, B. Kishore, E. Kendrick.** 6 - Nanostructured materials for sodium-ion batteries. *Frontiers of Nanoscience*. 19, 2021.
6. **R. Tang, A. Muhammad, J. Yang, J. Nie.** Preparation of antifog and antibacterial coatings by photopolymerization. *Polymers for Advanced Technologies*. 25, 2014, 6.
7. **A. H. A. Lutey, L. gemini, L. Romoli, G. Lazzini, F. Fuso, M. Faucon.** Towards laser-textured antibacterial surfaces. *Scientific Reports*. 8, 2018, 10112.
8. **S. A. Jalil, M. Akram, J. A. Bhat, J. J. Hayes, S. C. Singh, M. ElKabbash, C. Guo.** Creating superhydrophobic and antibacterial surfaces on gold by femtosecond laser pulses. *Applied Surface Science*. 506, 2020, 144952.
9. **J. Valle, S. Burgui, D. Langheinrich, C. Gil, C. Solano, A. Toledo-Arana, R. Helbig, A. Lasagni, I. Lasa.** Evaluation of Surface Microtopography Engineered by Direct Laser Interference for Bacterial Anti-Biofouling. *Macromolecular Bioscience*. 15, 2015, 1060 - 1069.
10. **czechlasers.cz. Laser.** [Online] 2018. [Citace: 10. 2 2023.] <https://czechlasers.cz/studovna/laser-2/>.
11. **J. Reichl, M. Všetička.** Emise a absorpce světla. *Encyklopedie fyziky*. [Online] 5. 6 2012. [Citace: 4. 3 2023.] <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/776-emise-a-absorpce-svetla>.

12. Paschotta, R. Lasers. *Encyclopedia of Laser Physics and Technology*. [Online] Wiley-VCH, 10 2008. [Citace: 4. 3 2023.] <https://www.rp-photonics.com/lasers.html>. ISBN 978-3-527-40828-3.
13. M. Vrbová, H. Jelínková, P. Gavrilov. *Úvod do laserové techniky*. Praha : Vydavatelství ČVUT, 1994. ISBN 80-01-01108-9.
14. H. Chmelíčková, J. Grézl. *Lasery v automobilovém průmyslu*. Olomouc : autor neznámý, 2021.
15. Novák, Miroslav. Průmyslové lasery (1) – princip laseru. *MM PRŮMYSLOVÉ SPEKTRUM*. [Online] 13. 3 2012. [Citace: 13. 2 2023.] <https://www.mmspektrum.com/clanek/prumyslove-lasery-1-princip-laseru>.
16. What is coherent light? Mr Beam explains it. *Mr Beam Lasers*. [Online] 26. 7 2022. [Citace: 6. 3 2023.] <https://www.mr-beam.org/en/blogs/news/kohaerentes-licht>.
17. Paschotta, R. Beam Divergence. *Encyclopedia of Laser Physics and technology*. [Online] Wiley-VCH, 10 2008. [Citace: 14. 3 2023.] https://www.rp-photonics.com/beam_divergence.html. ISBN-978-3-527-40828-3.
18. E.G. Gamalyn, A.V. Rode. hysics of ultra-short laser interaction with matter: Fromphonon excitation to ultimate transformations. *Progress in Quantum Electronics*. 37, 2013.
19. Laser Beam Shaping Overview. *Edmund Optics*. [Online] [Citace: 7. 3 2023.] <https://www.edmundoptics.com/resource-page/application-notes/optics/laser-beam-shaping-overview/>.
20. Paschotta, R. Flat-top Beams. *Encyclopedia of Laser Physics and Technology*. [Online] Wiley-VCH, 10 2008. [Citace: 29. 3 2023.] https://www.rp-photonics.com/flat_top_beams.html. ISBN 978-3-527-40828-3.
21. A. Laskin, V. Laskin, A. Ostrun. Generation of doughnut spot for high-power laser technologies using refractive beam shaping. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. 2015, 9356.
22. A. Marcinkevičius, S. Juodkasis, S. Matsuo, V. Mizeikis, H. Misawa. Application of Bessel Beams for Microfabrication of Dielectrics by Femtosecond Laser. *Japanese Journal of Applied Physics*. 40, 2001.
23. Hinton, R. Laser Beam Quality: Beam propagation and quality factors: A primer. *LASER FOCUS WORLD*. [Online] Lasers & Sources, 1. 7 2019. [Citace: 7. 3 2023.]

<https://www.laserfocusworld.com/lasers-sources/article/14036821/beam-propagation-and-quality-factors-a-primer>.

24. A. M. Martinez-Conde, T. Krenke, S. Frybort, U. Müller. Comparative analysis of CO₂ laser and conventional sawing for cutting of lumber and wood-based materials. *Wood Science and Technology*. 51(2), 2017.

25. WHAT IS LASER BEAM POLARISATION AND IS IT IMPORTANT? *TWI*. [Online] [Citace: 29. 3 2023.] <https://www.twi-global.com/technical-knowledge/faqs/faq-what-is-laser-beam-polarisation-and-is-it-important>.

26. Paschotta, R. Polarization of Light. *Encyclopedia of Laser Physics and Technology*. [Online] Wiley.VCH, 10 2008. [Citace: 9. 3 2023.] https://www.rp-photonics.com/polarization_of_light.html. ISBN-978-3-527-40828-3.

27. Fiber Polarization Controller, 3 Ø56 Mm Paddles, No Fiber. *FOSCO. FIBER OPTICS FOR SALE CO.* [Online] [Citace: 9. 3 2023.] <https://www.fiberoptics4sale.com/products/fiber-polarization-controller-3-o56-mm-paddles-no-fiber>.

28. R. Fekrazad, K. Kalhori, F. Ahrari, T. Nikoo. Laser in Orthodontics. [autor knihy] Principles in Contemporary Orthodontics. S. *Naretto*. místo neznámé : IntechOpen, 2011.

29. R. Indhu, V. Vivek, L. Sarathkumar, A Bharatish, S. Soundarapandian. Overview of Laser Absorptivity Measurement Techniques for Material Processing. *Lasers in Manufacturing and Materials Processing*. 2018.

30. S. Kiriara, K. Nakata. *Multi-dimensional Additive Manufacturing*. Osaka : The Japan Welding Engineering Society, 2021. ISBN 978-981-15-7909-7.

31. S. Rung, J. Barth, R. Hellmann. Characterization of Laser Beam Shaping Optics Based on Their Ablation Geometry of Thin Films. *Micromachines* . 5(4), 2014.

32. K. H. Leitz, B. Redlingshöfer, Y. Reg, A. Otto, M. Schmidt. Metal Ablation with Short and Ultrashort Laser Pulses. *Physics Procedia*. 12(8), 2011.

33. J. Yong, Y. Qing, C. Guo, F. Chen, X. Hou. A review of femtosecond laser-structured superhydrophobic or underwater superoleophobic porous surfaces/materials for efficient oil/water separation. *RSC Advances*. 9(22), 2019.

34. Roberts, S. The Quickening Pulse of Laser Machining. *Metalworking*. [Online] 12. 5 2016. [Citace: 13. 3 2023.]

<https://www.canadianmetalworking.com/canadianmetalworking/article/metalworking/the-quickening-pulse-of-laser-machining>.

35. J. Schille, R. Ebert, U. Loeschner, P. Regenfuss, T. Suess, H. Exner. Micro structuring with highly repetitive ultra short laser pulses. *Proceedings of LPM2008-the 9th International Symposium on Laser Precision Microfabrication*. 2008.

36. N. L. LaHaye, S. S. Harilal, P. K. Diwakar, A. Hassanein. The effect of laser pulse duration on ICP-MS signal intensity, elemental fractionation, and detection limits in fs-LA-ICP-MS. *Journal of Analytical Atomic Spectrometry*. 28(11), 2013, 1781-1787.

37. R. Weber, T. Graf, P. Berger, V. Onuseit, M. Wiedermann, C. Freitag, A. Feuer. Heat accumulation during pulsed laser materials processing. *Optics Express*. 22(9), 2014.

38. LASER SURFACE HARDENING. *LaserTherm*. [Online] [Citace: 27. 3 2023.] <https://www.lasertherm.cz/eng/technologies/laser-technologies/laser-hardening>.

39. ČSN EN ISO 21920-2 Geometrické specifikace produktu (GPS) - Struktura povrchu: Profil - Část 2: Termíny, definice a parametry struktury povrchu.

40. ČSN EN ISO 25178-2 Geometrické specifikace produktu (GPS) - Textura povrchu: Plocha - Část 2: Termíny, definice a parametry textury povrchu.

41. Prostorové hodnocení struktury povrchu. *MM Průmyslové spektrum*. [Online] 15. 6 2005. [Citace: 12. 6 2023.] <https://www.mmspektrum.com/clanek/prostorove-hodnoceni-struktury-povrchu>.

42. Novák, Zdeněk. Standardní prostorové hodnocení textury povrchu. *MM Průmyslové spektrum*. [Online] 4. 9 2012. [Citace: 12. 6 2023.] <https://www.mmspektrum.com/clanek/standardni-prostorove-hodnoceni-textury-povrchu>.

43. Janko, C. Optical 3D-measurement and its use in minting. [Online] 2015. [Citace: 12. 6 2023.] <http://docplayer.net/19032059-Optical-3d-measurement-and-its-use-in-minting-alicon-a-mr-dipl-ing-christian-janko-munze-osterreich-mr-ing-alfred-gnadenberger-29-1.html>.

44. Sedlářová, Michaela. HISTORIE KONFOKÁLNÍ MIKROSKOPIE. *Konfokální mikroskopie*. [Online] 2010. [Citace: 26. 6 2023.] <http://www.botanika.upol.cz/atlas/confmicro/history.php>.

45. —. PRINCIPY KONFOKÁLNÍ MIKROSKOPIE. *Konfokální mikroskopie*. [Online] 2010. [Citace: 26. 6 2023.] <http://www.botanika.upol.cz/atlas/confmicro/principles.php>.

46. Konfokální mikroskop. *WikiSkripta*. [Online] 27. 12 2010. [Citace: 27. 6 2023.]
https://www.wikiskripta.eu/w/Konfok%C3%A1ln%C3%AD_mikroskop.
47. Ruijter, N. de. *Applications of spinning disk confocal*. Wageningen : Wageningen University, 2013.
48. P. Lu, R. Wood. Tribological performance of surface texturing in mechanical applications - a review. *Surface Topography Metrology and Properties*. 8(4), 2020.
49. *Influence of Cutting Tool Flank Surface Texture In Mechanical Micromachining of AISI 1045 Steel*. S. B. Dhage, G. S. Goindi, A. D. Jayal, P. Sarkar. Guwahati, India : autor neznámý, 2013.
50. D. M. Kim, I. E. Lee, S. K. Kim, B. H. Kim, H. W. Park. Influence of a micropatterned insert on characteristics of the tool-workpiece interface in a hard turning process. *Journal of Materials Processing Technology*. Vol. 229, 2016, Sv. 160-171.
51. S. R. Bewsher, M. Leighton, M. Mohammadpour, H. Rahnejat, G. Offner, O. Knaus. Boundary friction characterisation of a used cylinder liner subject to fired engine conditions and surface deposition. *Tribology International*. Volume 131, 2019.
52. S. Howell-Smith, H. Rahnejat, P. D. Kin, D. Dowson. Reducing in-cylinder parasitic losses through surface modification and coating. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*. 228(4), 2014, Sv. 391-402.
53. I. Etsion, Y. Kligerman. Friction-Reducing Surface-Texturing in Reciprocating Automotive Components. *Tribology Transactions*. 44(3), 2001, Sv. 359-366.
54. C. Shen, M. M. Khonsari. The Effect of Laser Machined Pockets on the Lubrication of Piston Ring Prototypes. *Tribology International*. 101, 2016.
55. M. Vrbka, I. Krupka, P. Svoboda, P. Šperka, T. Navrat, M. hartl, Jiří Nohava. Effect of shot peening on rolling contact fatigue and lubricant film thickness within mixed lubricated non-conformal rolling/sliding contacts. *Tribology International*. 44(12), 2011, Sv. 1726-1735.
56. Y. Akamatsu, N. Tsushima, T. Goto, K. Hibi. Influence of Surface Roughness Skewness on Rolling Contact Fatigue Life. *Tribology Transactions*. 35, 2008.
57. M. Vrbka, O. Šamánek, P. Šperka, T. Návrát, I. Křupka, M. Hartl. Effect of surface texturing on rolling contact fatigue within mixed lubricated non-conformal rolling/sliding contacts. *Tribology International*. 43, 2010, Sv. 8, 1457-1465.

58. X. Zhai, L. Chang, M. R. Hoeprich, H. P. Nixon. On Mechanisms of Fatigue Life Enhancement by Surface Dents in Heavily Loaded Rolling Line Contacts. *Tribology Transactions*. 40, 2008, Sv. 4.
59. Ústav pro hydrodynamiku AV ČR, v. v. i. Reologie: Vytvořili jsme nanovláknennou membránu se superhydrofobním povrchem. *ih.cas.cz*. [Online] [Citace: 26. 1 2023.]
<https://www.ih.cas.cz/reologie-vytvorili-jsme-nanovlakennou-membranu-se-superhydrofobnim-povrchem/>.
60. Makkonen, L. Young's equation revisited. *Journal of Physics: Condensed Matter*. 28, 2016, Sv. 135001.
61. A. B. D. Cassie, S. Baxter. Wettability of porous surfaces. *Transactions of the Faraday Society*. 40, 1944, 546.
62. P.-G. de Gennes, F. Brochard-Wyart, D. Quere. *Capillarity and Wetting Phenomena: Drops, Bubbles, Pearls, Waves*. New York : Springer-Verlag, 2004. ISBN: 978-0-387-21656-0.
63. C. H. Kung, P. K. Sow, B. Zahiri, W. Mérida. Assessment and Interpretation of Surface Wettability Based on Sessile Droplet Contact Angle Measurement: Challenges and Opportunities. *Adv. Mater. Interfaces*. 6, 2019, 1900839.
64. M. Birkett, L. Dover, C. C. Lukose, A. W. Zia, M. M. Tambuwala, Á. Serrano-Aroca. Recent Advances in Metal-Based Antimicrobial Coatings for High-Touch Surfaces. *International Journal of Molecular Sciences*. 2022.
65. Marmur, A. The lotus effect: Superhydrophobicity and metastability. *Langmuir*. 20, 2004.
66. Y . T. Cheng, D. E.. Rodak, C. A. Wong, C. A. Hayden. Effects of micro- and nano-structures on the self-cleaning behaviour of lotus leaves. *Nanotechnology*. 17, 2006, Sv. 1359, DOI 10.1088/0957-4484/17/5/032.
67. R. Helbig, J. Nickerl, C. Neinhuis, C. Werner. Smart Skin Patterns Protect Springtails. *PLoS ONE*. 6(9), 2011, Sv. e25105.
68. Gh. Barati Darband, M. Aliofkhaezrai, S. Khorsand, S. Sokhanvar, A. Kaboli. Science and Engineering of Superhydrophobic Surfaces: Review of Corrosion Resistance, Chemical and Mechanical Stability. *Arabian Journal of Chemistry*. 13, 2020, Sv. 1.
69. M.-K. Tang, X.-J. Huang, X.-W. Li, Z.-Y. Huang, S.-M. Zhang, Q.-X. Zhang. Fabrication of superhydrophobic surface with superior anticorrosion and great mechanical stability on AA7075 Al alloy via a convenient and efficient approach. *Materials Express*. 6, 2016, Sv. 2.

70. Lentino, J.R. Prosthetic joint infections: bane of orthopedists, challenge for infectious disease specialists. *Clin Infect Dis.* 2003, Sv. 36 (9), 1157-1161.
71. Donlan, Rodney M. Biofilms: Microbial Life on Surfaces. *EID Journal, Centers for Disease Control and Prevention, Atlanta, Georgia, USA.* 2002.
72. Ajjah, N., a další. Plant Growth-Promoting Bacteria (PGPB) with Biofilm-Forming Ability: A Multifaceted Agent for Sustainable Agriculture. *Diversity.* 2023.
73. Abinash Tripathy, Prosenjit Sen, Bo Su, Wuge H. Briscoe. Natural and bioinspired nanostructured bactericidal surfaces. *Advances in Colloid and Interface Science.* 2017, 288.
74. Jon Palmer, Steve Flint, John Brooks. Bacterial cell attachment, the beginning of a biofilm. *Society for Industrial Microbiology.* 2007.
75. Suk Hoo Yoon, Natthakan Rungraeng, Wonyoung Song, Soojin Jun. Superhydrophobic and superhydrophilic nanocomposite coatings for preventing Escherichia coli K-12 adhesion on food contact surface. *Journal of Food Engineering.* 131, 2014, 135-141.
76. Ekrem Ozkan, Arnab Mondal, Priyadarshini Singha, Megan Douglass, Sean P. Hopkins, Ryan Devine, Mark Garren, James Manuel, James Warnock, Hitesh Handa. Fabrication of Bacteria- and Blood-Repellent Superhydrophobic Polyurethane Sponge Materials. *ACS Applied Materials & Interfaces.* 12 (46), 2020, 51160-51173.
77. S. Wu, S. Altenried, A. Zogg, F. Zuber, K. Maniura-Weber, Q. Ren. Role of the surface nanoscale roughness of stainless steel on bacterial adhesion. *ACS Omega.* 3, 2018, 6456–6464.
78. T. Wassmann, S. Kreis, M. Behr, R. Buegers. The influence of surface texture and wettability on initial bacterial adhesion on titanium and zirconium oxide dental implants. *Int J Implant Dent.* 3(1), 2017, 32.
79. P. Fera, M. A. Siebel, W. G. Characklis, D. Prieur. Seasonal variations in bacterial colonisation of stainless steel, aluminium and polycarbonate surfaces in a sea water flow system. *Biofouling - The Journal of Bioadhesion and Biofilm Research.* 1989.
80. A. V. Singh, V. Vyas, R. Patil, V. Sharma, P. E. Scopelliti, G. Bongiorno, A. Podesta, C. Lenardi, W. N. Gade, P. Milani. Quantitative Characterization of the Influence of the Nanoscale Morphology of Nanostructured Surfaces on Bacterial Adhesion and Biofilm Formation. *Plos One.* 2011.
81. S. D.Puckett, E. Taylor, T. Raimondo, T. J. Webster. The relationship between the nanostructure of titanium surfaces and bacterial attachment. *Biomaterials.* 31, 2010, 706-713.

82. A. Elbourne, J. Chapman, A. Gelmi, D. Cozzolino, R. J. Crawford, V. K. Truong. Bacterial-nanostructure interactions: The role of cell elasticity and adhesion forces. *Journal of Colloid and Interface Science*. 546, 2019, 192-210.
83. P. W. Doll, K. Doll, A. Winkel, R. Thelen, R. Ahrens, M. Stiesch, A. E. Guber. Influence of the Available Surface Area and Cell Elasticity on Bacterial Adhesion Forces on Highly Ordered Silicon Nanopillars. *ACS Omega*. 2022.
84. H. H. M. Rijnaarts, W. Norde, J. Lyklema, A. J. B. Zehnder. DLVO and steric contributions to bacterial deposition in media of different ionic strengths. *Colloids Surf. B: Biointerf.* 14, 1999, 179–195.
85. M. Ueshima, S. Tanaka, S. Nakamura, K. Yamashita. Manipulation of bacterial adhesion and proliferation by surface charges of electrically polarized hydroxyapatite. *J. Biomed. Mater. Res.* 60, 2002, 578-584.
86. S. Kreve, A. C. Dos Reis. Bacterial adhesion to biomaterials: What regulates this attachment? A review. *Japanese Dental Science Review*. 57, 2021, 85-96.
87. Loor, R. De. Polygon scanner system for ultra short pulsed laser micro-machining applications. *Physics Procedia*. 41, 2013, 554-551.
88. F-Theta Lenses Tutorial. THORLABS. [Online] [Citace: 31. 3 2023.] https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=10766.
89. Čermák, A. *LASER v procesech mikroobrábění monolitních řezných nástrojů*. Plzeň : Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta strojní, 2017.
90. Hauschwitz, P. *Large surface functionalization by laser-induced micro and nanostructures*. Praha : České vysoké učení technické v Praze, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, 2020.
91. L. Lucas, J. Zhang. Femtosecond laser micromachining: A back-to-basics primer. *Laser Focus World*. [Online] 1. 7 2012. [Citace: 4. 4 2023.] <https://www.laserfocusworld.com/industrial-laser-solutions/article/14216183/femtosecond-laser-micromachining-a-backtobasics-primer>.
92. P. Gregorčič, M. Sedlaček, B. Podgornik, J. Reif. Formation of laser-induced periodic surface structures (LIPSS) on tool steel by multiple picosecond laser pulses of different polarizations. *Applied Surface Science*. 387, 2016.
93. D. CAMPOCCIA, L. MONTANARO, C. R. ARCIOLA. The significance of infection related to orthopedic devices and issues of antibiotic resistance. *Biomaterials*. 27(11), 2006, 2331-2339.

94. S. N. Khonina, N. L. Kazanskiy, S. V. Karpeev, M. A. Butt. Bessel Beam: Significance and Applications—A Progressive Review. *micromachines*. 11(11), 2020, í97.

Seznam obrázků

Obrázek 1 – Základní schéma konstrukce laseru (10).....	11
Obrázek 2 – Schéma absorpce, spontánní a stimulované emise pro případ dvouhladinového systému (10).....	12
Obrázek 3 – Schémata čtyřhladinového a tříhladinového systému (10).....	13
Obrázek 4 – Vlnové délky jednotlivých laserů (14).....	14
Obrázek 5 – nekoherentní polychromatické záření (vlevo); nekoherentní monochromatické záření (uprostřed); koherentní monochromatické záření (vpravo) (16).....	16
Obrázek 6 – Schématické znázornění divergence (17).....	16
Obrázek 7 – Typy rozložení intenzity energie dle Gausse (a); tzv. top-hat (b); tzv. donut (c); Besselovo rozložení (18).....	17
Obrázek 8 – porovnání ideálního (zelený) a reálného (červený) Gaussovského svazku (23).....	18
Obrázek 9 – Změna hloubky ostrosti Z (DOF) v závislosti na ohniskové vzdálenosti f (24).....	19
Obrázek 10 – Schématické znázornění různých typů lineární a kruhové polarizace (26).....	20
Obrázek 11 – Regulátor polarizace pro svazek vedený vláknem (27).....	20
Obrázek 12 – Typy interakce laserového záření s povrchem (28).....	21
Obrázek 13 – a) Změna absorptivity a reflektivity v závislosti na vlnové délce záření pro různé materiály (30); b) Změna absorptivity v závislosti na úhlu dopadu záření vybraných vlnových délek (29).....	21
Obrázek 14 – Porovnání Gaussovského svazku (vlevo) a svazku typu top-hat se čtvercovým průřezem (vpravo). (a) průřezové profily; (b) stopy po svazcích; (c) profil obrobeného materiálu (31).....	22
Obrázek 15 – Interakce v závislosti na délce pulsu u (a) termální a (b) atermální ablace (32).....	22
Obrázek 16 – SEM snímky děr vzniklých (a) termální a (b) atermální ablací (33).....	23
Obrázek 17 – Vhodnost svazků pro průmyslové použití dle délky pulsu (34).....	23
Obrázek 18 – Časové porovnání a popis interakcí ns a fs pulsů s materiálem (36).....	24
Obrázek 19 – SEM snímky děr vrtaných při proměnných hodnotách opakovací frekvence s konstantní hodnotou průměrného výkonu 10,3 W (37).....	25
Obrázek 20 – Přehled laserových technologií rozdělených podle hustoty energie a doby interakce ...	25
Obrázek 21 – Povrchové kalení střižné hrany nástroje laserem (14).....	26
Obrázek 22 – Svařování střechy karoserie laserem (14).....	26
Obrázek 23 – Schéma charakteristiky povrchu z hlediska struktury (A – model povrchu; B – rovina průniku; C – profil povrchu) (39).....	28
Obrázek 24 – Měřící postup pro určení P-profilu, W-profilu a R-profilu (39).....	28
Obrázek 25 – Analytický postup specifikace (40).....	29

Obrázek 26 – Křivka nosného podílu pro vybrané V-parametry (42)	31
Obrázek 27 – Zobrazení vybraných V-parametrů na konkrétním povrchu (43)	31
Obrázek 28 – Rozdělení metod hodnocení textury povrchu (40)	32
Obrázek 29 – Princip konfokálního mikroskopu (46)	33
Obrázek 30 – Nipkowův kotouč (47)	33
Obrázek 31 – (a) SEM snímek lineární textury na povrchu břitové destičky z CBN; (b) zvětšeno (50) ..	35
Obrázek 32 – (a) Stěna válce s texturovanými oblastmi v horní (Top Dead Centre) a dolní (Bottom Dead Centre) úvrati pístu (51); (b-c) Příklady struktur pro dosažení lepších mazacích účinků v oblastech úvrati pístu (52)	35
Obrázek 33 – Částečně texturované povrchy pístních kroužků s kapsami tvaru (a) obdélníku, (b) elipsy, (c) lichoběžníku (54)	36
Obrázek 34 – Rozdělení povrchů dle smáčivosti, kapka kapaliny na povrchu s příslušným kontaktním úhlem θ (59)	37
Obrázek 35 – Youngův model třífázového rozhraní dokonale rovného povrchu (60)	37
Obrázek 36 – Porovnání modelů smáčivosti Young (a); Wenzel (b); přechod mezi Wenzel a Cassie Baxter (c); Cassie-Baxter (d) (63)	38
Obrázek 37 – Měřené úhly superhydrofobního povrchu – kontaktní úhel θ (a) a úhel odvalení α (b) (65)	38
Obrázek 38 – Příklady superhydrofobních přírodních povrchů; (a) SEM snímky lotosového listu s rozdílným zvětšením (66); (b) SEM snímky ocasní části hmyzu <i>Orthonychiurus stachianus</i> s rozdílným zvětšením (67); (c) snímek interakce 10 μ L kapky vody na termitím křídle s příslušným snímkem membrány křídla (1)	39
Obrázek 39– Schéma mechanismu korozní odolnosti superhydrofobního povrchu (69)	40
Obrázek 40 - Cyklus tvorby biofilmu rozdělený do pěti fází – návratné přichycení, nenávratné přichycení, vznik mikrokolonií (konglomerátů), zralost a oddělení/rozptýlení (72)	42
Obrázek 41 – Schématické znázornění rozdílné stavby buněčné stěny grampozitivní a gramnegativní bakteriální buňky (82)	45
Obrázek 42 – Interakce bakteriálních buněk s nanostrukturovaným povrchem; (a) <i>S. aureus</i> s tužší buněčnou stěnou nevykazuje známky deformace; (b) Deformovaná buňka <i>A. actinomydetemcomitans</i> , částečně pohlcená nanostrukturou; (c) Porovnání Youngova modulu buněčné stěny bakterií <i>S. aureus</i> a <i>A. Ac.</i> (83)	45
Obrázek 43 Schématické znázornění předpokládaných mechanismů bakteriální adheze (86)	46
Obrázek 44 – (a) Fyziologie křídla cikády a SEM snímek bakteriální buňky <i>P. Aeruginosa</i> adsorbující mezi nano-pilíře jejího povrchu (měřítko: 200 nm); (b) Snímek křídla vážky písečné; (c) SEM snímek čtyř bakterií <i>E. coli</i> na povrchu křídla vážky v postupném stádiu odumírání, šipka ukazuje na tekutinu	

unikající z buňky mezi nano-pilíře (měřítka 200 nm); (d) Biofyzikální 3D model interakce nano-pilířů křídla cikády s tyčinkovitou bakteriální buňkou (64)	47
Obrázek 45 – Porovnání fokusace objektivu (a) sférického; (b) s plochým fokusačním polem; (c) f-theta (88).....	49
Obrázek 46 – Schéma konstrukce galvo skenovací hlavy s příkladem trajektorie svazku (87).....	49
Obrázek 47 – Schéma konstrukce polygonálního skeneru s příkladem trajektorie svazku uskutečněné rastrovací strategií skenování (87)	50
Obrázek 48 – Vliv kompenzačních strategií na výsledný tvar mikroobrábění struktury (a) bez kompenzace; (b) sky-writing; (c) sky-writing + synchronizace (89)	50
Obrázek 49 – Znázornění parametru S_p (89).....	51
Obrázek 50 – Znázornění parametru H (89)	51
Obrázek 51 – Závislost morfologie vytvářených struktur na hodnotách fluence (8).....	52
Obrázek 52 – Detail mikrostruktury vytvořené průchodem laserového svazku (91)	52
Obrázek 53 – Tvar a orientace struktur LIPSS při proměnné polarizaci; ozáření více pulsy jedné polarizace (vlevo); ozáření více pulsy různé polarizace (vpravo) (92)	53
Obrázek 54 - Geometrický průměr normalizovaných reziduí buněk E. coli a S. aureus pro testované struktury.....	54
Obrázek 55 – SEM snímky testovaných struktur (7)	54
Obrázek 56 – SEM snímky jednotlivých útvarů při různé fluenci. (a) povrch s náhodnou drsností; (b) fs-LIPSS; (c) fs-LIPSS pokryté nano/mikrostrukturou; (d-f) postupně se měnící kombinace 1D tyčinkovitých, kuželovitých a kulovitých útvarů při proměnné fluenci (8)	55
Obrázek 57 – SEM snímky jednotlivých struktur podrobených testu bakteriální adheze E. coli a vzniku biofilmu. Zelenými rámečky jsou označeny oblasti bakteriální kolonizace; (a) Kontrolní vzorek bez struktury; (b-f) struktury vzniklé ozářením za proměnné fluence (8).....	55
Obrázek 58 – Struktury vytvořené metodou DLIP na snímcích z konfokálního (A) a elektronového (B) mikroskopu (9)	56
Obrázek 59 – Vzorky struktur s proměnnou velikostí periody Λ (9)	57
Obrázek 60 – Relativní adheze CFU jednotlivých struktur (9).....	57
Obrázek 61 – Retence bakterií kmenu E. coli a S. aureus. Hodnoty reprezentují množství aktivních bakteriálních buněk ve srovnání s referenčním vzorkem, hodnota 100 % na ose y reprezentuje hodnoty na referenčních vzorcích	61
Obrázek 62 – Experimentální uspořádání laseru OMRON MX-AI2030-C s naznačenou dráhou laserového svazku	63
Obrázek 63 – Naměřené hodnoty výšky elementu struktur příslušného počtu opakování; měřeno ve směru osy X (modře), osy Y (červeně) a zprůměrováno z obou směrů (fialově)	67

Obrázek 64 – Naměřené hodnoty hloubek a průměrů děr příslušného počtu opakování (vlevo), průměr byl měřen ve dvou směrech, naměřené hodnoty následně zprůměrovány; vypočtené hodnoty poměru hloubky a průměru díry příslušného počtu opakování (vpravo).....	69
Obrázek 65 – Strategie paralelního skenování	71
Obrázek 66 – Řetězec pro stanovení optimálních procesních parametrů pro strukturu LIPSS	72
Obrázek 67 – Graf porovnání jednotlivých V-parametrů při rozdílné skenovací rychlosti (logaritmičké měřítko osy y).....	80

Seznam tabulek

Tabulka 1 – generované vlnové délky jednotlivých laserů (14)	14
Tabulka 2 – Výškové parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40)	30
Tabulka 3 – Prostorové parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40).....	30
Tabulka 4 – Hybridní parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40).....	30
Tabulka 5 – Funkce materiálového poměru a související parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40)	31
Tabulka 6 – V-parametry povrchu dle ČSN EN ISO 25178:2021 (40).....	31
Tabulka 7 – Přehled testovaných struktur a struktur forem, ze kterých struktury vycházejí	59
Tabulka 8 – Účinnost antibakteriálních vlastností *Hodnoty antibakteriálního účinku A převzaty z normy ČSN EN ISO 20743: 2014.....	60
Tabulka 9 – Výsledky počtu životaschopných bakterií vyjádřených parametr A a R	61
Tabulka 10 – Přehled procesních parametrů pro laserem vytvořené struktury.....	62
Tabulka 11 – Parametry laseru OMRON MX-AI2030-C.....	63
Tabulka 12 – Parametry laseru PERLA 100	64
Tabulka 13 – Přehled navržených podkladových mikrostruktur.....	65
Tabulka 14 – Tabulka použitých fixních parametrů laseru OMRON-MX-AI2030-C	66
Tabulka 15 – Snímky struktur daného počtu opakování (označeno pod) z konfokálního mikroskopu ..	66
Tabulka 16 – Snímky struktur dané skenovací rychlosti (označeno pod) z konfokálního mikroskopu..	68
Tabulka 17 – Tabulka parametrů pro výrobu testovacích podkladových struktur	70
Tabulka 18 – Přehled experimentálně vytvořených podkladových mikrostruktur.....	70
Tabulka 19 – Přehled experimentálně vytvořených krycích nanostruktur	71
Tabulka 20 – Tabulka použitých fixních parametrů laseru PERLA 100	72
Tabulka 21 – Snímky testovacích struktur při postupném zvyšování výkonu (označeno pod)	72
Tabulka 22 – Snímky testovacích struktur při postupném zvyšování parametru rozteče drah (označeno pod)	73
Tabulka 23 – Snímky testovacích struktur při stanovení přibližné oblasti optimální hodnoty polarizace (označeno pod)	73
Tabulka 24 – Snímky testovacích struktur při stanovení přesné hodnoty optimální polarizace (označeno pod)	74
Tabulka 25 – Stanovené optimální procesní parametry pro strukturu LIPSS	74
Tabulka 26 – Snímky testovacích struktur při stanovení optimální hodnoty polarizace (označeno pod)	75
Tabulka 27 – Snímky testovacích struktur při postupném zvyšování výkonu (označeno pod)	75

Tabulka 28 – Stanovené optimální procesní parametry pro strukturu SPIKES	75
Tabulka 29 – Kombinace podkladových a krycích struktur.....	76
Tabulka 30 – Snímky struktur vzniklých kombinací podkladové a krycí struktury.....	77
Tabulka 31 – Procesní časy potřebné pro strukturování 1 cm ² povrchu	78
Tabulka 32 – SEM snímky porovnávaných struktur (naklopení vzorku 45°, zvětšení 10kx)	80
Tabulka 33 – Křivky nosného podílu porovnávaných struktur.....	81