

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

Ústav výrobních strojů a zařízení



Diplomová práce

Tvorba bionicky motivovaných povrchů laserem



Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl v přiloženém seznamu veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací, vydaným ČVUT v Praze 1. 7. 2009.

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:

Podpis:



Poděkování:

Úvodem bych rád poděkoval především svému vedoucímu diplomové práce panu Ing. Pavlu Zemanovi, Ph.D. a konzultantovi Ing. Janu Brajerovi, Ph.D. za vedení, odborné konzultace a podnětné připomínky při jejím vypracování. Děkuji i zaměstnancům výzkumného centra RCMT za odborné konzultace a cenné rady. Chtěl bych také poděkovat svým rodičům, bratrovi a přítelkyni za podporu a trpělivost, se kterou mě podporovali při mém studiu.

Tato práce vznikala za podpory projektu: „Laserové technologie pro mikrostrukturování bionických a funkčních povrchů pokročilých materiálů“, identifikační kód projektu FV30265, poskytovatel Ministerstvo průmyslu a obchodu.



Anotace

Autor:	Bc. Tomáš Primus
Název DP:	Tvorba bionicky motivovaných povrchů laserem
Rozsah práce:	103 stránek, 78 obrázků, 9 tabulek
Školní rok vyhotovení:	2018/2019
Škola:	ČVUT v Praze, Fakulta strojní
Zadávací ústav:	Ú12135 – Ústav výrobních strojů a zařízení
Vedoucí DP:	Ing. Pavel Zeman, Ph.D.
Konzultant:	Ing. Jan Brajer, Ph.D.
Zadavatel:	ČVUT – FS
Využití:	Řízená laserová výroba povrchů s definovanou smáčivostí laserem a následným zpracování
Klíčová slova:	bionická motivace, laser, ablace, smáčivost, post-procesní zpracování, biokompatibilita
Anotace:	<p>Cílem této práce je zmapovat teoreticky i prakticky laserové mikroobrábění povrchu materiálu a následně zpracovat povrch za účelem změny povrchové smáčivosti. V práci byl laserem obráběn materiál Ti6Al4V za účelem zjištění interakce materiálu s použitým laserovým zařízením. S vhodně nastavenými parametry byly vytvořeny struktury, které připomínaly pískovaný povrch. Motivací výzkumu laserového zpracování povrchů byla možnost jejich použití na povrchy implantátů, které mají mít hydrofilní vlastnosti a komerčně se často pískováním vyrábějí. Po laserovém procesu byly vzorky dále zpracovány dalšími technikami. Závěrem této práce je porovnání smáčivosti různých topografií laserově vytvořených povrchů s ohledem na vliv post-procesního zpracování. Poznatky z práce bude možné primárně použít v přípravě implantátů nebo v jiných aplikacích v medicíně.</p>



Annotation

Author:	Bc. Tomáš Primus
Title of thesis:	Creation of bionically motivated surfaces by laser
Extent:	103 p., 78 fig., 9 tab,
Academic year:	2018/2019
University:	CTU – Faculty of Mechanical Engineering
Department:	Ú12135 – Department of Production Machines and Equipment
Supervisor:	Dr. Pavel Zeman
Consultant:	Dr. Jan Brajer
Submitter	CTU – Faculty of Mechanical Engineering
Application:	Controlled laser production of surfaces with defined wettability and post-processing
Key words:	bionic motivation, laser, ablation, wettability, post-processing, biocompatibility
Annotation:	<p>The aim of this thesis is to describe theoretically and practically laser surface micromachining with post-processing with the goal of changing surface wettability. First step was to determine the interaction of chosen material Ti6Al4V with the used laser device. With the knowledge of appropriate parameters, structures that resembled a sandblasted surface were created. The research motivation was treatment of implant surfaces that are supposed to have hydrophilic properties and are often commercially produced by sandblasting. After the laser treatment, the samples were further processed by different finishing techniques. The conclusion of this thesis is comparison of wettability properties of various topographies of laser created surfaces accounting for the influence of post-processing. The findings of the work will be primarily used in preparation of implants or in the other medical applications.</p>



Obsah

1	Úvod	10
2	Cíle práce.....	11
3	Teoretická část	12
3.1	Obrábění laserem.....	12
3.1.1	Princip činnosti laseru	12
3.1.2	Interakce laserového záření s materiálem	15
3.1.3	Ablace.....	21
3.2	Laserové systémy pro obrábění materiálu.....	24
3.2.1	Lasery vhodné pro termální ablaci.....	25
3.2.2	Lasery vhodné pro atermální ablaci.....	25
3.2.3	Metody generování pulzů	26
3.3	Teorie smáčivosti	29
3.3.1	Definice	29
3.3.2	Modely smáčivosti	29
3.3.3	Motivace pro ovlivňování povrchové smáčivosti.....	31
3.3.4	Měření smáčivosti	34
3.3.5	Možnosti řízeného ovlivnění smáčivosti laserem	38
3.4	Biokompatibilita a biomateriály.....	42
3.4.1	Biokompatibilita	42
3.4.2	Biomateriály	43
3.4.3	Stav povrchu biomateriálů	44
3.4.4	Využití laseru pro modifikaci povrchu biomateriálů	45
3.5	Shrnutí teoretické části	49
4	Praktická část	50
4.1	Popis realizace experimentu	50
4.1.1	Použití laserové zařízení a měřicí přístroje	50
4.1.2	Určení ablačního prahu materiálu Ti6Al4V	53
4.1.3	Optimalizace parametrů pro tvorbu struktur	55
4.1.4	Návrh vzorků a způsob jejich výroby.....	57



4.2	Výsledky a vyhodnocení.....	65
4.2.1	Určení ablačního prahu.....	65
4.2.2	Optimalizace parametrů pro tvorbu struktur	66
4.2.3	Povrchy s řízenou smáčivostí	71
4.3	Shrnutí praktické části.....	81
5	Závěr.....	88
	Seznam použité literatury	90
	Seznam obrázků	97
	Seznam tabulek.....	102
	Seznam příloh.....	103



Seznam použitých zkratk a symbolů

A	absorbivita	[-]
c	rychlost světla	[m/s]
CPA	chirped pulse amplification – metoda pro generování ultrakrátkých laserových pulzů	
D	průměr zaostřeného paprsku	[mm]
E	modul pružnosti	[Pa]
EDX -	Energy-dispersive X-ray Spectroscopy – kvalitativní i kvantitativní metoda analýzy	
E_p	energie v pulsu	[J]
f	opakovací frekvence	[Hz]
F_0	špičková plošná intenzita energie	[J/cm ²]
F_0^{th}	prahová hodnota špičkové plošné hustoty energie	[J/cm ²]
F_p	intenzita energie	[J/cm ²]
F_{th}	prahová hustota energie, ablační práh	[J/cm ²]
H	vzdálenost šraf	[μm]
HAZ	heat affected zone – tepelně ovlivněná oblast	[-]
I	intenzita výkonu	[W/cm ²]
L	vzdálenost mezi zrcadly v rezonátoru	[m]
M^2	faktor kvality svazku	[-]
Nd:YAG	typ pevnolátkového laseru, YAG – Yttrium Aluminium Granátu, Nd – neodym	
Nd:YVO ₄	typ pevnolátkového laseru, YVO ₄ – Yttrium vanadát, Nd – neodym	
p	tlak	[Pa]
P_{avg}	špičková hodnota výkonu	[MW]
P_{peak}	průměrný výstupní výkon	[W]
R	reflektivita, odrazivost	[-]
Ra	střední aritmetická odchylka profilu drsnosti od střední čáry	[μm]
Rsm	průměrná šířka prvků profilu	[μm]
Rz	největší výška profilu drsnosti	[μm]
S	plocha paprsku ve fokusu o průměru D	[cm ²]



SCA	static contact angle -statický kontaktní úhel mezi kapalinou a povrchem	[°]
S_p	podélný překryv pulzů	[-]
T	transmisivita, propustnost	[-]
T_p	délka pulzu	[μ s, ns, ps, fs]
v_f	skenovací rychlost	[mm/s]
XPS	X-Ray Photoelectron Spectroscopy -chemická analýza povrchové vrstvy	
γ	povrchová napětí na mezifázových rozhraních pro Youngův model smáčivosti	[J/m ²]
γ_{GL}	povrchové napětí na mezifázovém rozhraní – plyn, kapalina	[J/m ²]
γ_{GS}	povrchové napětí na mezifázovém rozhraní – pevná látka, kapalina	[J/m ²]
γ_{SG}	povrchové napětí na mezifázovém rozhraní – pevná látka, plyn	[J/m ²]
Θ	divergence paprsku	[mRad]
Θ_A	postupující úhel smáčení při hysterezi	[°]
Θ_c	kontaktní úhel mezi kapalinou a povrchem, tzv. úhel smáčení	[°]
Θ_R	ustupující úhel při hysterezi	[°]
λ	vlnová délka	[nm]
σ	povrchové napětí na mezifázových rozhraních pro Wenzelův a Cassie-Baxter model smáčivosti	[J/m ²]
σ_L	povrchové napětí kapaliny	[J/m ²]
σ_S	povrchové napětí kapaliny pevné látky	[J/m ²]
σ_{SL}	povrchová napětí na mezifázovém rozhraní – pevná látka, kapalina	[J/m ²]
ω_0	poloměr paprsku pro intenzitu $1/e^2$	[mm]



1 Úvod

Během miliónů let byly biologické druhy v neustálém boji s extrémními životními podmínkami. Nejschopnější přežily díky neustálému vývoji a probíhající evoluci. Zejména pak povrchy jednotlivých biologických druhů, které jsou aktivními rozhraními mezi nimi a okolním prostředím. Tyto povrchy jsou ukázkou efektivního využití kombinace materiálů, spolu s jedinečnými fyzikálními a chemickými vlastnostmi. Konkrétně v oblasti smáčivosti představují živočišné i rostlinné druhy výjimečné schopnosti. Příkladem může být extrémní hydrofobicita u lotosových listů, která přispívá k samočištění, nebo extrémní hydrofilita, která pomáhá broukům a roztočům přežít v těžkých pouštních podmínkách. Termín smáčivost může být jednoduše definován jako schopnost materiálu na svém povrchu rozprostřít kapalinu. Tedy pokud se jedná o povrchy lotosových listů, které jsou hydrofobní, povrch kapalinu odpuzuje a ta zůstává zformována ve formě kapičky. V krajních případech se může sama z povrchu skutálet pryč. Hydrofilita je opakem hydrofobicity, a v tomto případě materiál na svém povrchu kapalinu rozprostře ve formě tenkého filmu. [1]

Pro umělé vytvoření povrchů s přidanými vlastnostmi člověkem se jeví laser jako ideální nástroj, a to hlavně díky možnostem velmi přesného obrábění a velké variability procesu. Prvním krokem k vynálezu laseru byl objev jevu stimulované emise Albertem Einsteinem v roce 1916. Prvním skutečně postaveným laserem je rubínový laser od Theodora Maimana z roku 1960. Následoval exponenciální růst laserových technologií až do současnosti. V oblasti mikroobrábění byl významným milníkem rok 2000, kdy začaly být komerčně dostupné Ti-safírové pevnolátkové femtosekundové lasery s délkou pulzu 5 femtosekund. [2] Podstatný byl i vývoj směrem ke zvyšování průměrného výkonu a účinnosti laserových zdrojů. Firma IPG dnes nabízí komerčně dostupný laser s výstupním výkonem 120 kW, který je používán pro svařování lodních trupů. Také účinnost je stále vyšší, některé vláknové lasery již dosahují optické účinnosti přes 50 procent. [3] V roce 2016 byl překonán milník výkonu 1000 wattů v pulzním režimu na laserovém zařízení Bivoj, které se nachází v České republice v laserovém centru HiLASE. [4]

Hlavním cílem práce je ovlivnění materiálu laserem za účelem přenesení výhod funkčních povrchů rostlin a živočichů na průmyslové výrobky. Ke spojování těchto odlišných oborů přispívá vývoj posledních let v oblastech mikroskopie a zkoumání chemických vlastností povrchu jako jsou EDX a XPS analýzy. Neméně důležitý je i vývoj optiky a zdokonalování laserových zdrojů. To vede k přesnějším a jakostnějším povrchům s vysokou produktivitou výroby. Proto je téma této práce aktuální a má potenciální využití zejména v medicíně, ale i v automobilovém, leteckém a energetickém průmyslu.



2 Cíle práce

Cílem této práce je zmapovat teoreticky i prakticky laserové mikroobrábění povrchu materiálu s následným zpracováním za účelem změny povrchové smáčivosti.

V teoretické části práce je pojednáváno o zpracování povrchu laserem, a to od samotné podstaty funkce laseru, přes interakci laserového záření s materiálem, až po techniky obrábění ultrakrátkými pulzy a jejich generováním. Následně jsou tyto poznatky zhodnoceny v kapitole 3.2, kde jsou popsána i vhodná zařízení pro proces mikroobrábění termální a atermální ablací. Teorie smáčivosti je v kapitole 3.3, kde je rozšířena motivace práce o možnosti vytváření povrchů inspirovaných v přírodě za účelem řízení povrchové smáčivosti. Jsou zde také popsány metody pro měření smáčivosti. Stěžejní je kapitola 3.3.5, kde jsou vybrány články zabývající se možnostmi post-procesního zpracování po laserovém procesu s odkazem na řízení smáčivosti. Poslední kapitola teoretické části shrnuje poznatky o hydrofilních površích vhodných pro buněčnou adhezi a jejich přenesení na povrchy implantátů. Je zde také zmínka o sériově laserem vytvářených površích pro zubní implantáty, a dále výsledky studie srovnávající laserové a komerčně dostupné implantáty.

V praktické části jsou teoreticky nabyté poznatky přeneseny do vlastního praktického řešení formou experimentu. V první fázi je laserem obráběn materiál Ti6Al4V za účelem pochopení interakce materiálu s použitým laserovým zařízením, s cílem nalezení vhodných procesních parametrů pro výrobu konkrétních struktur. Motivací pro jejich vzhled jsou povrchy implantátů, které mají mít hydrofilní vlastnosti a komerčně se často vyrábějí pískováním.

Hlavním výsledkem této práce je stanovení vlivu různých topografií laserově vytvořených povrchů na smáčivost, a to při použití post-procesního zpracování. Poznatky z práce bude možné primárně použít v přípravě tělních implantátů nebo v dalších medicínských aplikacích.

3 Teoretická část

V teoretické části této práce byla zpracována rešerše poznatků v oblasti obrábění laserem, vhodných systémů pro obrábění laserem, dále teorie smáčivosti a kapitola zabývající se biokompatibilitou a biomateriály. Na závěr této kapitoly je shrnutí, ve kterém jsou zmíněny nejdůležitější poznatky z celé kapitoly.

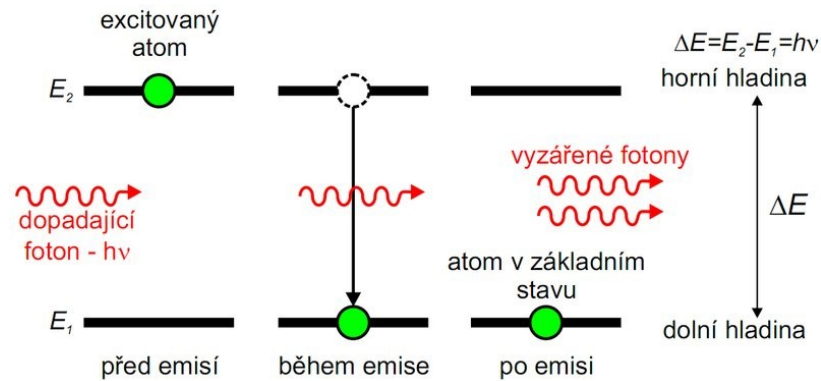
3.1 Obrábění laserem

Kapitola obrábění laserem mapuje laserové obrábění od principu činnosti laseru, přes interakci paprsku s materiálem, až po principy ablace materiálu.

3.1.1 Princip činnosti laseru

Laser je zkratka pro termín *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* [5], který popisuje základní princip činnosti laseru, kterým je stimulovaná emise. Fungování laseru je založeno na základech kvantové fyziky. Při absorpci kvanta energie přechází elektron na vyšší energetickou hladinu (excitovaný stav). Elektron na této vyšší energetické hladině je velmi nestabilní a vrací se zpátky do původního stavu. Při tomto přestupu vyzáří kvantum energie nazývané foton. Jev, kdy se elektron vrací zpátky do své původní energetické hladiny, se nazývá emise. Pokud se jedná o emisi spontánní, přechází elektron bez vnějšího působení. Druhým způsobem přechodu mezi energetickými hladinami je stimulovaná emise. Pokud se elektron nachází ve svém excitovaném stavu a narazí do něj foton, přiměje tento elektron k přechodu do nižší energetické vrstvy. Při tomto přechodu se vyzáří foton, jehož směr šíření a polarizace jsou stejné jako směr šíření a polarizace fotonu, který tento kvantový přechod vyvolal.

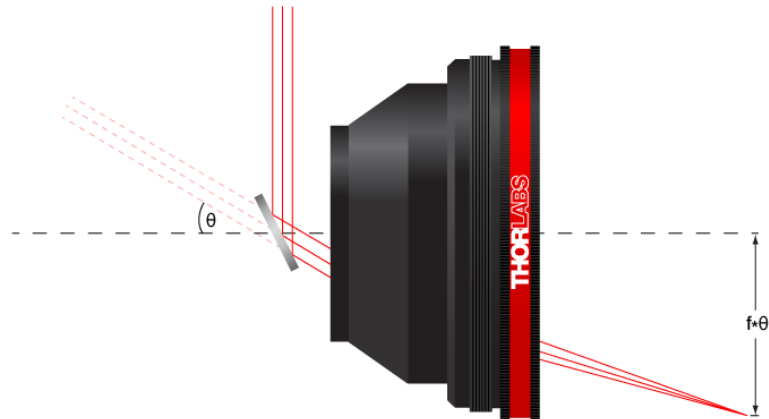
Za normálních podmínek je soustava ve stavu termodynamické rovnováhy a populace energetických hladin se nemění. V aktivním prostředí rezonátoru však dochází ke stavu, kdy se na metastabilní hladině nachází více elektronů než na základní hladině. Nastává inverze populace hladin, tedy $N_2 > N_1$ a prostředí slouží jako kvantový zesilovač. [5] [6] [7] [8] [9]



Obr. 1: Princip stimulované emise [6]

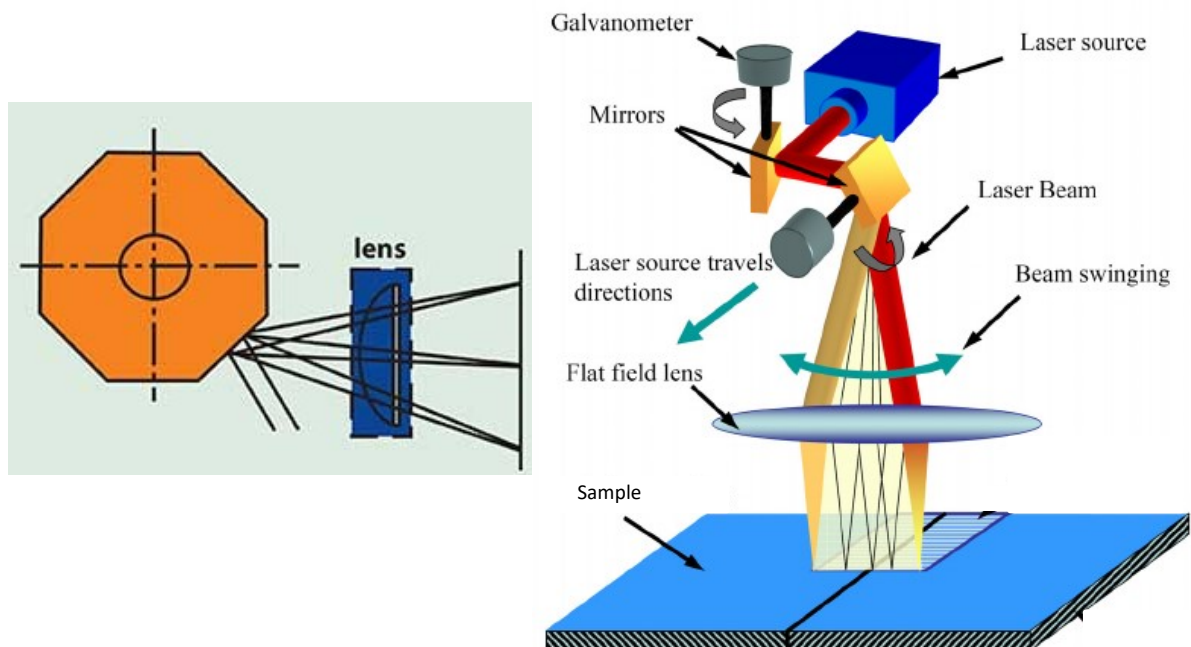
Aktivní prostředí bývá nejčastěji ve tvaru válce nebo kvádru, jehož osa je shodná s optickou osou rezonátoru. Vzniklé záření, které se pohybuje ve směru optické osy je v prostředí mezi dvěma zrcadly zesilováno. Jedno ze zrcadel je úplně odrazivé (totálně reflexní zrcadlo) a druhé částečně (polopropustné zrcadlo).

Mezi těmito dvěma zrcadly dochází k usměrnění proudu fotonů, k zesilování záření, a pokud dojde k překročení stanovené mezní energie polopropustného zrcadla je laserový paprsek vyzářen ven. Aktivní prostředí může být pevné, kapalně nebo plynné. K vybuzení aktivního prostředí se používá dioda nebo výbojka, u plyných laserů je nejčastěji použito buzení elektrickým výbojem. Paprsek, který opustí laser je dále veden pomocí soustavy čoček a zrcadel. Ty slouží k jeho usměrnění a zafokusování na obráběný vzorek. V oblasti mikroobrábění se nejčastěji používají sestavy, kde je paprsek veden pomocí optického vlákna do galvo-skenovací hlavy, která je zakončena F-theta čočkou. V galvo hlavě jsou umístěna dvě zrcátka se servopohony, které rozmítají paprsek v osách X a Y. Rychlost polohování systému se pohybuje od 1-3 m/s. F-theta čočka slouží k fokusaci paprsku do roviny viz Obr. 2. K tomu se využívá soustava čoček, které jsou umístěny za sebou v jedné optické soustavě. Parametry čočky jsou ohnisková vzdálenost, tj. vzdálenost, kam je paprsek fokusován a rozměr pracovní plochy ve fokusační rovině. [5] [9] [10]



Obr. 2: Schématické znázornění fokusování paprsku pomocí F-theta čočky [10]

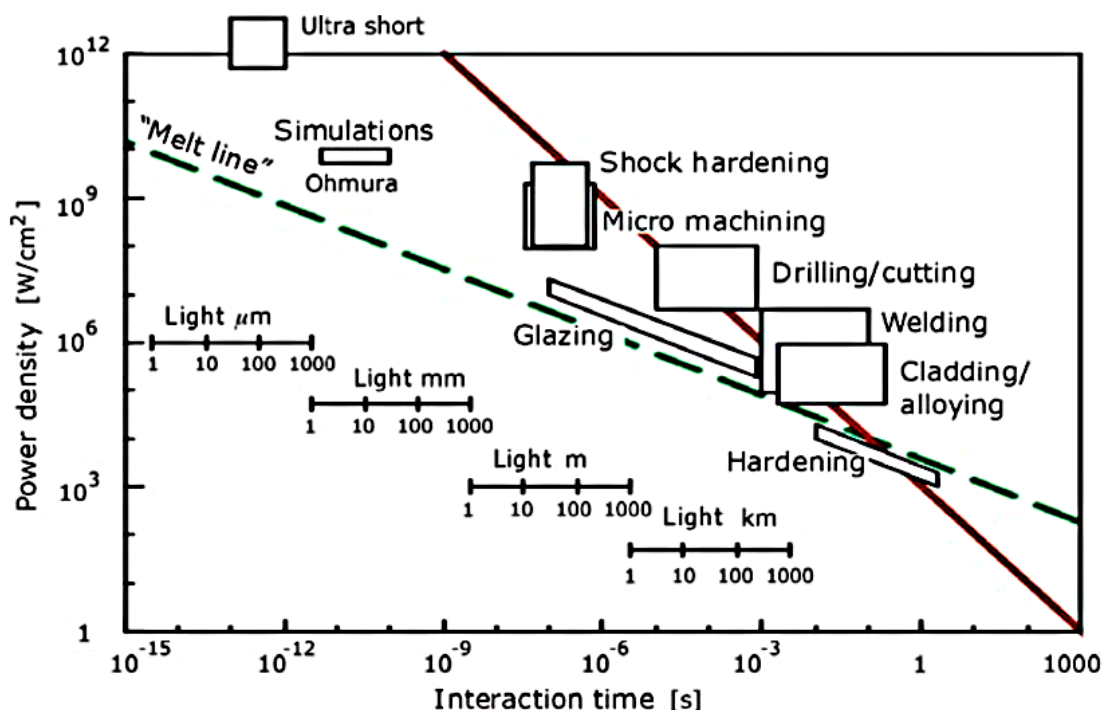
Novým trendem v laserovém mikroobrábění jsou hlavy s polygonálními skenery a hlavy s tzv. DOE (diffractive optical element) prvkem. Výhoda polygonálních skenerů, je až 1000krát vyšší rychlost skenování než u klasických galvo hlav. Princip je založen na rotujícím mnohoúhelníku, který dokáže vysokou rychlostí vytvářet liniové struktury. Vychylování v dalších osách zajišťuje pohyb stolu a přídatná galvo hlava. Výhoda obrábění s využitím DOE elementů, je v rozdělení paprsku do vícero menších souběžně pracujících paprsků. Obě metody, se vyvinuly spolu s nástupem nových vysoce výkonných pulzních laserů a jde o rychle se rozvíjející oblasti laserového mikroobrábění. [11] [12] [13] [14]



Obr. 3: Schéma a) polygonální skener [15], b) galvo skenovací hlava (upraveno) [14]

3.1.2 Interakce laserového záření s materiálem

Interakce laserového záření s materiálem souvisí s hustotou energie laseru, délkou pulzu, vlnovou délkou a absorbitivou materiálu. Prvním zkoumaným parametrem je absorbitivita materiálu. Jedná se o parametr, který určuje, jak velké množství dopadajícího záření bude pohlceno materiálem. Pokud je vlnová délka vhodně absorbována materiálem, jsou rozhodující další dva parametry, a to intenzita výkonu (výkon na plochu) a délka pulzu. Z grafické závislosti (Obr. 4) vyplývá, že pro oblasti mikroobrábění se používají lasery s velmi vysokou hustotou výkonu a ultrakrátkými délkami pulzu. [16] [5] [9]

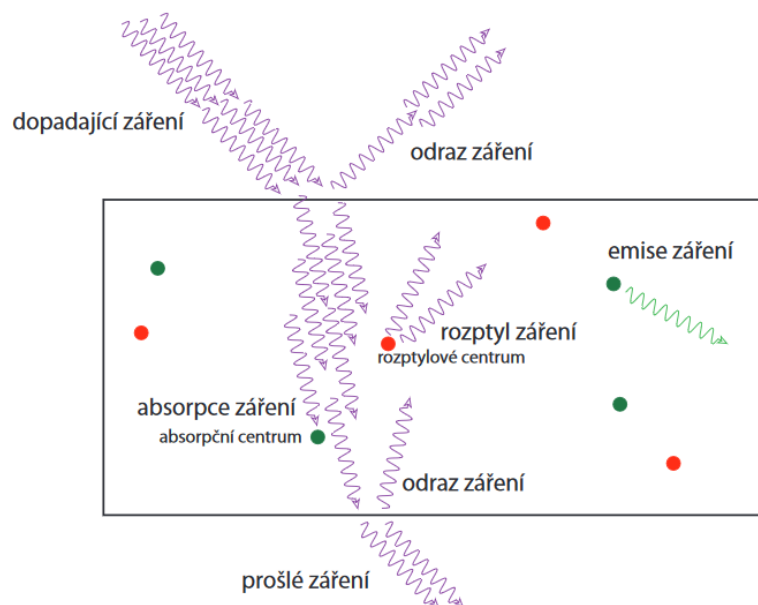


Obr. 4: Graf závislosti intenzity výkonu na délce pulzu pro výběr laserových technologických operací [16]

Termické procesy, které se odehrávají v materiálu při obrábění laserem, se rozlišují podle doby interakce mezi materiálem a laserovým zářením. Pokud je doba interakce v řádech mikrosekund a nanosekund, je zde majoritní přenos tepla do materiálu a jeho ohřev. Toho se s výhodou využívá u kalení, svařování atd. Pro dobu interakce v řádech pikosekund a femtosekund nedochází téměř k přenosu tepla a nastává vypařování materiálu. Tento proces se nazývá atermální (studená) ablace. Toho se využívá pro velmi přesné mikroobrábění s malým teplotním ovlivněním zpracovávané oblasti. [16]

3.1.2.1 Absorbivita

Absorbivita (pohltivost) materiálu je proces, při kterém dochází k předání energie mezi zářením a materiálem, na které záření dopadá. Faktory ovlivňující pohltivost jsou vlnová délka a směr dopadajícího světla, druh materiálu, chemické složení a také drsnost povrchu. Jelikož absorpce záření není stejná pro celý rozsah vlnových délek, je důležité najít optimální vlnovou délku λ dopadajícího světla, pro které bude absorpce největší. S rostoucí absorpcí laserového paprsku roste i efektivita mikroobrábění. Dalším způsobem, jak zvýšit absorpci materiálu, je povrchová úprava, která sníží odrazivost materiálu, a tím zvýší jeho pohltivost. [5] [17] [18]



Obr. 5: Schéma procesů v materiálu při dopadu záření [19]

Výpočet absorpce záření materiálem:

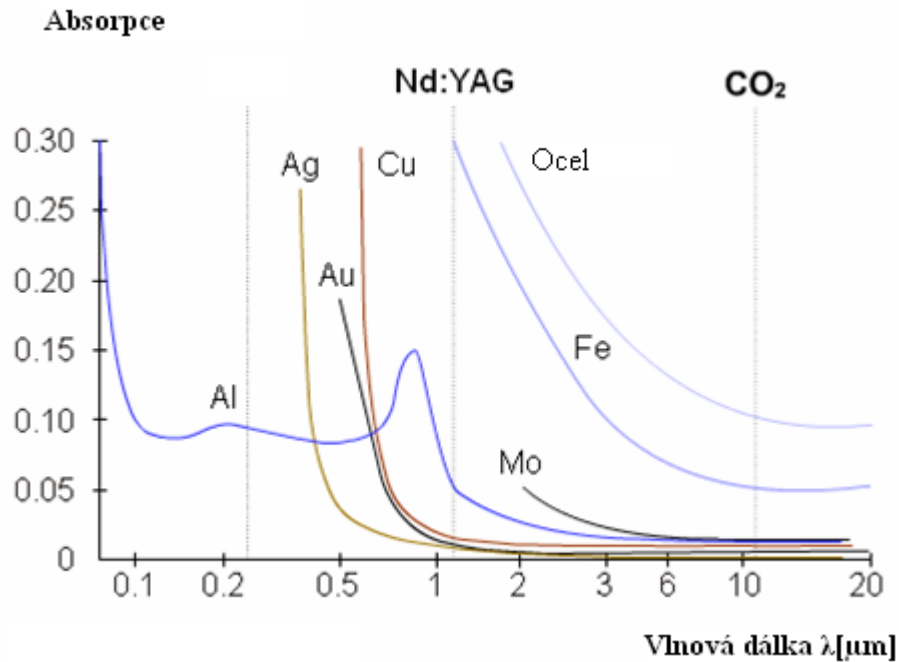
$$A = 1 - R - T \quad (1)$$

Kde:

A absorbivita

R reflektivita, odrazivost

T transmisivita, propustnost



Obr. 6: Graf absorpce v závislosti na vlnové délce pro vybrané materiály [20]

Z grafu absorpce (Obr. 6) vyplývá vhodnost použití laserových zařízení. Pro obrábění oceli, titanu a dalších kovových materiálů se používají pevnolátkové lasery s vlnovou délkou v okolí 1064 nm. Pro obrábění mědi, stříbra, hliníku a plastů se používají druhá (532 nm) resp. třetí harmonická frekvence (266 nm). Pro organické materiály jsou vhodné lasery s delšími vlnovými délkami. Absorbivitu materiálu lze zvýšit i úpravami jeho povrchu, a to zvýšením drsnosti povrchu pro snížení odrazivosti záření. [21] [17]

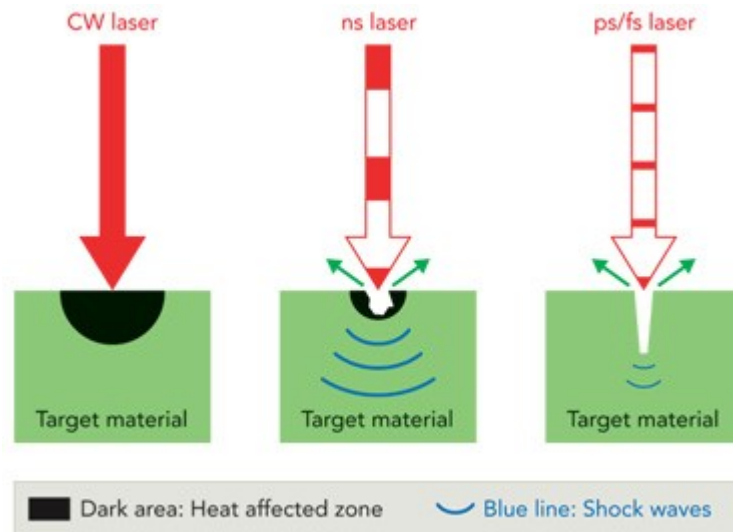
3.1.2.2 Délka pulzu

Lasery mohou pracovat v kontinuálním, kvazikontinuálním (quasi-CW) nebo pulzním módu. Při kontinuálním, a z části i při quasi-CW módu, je generování fotonů nepřetržitě a všechny fotony se hned vypouštějí z rezonátoru pryč. Tím se dosáhne nepřetržitého laserového paprsku. Termín kvazikontinuální lasery se používá pro lasery, které z části pracují v kontinuálním módu a z části v pulzním režimu. Princip je ten, že mezi vypuštěnými kvanty světla je krátká pauza, která slouží ke chladnutí rezonátoru, ale aktivita laseru není zastavena. Jedná se pouze o snížení aktivity, tedy produkce fotonů, v rezonátoru. Pro kvazikontinuální lasery je typický vysoký vystupující špičkový výkon, ale nižší střední výkon. [16]

Pulzní režim je založený na vypuštění fotonů z rezonátoru na velmi krátký čas v krátkých časových intervalech. Pulzní režim se dále dělí na krátké pulzy a ultra-krátké pulzy. Pro

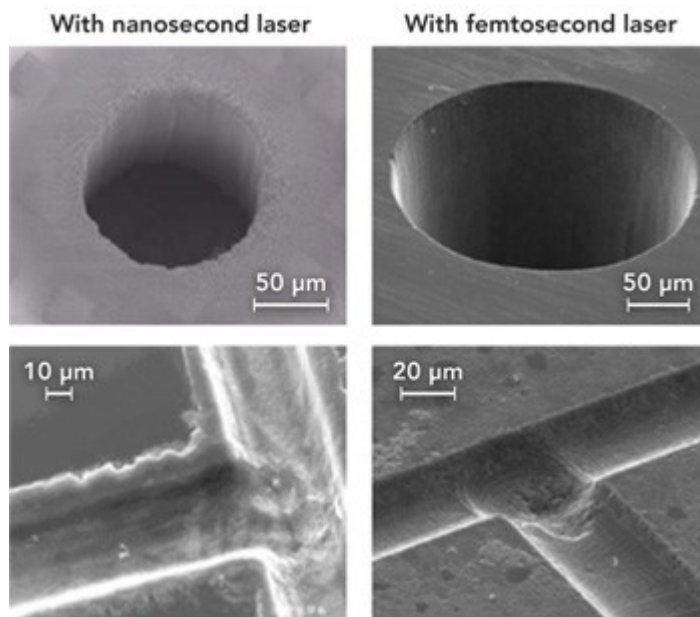
krátký pulzní režim jsou typické pulzy v řádech mikrosekund a nanosekund (ns). Pro ultra-krátké pulzy jsou dobrou trvanou pulzů pikosekundy (ps) a femtosekundy (fs). [16]

V průmyslové oblasti laserového mikroobrábění se s výhodou používají lasery s krátkými a ultra-krátkými délkami pulzu. Výhoda je v interakci s materiálem. Při obrábění s délkou pulzu v řádech nanosekund je okolní oblast významně ovlivněna teplotně, tzv. HAZ-*heat affected zone*. Při obrábění s délkou pulzu v řádech ps/fs dochází k vypařování materiálu bez teplotního ovlivnění okolní oblasti. Fyzikální princip je popsán v kapitole 3.1.3. [22]



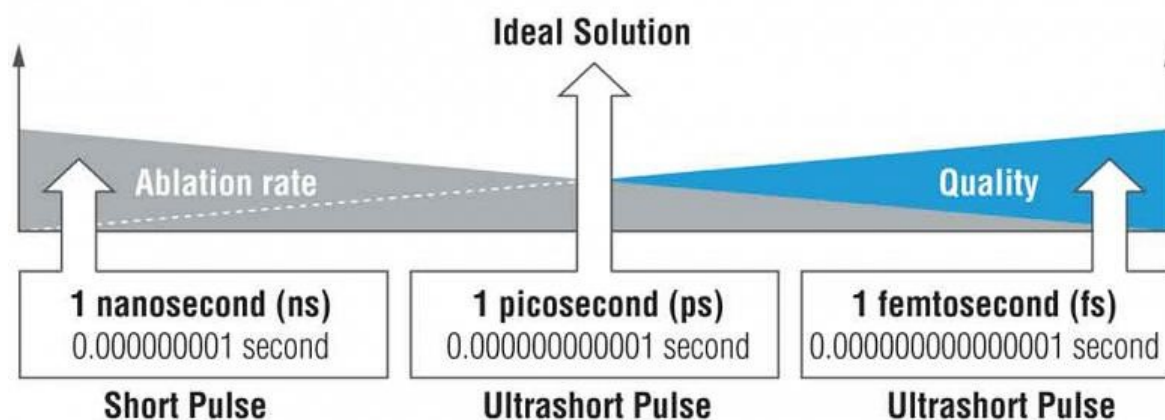
Obr. 7: Schematický obrázek teplotního ovlivnění při obrábění krátkými a ultra-krátkými pulzy [22]

Rozdíl v délce pulzu je nejvíce vidět na laserem obrobené oblasti, viz Obr. 8. Je zde vidět experiment s vrtáním díry o průměru 50 μm laserem s délkou pulzu v řádech nanosekund a femtosekund. U ns pulzu dochází k rozstříku taveniny a následnému tuhnutí po okrajích vrtané díry. Pro fs pulzy nedochází k tavení, a proto je obrobená oblast velmi rozměrově a kvalitativně přesná. [22] Podrobnější vysvětlení mechanismů ablace je v kapitole 3.1.3.



Obr. 8: Ukázka obrábění nanosekundovým vs. femtosekundovým laserem – kvalita povrchu [22]

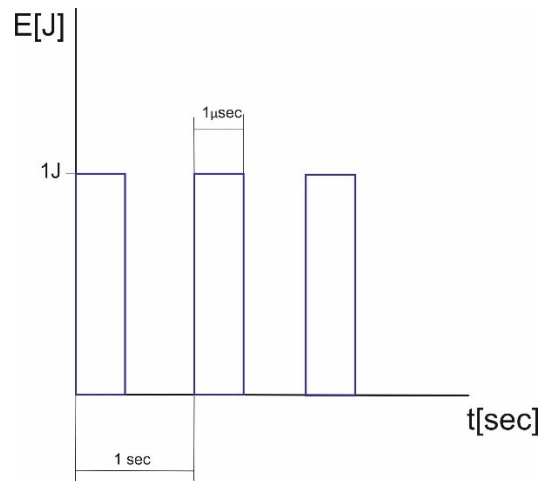
S kvalitou povrchu souvisí i malé množství odebraného materiálu v čase (*ablation rate*). Femtosekundové lasery umožňují velmi kvalitní povrch, ale obrábění s velmi malou energií v pulzu. Jako optimální řešení se jeví lasery s pikosekundovou délkou pulzu, viz Obr. 9. [23]



Obr. 9: Schéma vlivu délky pulzu na rychlost a kvalitu mikroobrábění [23]

3.1.2.3 Intenzita výkonu

Výkon laseru je množství spotřebované energie za čas. Jednotkou jsou Watty. Výkon se u laserů určuje střední a špičkový. Pro střední výkon je brán časový úsek od začátku prvního pulzu až po začátek pulzu druhého. Naopak při výpočtu špičkového výkonu je uvažována pouze doba trvání pulzu. Více viz Obr. 10. [24] [25] [9]



Obr. 10: Graf závislosti energie na čase pro špičkový výkon (práce autora)

Obecný výpočet výkonu:

$$P = \frac{E}{T} = [W] \quad (2)$$

Kde:

E energie [J]

T doba trvání [s]

Příkladem výpočtu výkonů z grafu (Obr. 10) jsou následující vzorce:

$$P_{average} = \frac{1J}{1 sec} = 1W \quad (3)$$

$$P_{peak} = \frac{1J}{1 \mu sec} = 1MW \quad (4)$$

Intenzita výkonu je výsledkem podílu výkonu na plochu laserového svazku.

$$I = \frac{P}{S} [W/cm^2] \quad (5)$$

Kde:

P výkon [W]

S plocha paprsku ve fokusu o průměru D [cm²]

E_p energie v pulzu [J]

Jednotka intenzity výkonu se neudává v základních jednotkách SI, ale z historicko-praktických důvodů v jednotkách W/cm²

3.1.3 Ablace

Laserová ablace je proces odebrání materiálu z povrchu. Odebrané množství závisí na mnoha faktorech, zejména pak na intenzitě záření, vlnové délce, vlastnostech materiálu a také délce pulzu. Podle délky pulzu se ablace rozděluje na teplou ablaci – termální proces, a studenou ablaci – atermální proces. K termální ablaci dochází od kontinuálního režimu laseru a její vliv se postupně snižuje až po jednotky ps. Teprve pro délky pulzu okolo 2 ps (u běžných kovů) nedochází k žádné termalizaci mezi elektronovým a atomovým subsystémem, což má za následek vyloučení difuzního přenosu tepla z ovlivňované oblasti do okolí. [12] [26] [27] [28] [23] [9]

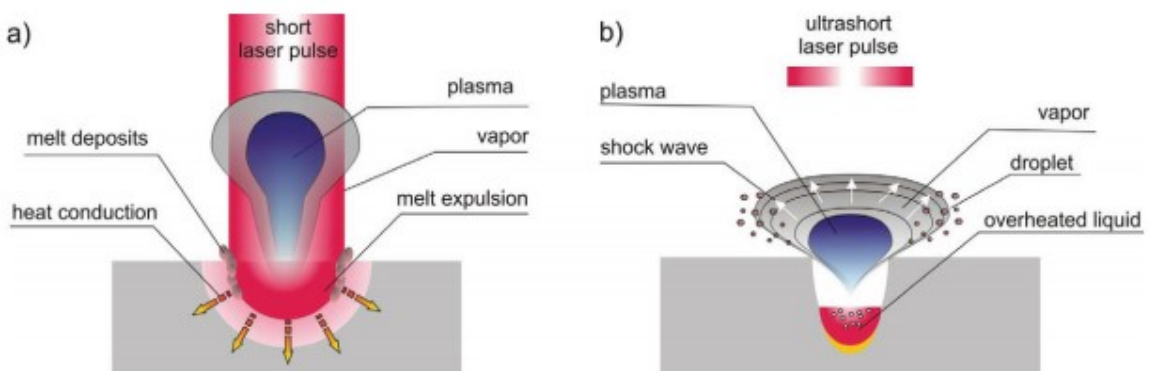


Figure 1. Beam-Matter interaction: a) classical beam-matter interaction; b) ultrafast beam-matter interaction

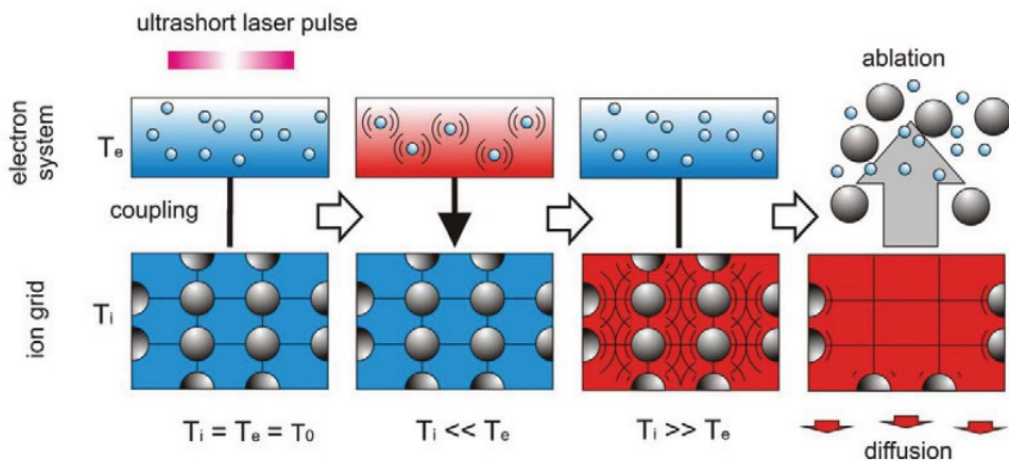
Obr. 11: Schématické znázornění procesu ablace, a) termální ablace, b) atermální ablace [26]

Termální ablace

Při ablaci krátkými pulzy v řádech milisekund-nanosekund je dominantním jevem vedení tepla, tavení materiálu a formování plazmatu. Energie laserového pulzu je absorbována materiálem, kde je vedena mřížkou ve formě tepla. Při vyšší dodané energii se zvyšuje teplota materiálu a jeho povrchová vrstva se začne tavit a vzniklá tavenina vytryskává do okolí. Současně začíná docházet k vypařování a formování plazmatu nad materiálem. Oba jevy probíhají současně a rozhoduje energie s délkou pulzu, který z jevů bude dominantní. [26] [27]

Atermální ablace

Jedná se o proces odebrání materiálu laserem pro délku pulzu v řádech femtosekund až do jednotek pikosekund. Horní hranice délky pulzu není přesně stanovena, ale pohybuje se od 8-12 ps a souvisí přímo s relaxační dobou elektronu, tj. dobou kdy elektron předá teplo dále do materiálu. [26] [27]



Obr. 12: Dvouteplovní ablační model interakce ultrakrátkých laserových pulzů s materiálem [26]

Na Obr. 12 je dvouteplovní model procesu ablace. Elektronový systém, který představuje laserový paprsek (o teplotě T_e) vstupuje do iontové mřížky materiálu (o teplotě T_i) a předává jí svoji energii. Vše se děje za teploty okolního prostředí T_0 . V systému se zvyšuje teplota, ionty mřížky se rozkmitávají a při dosažení stavu kdy $T_i \gg T_e$ odchází z materiálu ve formě páry a nastává proces ablace.

3.1.3.1 Ablační práh

Ablační práh (tzv. *Ablation threshold*) je minimální množství energie, při kterém začne být z povrchu odstraňován materiál. Je to tedy energie, kterou se odstraní alespoň jeden atom materiálu. Tato prahová intenzita energie F_{th} , musí být dostatečně velká, aby překonala vazebné síly mezi atomy v mřížce a došlo k částečnému vypařování. [26]

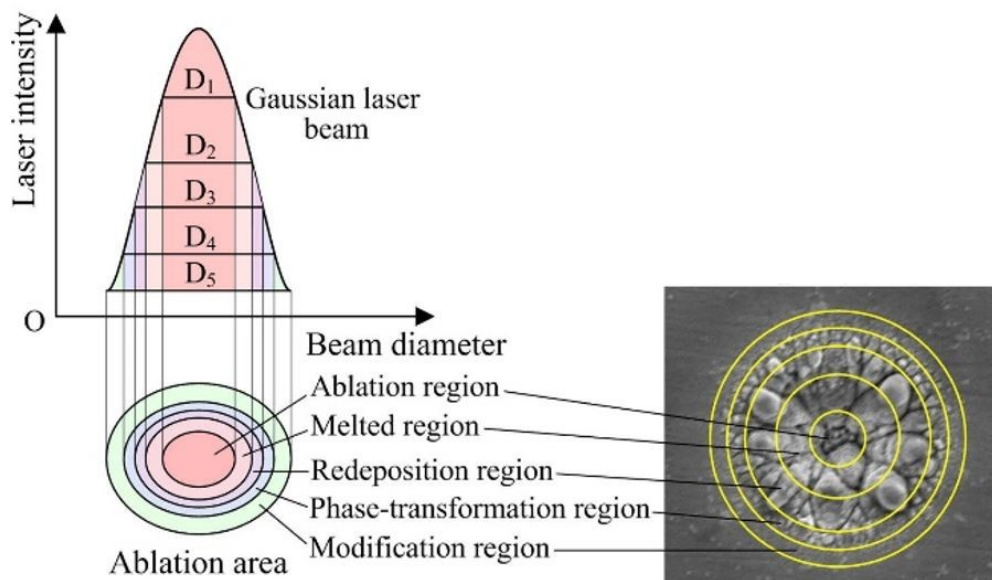
Práh ablace startuje ablaci materiálu a je klíčovým faktorem k porozumění fyzikálních mechanismů interakce světla s materiálem. Hodnota začátku ablace závisí na materiálu, délce pulzu a vlnové délce použitého zařízení. Určení prahové hodnoty je nezbytné pro nastavení takových parametrů laserového procesu, které povedou k ablaci materiálu energií blízkou její minimální potřebné hodnotě. Na daném zařízení, tak bude možné navození podmínek, které povedou k úběru materiálu s minimálním možným ovlivněním okolí po procesu ablace. Výstupní hodnotou je minimální intenzita energie F_{th} . Tato

hodnota se dopočítává podle průměru svazku v ohnisku a také energie v pulzu. Energie v pulzu je výsledek poměru průměrného výkonu a opakovací frekvence (Rovnice 2). Výkon a frekvence jsou parametry, které se zadávají přímo do zařízení. [26]

Porozumění ablačnímu prahu je dobré pro pochopení reakce mezi materiálem a dopadajícím laserovým zářením. V běžné praxi se však neobrábí nad ablačním prahem, protože pro tyto hodnoty je velmi malý úběr materiálu v čase. Ablací práh je minimální množství, a proto je častokrát několikanásobně přesáhnut, což vede k rychlejšímu obrábění s tím, že tyto podmínky nemusí vést ke špatné kvalitě povrchu. [29] [30] [31] [26] [9]

Určení ablačního prahu

Ke stanovení ablačního prahu se často přistupuje experimentálně. Nejčastěji používaný způsob je založen na měření postupně zvětšujícího se průměru svazku se vzrůstající pulzní energií. (Obr. 13)



Obr. 13: Rostoucí průměr svazku se zvyšující se energie v pulzu [29]

Minimální intenzita energie se pak dopočte dle následujících vzorců:

$$F(r) = F_0 e^{\frac{2r^2}{\omega_0^2}} \quad (6)$$

Kde:

ω_0 – poloměr svazku v ohnisku [mm]

F_0 – špičková plošná intenzita energie [J/cm²]



F_0^{th} - prahová hodnota špičkové plošné hustoty energie pro ablaci

$$F_0 = \frac{2E_p}{\pi\omega_0^2} \quad (7)$$

Kde:

E_p – energie v pulsu [J]

$$E_p = \frac{P_{avg}}{f} \quad (8)$$

Kde:

P_{avg} – průměrný výkon [W]

f – opakovací frekvence [Hz]

$$D^2 = 2\omega_0^2 \ln\left(\frac{F_0}{F_0^{th}}\right) \quad (9)$$

Kde:

D – průměr ablovaného bodu [mm]

Na základě měření průměru svazku pro různé hustoty energie je vynesena grafická závislost D^2 a $\ln(E_p)$ s následnou lineární regresí. Pro snižující se hodnotu hustoty energie (J/cm^2) se zmenšuje průměr svazku se schopností ablace a hranice ablace (tzv. ablační práh - threshold fluence) se posouvá více k vrcholu Gaussovského rozložení hustoty energie, viz Obr. 13. [32] [29] [30] [31] [26]

3.2 Laserové systémy pro obrábění materiálu

V kapitole 3.1 bylo uvedeno, jaké vlastnosti má mít vhodné laserové zařízení pro obrábění materiálu. V první řadě je to vhodná vlnová délka, která je materiálem dobře absorbována viz Obr. 6. Dále je podstatný výkon laserového zařízení, který se u laserových zdrojů pro mikroobrábění pohybuje od 5 do 100 W průměrného výkonu. [3] U laserů pracujících v pulzním režimu je důležitým parametrem opakovací frekvence, která je definována jako počet emitovaných pulzů za jednu sekundu. V závislosti na technice generace pulzů je možná maximální opakovací frekvence. Pro techniku mode-locking je možná opakovací

frekvence od 50 MHz až do stovek Gigahertz. Metody generace pulzů jsou blíže popsány dále v kapitole. Opakovací frekvence, výstupní průměrný výkon a energie jsou vzájemně svázanými parametry podle rovnice (8) [31]

Dalšími sledovanými parametry je faktor kvality svazku M^2 , profil svazku a jeho průměr. Faktor kvality M^2 udává podíl mezi geometrickými vlastnostmi reálného a ideálního tvaru paprsku dle Gausse pro stejnou vlnovou délku λ . Geometrické vlastnosti jsou v tomto případě radius paprsku w_0 a divergence paprsku θ , v závislosti dle rovnice:

$$M^2 = \frac{\pi}{\lambda} w_0 \theta \quad (10)$$

Ideální paprsek dle Gausse má $M^2 = 1$. Hodnoty menší, než jedna nejsou fyzikálně možné. Dosahované hodnoty pro vláknové lasery jsou $M^2 < 1,4$. Sleduje se i časový profil svazku. Ten může mít tvar lichoběžníku, pro rychlý náběh a výdrž na požadované hodnotě intenzity, nebo méně ostrý náběh se špičkou intenzity. Pro různé aplikace je vhodný různý časový profil, stejně tak jako profil prostorový.

Posledním zmíněným parametrem v kapitole 3.1 je délka pulzu, která rozděluje mikroobrábění na obrábění studenou a teplou ablací. Všechny tyto parametry ovlivňují i cenu zařízení. Nejvíce však délka pulzu. Zařízení s pulzy v řádech femtosekund jsou o řád dražší než dnes běžnější laserová zařízení disponující délkami pulzu několik nanosekund. [33] [34]

3.2.1 Lasery vhodné pro termální ablací

Do této kategorie spadají běžná značící a popisovací zařízení. Délka pulzu je od mikrosekund po několik pikosekund. Výhodou těchto zařízení je nízká cena, vysoký výkon a s tím související odebírané množství materiálu v čase. Nevýhodou je velké teplotní ovlivnění obráběného materiálu, výtrysk taveniny a také velký průměr svazku. Oblast použití těchto laserů je v oblastech přesného řezání, gravírování, popisování a 3D tisku. Nejvíce používanými zdroji v poslední době jsou vláknové lasery. Příkladem takového laserové zařízení je stanice LD50s, která byla použita pro experimentální část této práce (Obr. 39). [33] [34]

3.2.2 Lasery vhodné pro atermální ablací

Lasery pro studenou ablací jsou velmi vhodné pro jemné mikroobrábění. Vyznačují se velmi malým teplotním ovlivněním materiálu. Do této kategorie patří laserové zařízení s ultrakrátkými délkami pulzu, tzn. s pulzy, které jsou kratší, než je relaxační doba elektronu



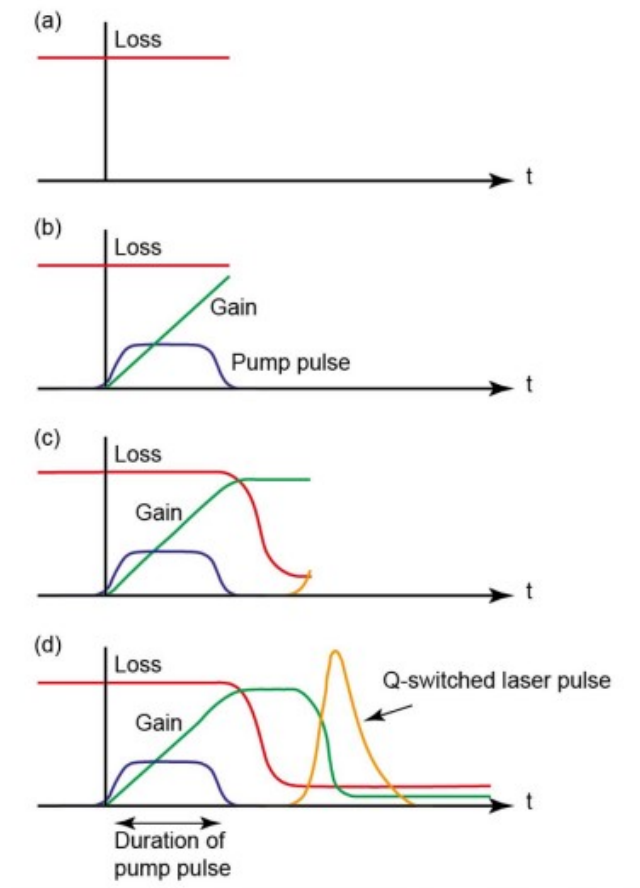
tzn. od 10 ps do řádu femtosekund. Pro tyto lasery je typický i velmi kvalitní svazek s malou divergencí a s tím související malý průměr svazku v ohnisku, který může být až 10 μm . Nevýhodou je vysoká pořizovací cena zařízení a nízká produktivita, tj. malý odebraný objem materiálu za čas. Příkladem takového zařízení může být stanice s femtosekundovým laserovým zdrojem od firmy Coherent s výkonem 60 W a délkou pulzu <300 fs. [35]

Charakteristickým znakem těchto laserů je úprava rezonátoru pro generaci ultrakrátkých impulzů. Hlavními používanými principy generace krátkých pulzů do řádu nanosekund je metoda Q-switching, pro generaci pulzů v řádech piko a femtosekund se využívá metoda mode-locking. Novou metodou generace pulzů je metoda CPA (chirped pulse amplification), která je založena na časovém roztažení pulzu, jeho zesílení a následné kompresi. To umožňuje přenášet velmi vysoké výkony v ultra-krátkých pulzech bez poškození optických prvků. Za tento vynález získal v roce 2018 fyzik Gérard Mourou Nobelovu cenu. [33] [34] [35] [36]

3.2.3 Metody generování pulzů

Q-switching

Q-switching je technika pro generování pulzů do řádu nanosekund. Princip spočívá v regulování ztrát v rezonátoru (Obr. 14). V prvním kroku jsou při generování vysoké ztráty, roste počet vybuzených fotonů až na hranici rovnou ztrátám. Buzení dále pokračuje, vybuzené elektrony zůstávají na vyšší energetické hladině. V okamžiku přepnutí, se ztráty rezonátoru skokově sníží. Dochází ke stimulované emisi, elektrony sestupují na nižší energetické hladiny, generují se fotony a jejich nahromadění způsobí generaci ultrakrátkého vysoce výkonného pulzu, který opustí rezonátor. Následně se závěrka opět zavře, dochází ke skokové změně ztrát rezonátoru a proces se opakuje. [37] [34] [38] [9] [39]



Obr. 14: Princip generování pulsu v módu Q-switching [37]

Mode-locking

Mode-locking, neboli metoda synchronizace módů, je metoda pro generaci ultra-krátkých impulzů v řádech piko až femtosekund. Tato technika spočívá v použití optického prvku v rezonátoru, buď aktivního – optického modulátoru, nebo pasivního – saturovatelného absorbéru, který formuje ultrakrátký, vysokoenergetický pulz z pulzu obíhajícího v rezonátoru. Perioda impulsů T je dána oběhem vlny v prostoru rezonátoru, je tedy závislá na jeho délce L (vzdálenost mezi zrcadly). Pulzy se v rezonátoru šíří jako vlny mezi dvěma zrcadly, jedno je polopropustné a druhé absolutně odrazivé. [40] [41] [34]

$$T = \frac{2L}{c} \quad (11)$$

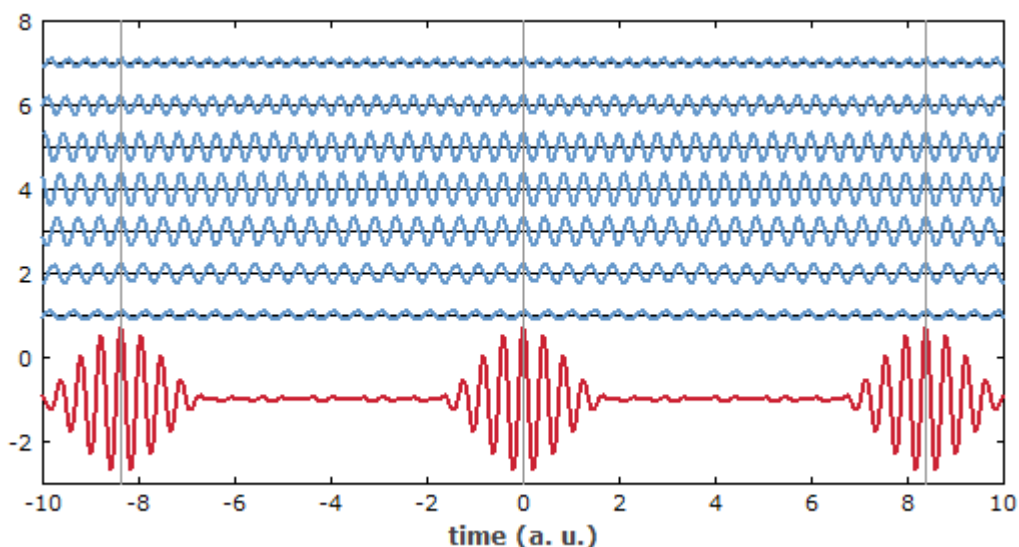
Kde:

T – perioda impulsů [s]

L – vzdálenost mezi zrcadly [m]

c – rychlost světla [m/s]

V klasickém rezonátoru mezi sebou vlny různě interferují a při dostatečné energii se vyloučí přes polopropustné zrcadlo. Součtem náhodných vln, které mají charakter náhodného, šumivého signálu je střední hodnota intenzity záření, tedy průměrný výkon laseru. Při použití metody mode-locking, pokaždé když pulz dojde k výstupnímu zrcadlu, část se ho vyloučí ven a zbytek se odrazí zpět do rezonátoru. Doba oběhu pulzu v rezonátoru je několik desítek nanosekund, avšak generované pulzy jsou až do 5 femtosekund. Principem je, že optické komponenty přidané do rezonátoru dokáží zkracovat pulz a zvyšovat jeho intenzitu díky interferenci šířících se vln. Na Obr. 15 jsou patrné jednotlivé módy vznikající v rezonátoru a jejich usměrněná interference a zesílení výstupní energie. [9] [39]



Obr. 15: Schématické znázornění vln šířících se rezonátorem tzv. módů – reprezentovaných modrými čarami, a jejich interference – červená čára [40]

Příkladem pasivního prvku mode-locking je satureovatelný absorbér, umožňující generaci pulzů v řádech femtosekund. Výhoda oproti aktivním prvkům je, že satureovatelný absorbér dokáže rychleji přepínat ztráty v rezonátoru než elektronické modulátory. Principiálně jde o prvek, jehož absorpce klesá s intenzitou záření. Tím se dosáhne stavu, kdy se fáze jednotlivých vln vzájemně synchronizují a maxima se zesilují. Výstupní vlna již nemá šumivý charakter. Minimální dosažitelná délka pulzu souvisí se spektrální šířkou aktivního prostředí. Například pro Ti:sapphire je možné při generování v mode-locking dosáhnout minimální délku pulzu 4-5 femtosekund. [41]

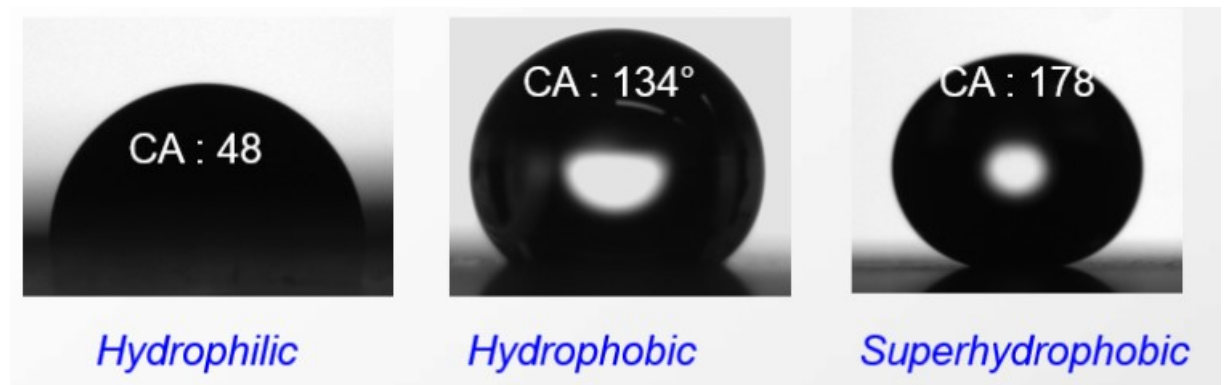
Aktivní prvky mode-locking jsou např. akusto-optické a elektro-optické modulátory. Umožňují generovat pulzy v řádech pikosekund.

3.3 Teorie smáčivosti

3.3.1 Definice

Smáčivost je schopnost materiálu snížit povrchové napětí a na svém povrchu rozprostřít kapalinu. [42] O tom, jestli je povrch kapalinou smáčen či nikoliv, rozhoduje kontaktní úhel Θ_c mezi kapalinou a povrchem tzv. úhel smáčení. Jedná se o jednu z mála přímo měřitelných vlastností fázového rozhraní. Úhel smáčení může být stanoven přímým (goniometrickým) měřením nebo nepřímými (tenzometrickými) metodami. [43]

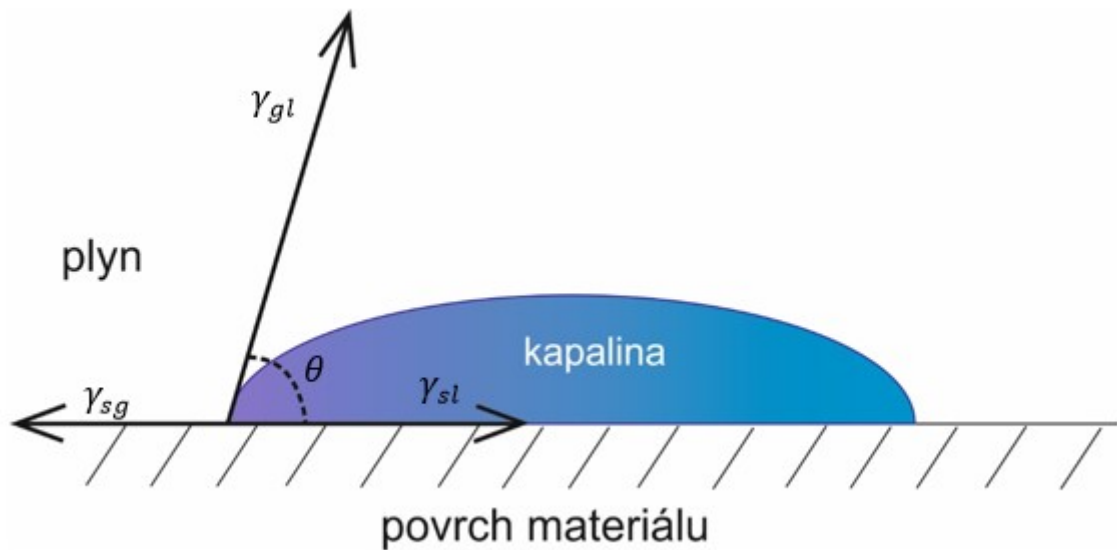
Podle velikosti kontaktního úhlu Θ_c se rozlišují povrchy na smáčivé (hydrofilní) a nesmáčivé (hydrofobní). Pokud je kontaktní úhel větší než 90° povrch je hydrofobní, pokud je menší než 90° , jedná se o povrch hydrofilní. Ve výjimečných případech, kdy je kontaktní úhel větší než 150° je povrch označen jako superhydrofobní. [44]



Obr. 16: Foto kapek na různě smáčivých površích – na hydrofobním, hydrofilním a superhydrofobním (upraveno) [45]

3.3.2 Modely smáčivosti

Youngův model neboli Youngova rovnice, vychází z předpokladu dokonale rovného povrchu. Kontaktní úhel je pak dán vztahem mezi povrchovými napětími mezifázových rozhraní.

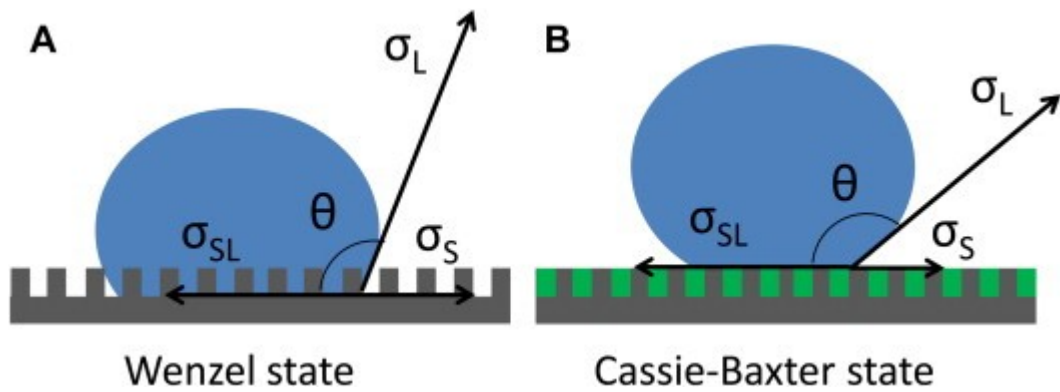


Obr. 17: Youngův model smáčivosti

$$\cos \theta = \frac{\gamma_{sg} - \gamma_{sl}}{\gamma_{gl}} \quad (12)$$

γ_{sg} , γ_{sl} , γ_{gl} – povrchová napětí na mezifázových rozhraních (solid-gas, solid – liquid, gas – liquid)

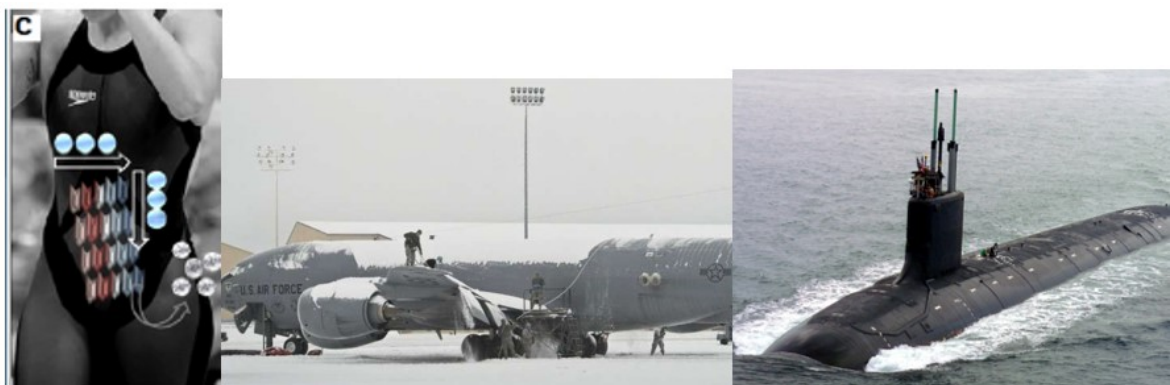
Podle Wenzelova modelu (Obr. 18-A), je zdrsňený povrch zcela zaplněn kapalinou. Naopak podle teorie Cassie-Baxter je v mikro-výstupcích zachycen vzduch a kapka „sedí“ na těchto nerovnostech (Obr. 18-B). Problémem zůstává, že neexistuje žádná definice, která by uváděla, kdy a proč jaký model použít. Ukazatelem pro přechod od Wenzelova modelu ke Cassie-Baxter modelu je snižující se hystereze kontaktního úhlu, která je způsobena zachyceným vzduchem v nerovnostech. Tímto přechodem se kapka dostává na vrcholky nerovností. [46]



Obr. 18: Schématické znázornění rozdíl mezi Wenzelovým modelem (A) a modelem Cassie- Baxter (B) [46]

3.3.3 Motivace pro ovlivňování povrchové smáčivosti

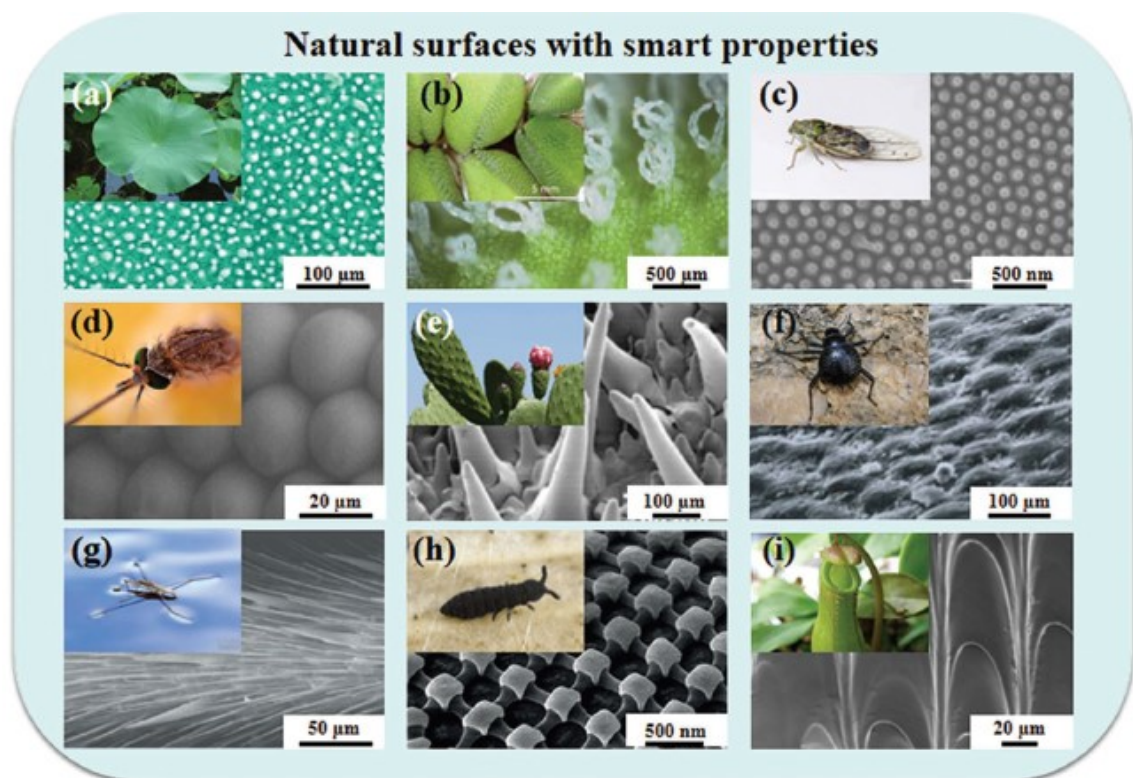
Mezi zkoumané biologické povrchy patří i povrchy se specifickou smáčivostí. Příkladem jsou lotosové listy, okvětní lístky růže, komáří oči, nohy vodoměrek, záda pouštních brouků nebo motýlí křídla (Obr. 20). V případě hydrofilních povrchů je možné podpořit růst buněk nebo udržovat povrch hydratovaný. Hydrofobní povrchy jsou vhodné pro regulaci pohybu kapaliny po povrchu, mohou mít samočisticí vlastnosti, být odolné proti bakteriím a také odolné proti námraze. V průmyslových aplikacích mají povrchy proti námraze svoje využití v letectví, astronautice nebo například u lopatek větrných elektráren. Povrchy samočisticí a podporující pohyb kapaliny se využívá v textilním průmyslu např. u nepromokavých bund nebo plavek. Speciální struktura na plavkách v podobě žraločí kůže pomohla plavcům k historickým plaveckým rekordům. Potenciál je v přenesení takovéto struktury na kovové trupy lodí s velkým ponorem a tím radikálně snížit náklady spojené s jejich plavbou. [47] [48] [49] [44] [50]



Obr. 19: a) plavky ze speciální tkaniny s povrchovou strukturou žraločí kůže, b) problém ulpívání námrazy na křídlech letadel, c) trup ponorky, který by bylo možné strukturovat pro snazší plavbu

Hydrofilní povrchy mohou snižovat tření a odolnost proti opotřebením. Ve studii [51] bylo použito laserové strukturování pístních kroužků ve válci motoru, aby došlo ke snížení třecí síly, a s tím související snížení provozních nákladů. Dále mají hydrofilní povrchy potenciál v implantologii, konkrétně podporují adhezi buněk, více viz kapitola 3.4.4. [52] [53]

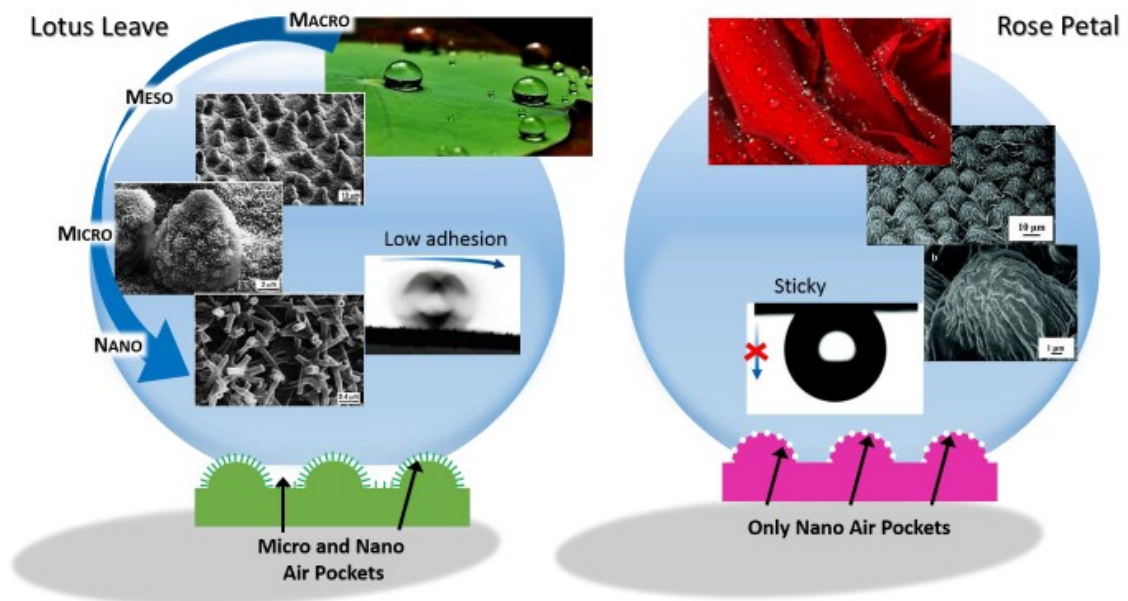
K pochopení, jak jsou ovlivněny povrchové vlastnosti, je třeba zkoumat mikro a nano strukturu povrchu a jeho fyzikálně-chemický stav. Smáčivost povrchu velmi ovlivňuje jeho výsledné vlastnosti. K hydrofilitě vede zvětšení plochy volného povrchu, což znamená zvýšení drsnosti. To samé se však dá říci o hydrofobních površích. Rozdíl je v hodnotě drsnosti a také ve velikosti mikro entit vytvořených na povrchu. Pokud se má jednat o hydrofilní povrch, je třeba udržet vlastnosti Wenzelova modelu smáčivosti se snahou o zdánlivý kontaktní úhel 0° konstantní v čase. Významnou roli zde hraje také fyzikálně-chemický stav povrchu. [44] [54] [55]



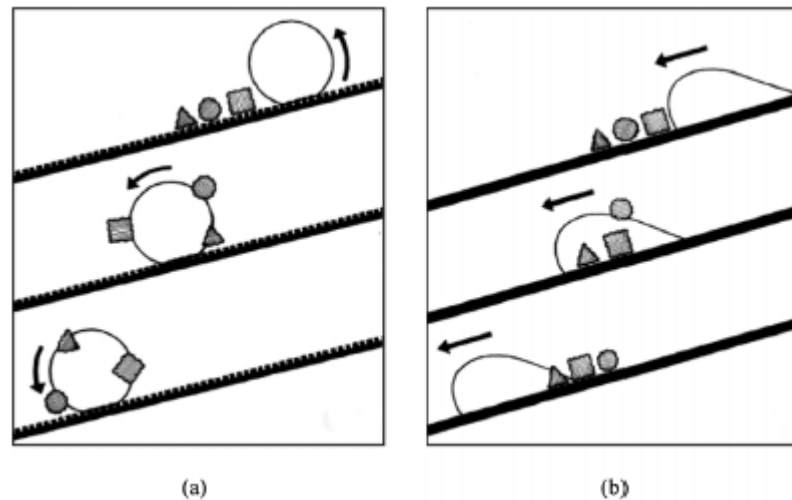
Obr. 20: Výběr přírodních povrchů se specifickou smáčivostí [44]

Zmíněné vlastnosti hydrofobních povrchů se začínají projevovat, pokud je kontaktní úhel větší než 150° tedy jedná-li se o superhydrofobní povrchy. V tomto případě se vyskytují dva jevy, nazvané podle přírodních vzorů, a to efekt lotosového listu a efekt okvětních lístků růže (Obr. 21). Při efektu lotosových listů je povrch prakticky voděodolný a při naklonění

vzorku (hystereze) s upraveným povrchem kapka odroluje z povrchu pryč. Tyto povrchy vykazují samočisticí vlastnosti a odolnost proti ulpívání námrazy viz Obr. 22. Pokud nastane zmíněný efekt při naklonění vzorku o cca 15° a kapka stále na povrchu ulpívá, projevuje se zde efekt okvětních lístků růže. Majoritně se zde uplatňuje Wenzelův model smáčivosti. Kapka zateče mezi nerovnosti a je zde držena adhezivními silami, které jsou větší než gravitační síla, která by kapku z povrchu odtrhla při hysterezi. Vysvětlení je patrné z Obr. 21. Topografie lotosových listů se skládá ze dvou, hierarchicky spojených, náhodně rozmístěných struktur. Mikroskopická struktura ve tvaru mikro-pilířů o výšce cca 10 μm a nanostruktura, která pilíře pokrývá, o výšce cca 100-500 nm. Navíc je celá hierarchická struktura pokryta voskovou vrstvou s nízkou povrchovou energií. Výsledkem je, že se lotosové listy chovají podle Cassie-Baxter modelu smáčivosti a kapka drží na nerovnostech, ve kterých je zachycen vzduch. U lístků růže se nevyskytuje přidaná nanostruktura, jsou zde pouze mikroskopické pilíře 25 μm vysoké, mají 10 μm v průměru a jsou pokryty vráskami s průměrem 1 μm . Výsledkem je Wenzelův model smáčivosti, který vykazuje nižší kontaktní úhel a ulpívání vody v drsnostech. [56] [47] [48] [49] [44] [50]



Obr. 21: Schématické znázornění rozdílu mezi efektem lotosového listu a efektem okvětních lístků růže pro hydrofobní a superhydrofobní stav [57]



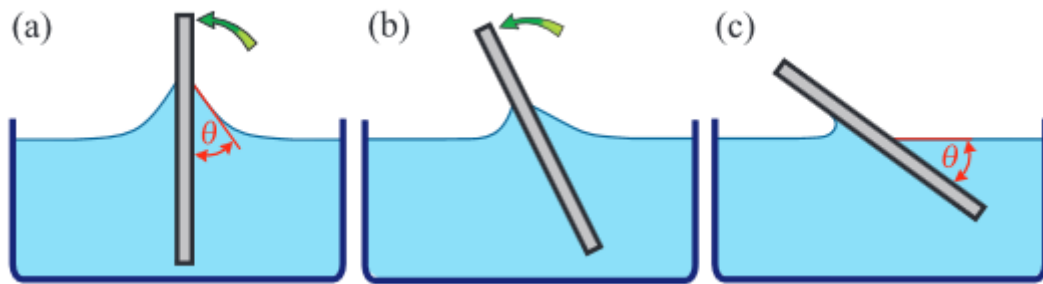
Obr. 22: Efekt samočištění: a) kapka s velmi vysokým kontaktním úhlem sklouzne z povrchu pryč i s případnými nečistotami, b) zatímco kapka na hydrofilním povrchu efekt samočištění nemá [56]

3.3.4 Měření smáčivosti

Úhel smáčení je závislý na vlastnostech vzniklého mezifázového rozhraní a je výsledkem silové bilance mezi adhezivními a kohezivními silami. Vyšší adhezivní síly způsobují rozprostření kapky neboli hydrofilitu a naopak větší kohezivní síly způsobují hydrofobicitu. Vliv na smáčivost mají drsnost a homogenita povrchu, dále pak chemické reakce kapalina-povrch a hystereze. [57]

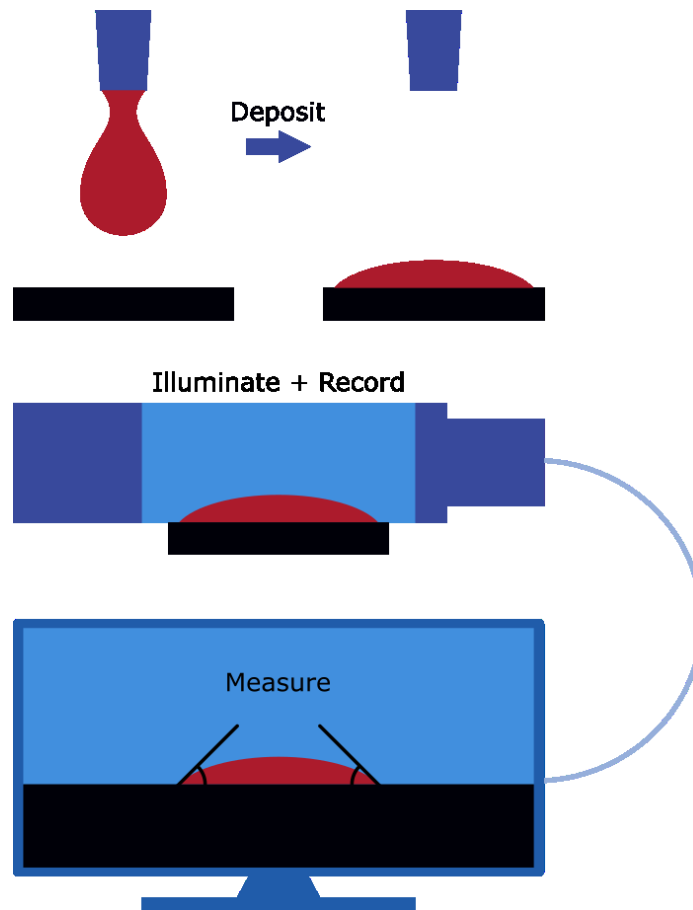
3.3.4.1 Přímé metody

Nejprimitivnější metoda určení smáčivosti se uplatňuje na naklánějící se destičce. Deska ponořená do kapaliny se postupně naklání z jedné strany na druhou. Úhel Θ_c , který svírá destička s vodní hladinou (viz Obr. 23), se měří v okamžiku, kdy je na jedné straně destičky povrch kapaliny rovný až k čáře styku mezi kapalinou a deskou. [43]



Obr. 23: Měření kontaktního úhlu smáčení pomocí naklánějící se destičky [43]

Další přímou metodou vedoucí k určení úhlu smáčení, je metoda měření úhlu smáčení na přisedlé kapce kapaliny. Existují tři modely smáčivosti, podle kterých se o smáčivosti rozhoduje: Youngův model (Obr. 17), Wenzelův model a Cassie-Baxter model (Obr. 18). Na povrch materiálu je kapána kapka kapaliny o známém objemu (nejčastěji 2-12 μl), a zkoumá se, jak se kapalina rozprostře na povrchu. Objem kapky není teorií přesně stanoven. Při prvotním zkoumání materiálu se na povrch kapají kapky s objemem menším než 8 μl . Pro referenční testy se používají kapky o objemu větším než 8 μl , protože už se zde uplatňují gravitační síly působící na kapku. Měření probíhá na speciální aparatuře, kde je kapka velmi tenkou jehlou aplikována na povrch materiálu. Tato akce je snímána vysokorychlostními kamerami, které zaznamenávají dopadající kapku. Kontaktní úhel Θ_c je pak měřen z pořízené fotografie. Postup je schematicky znázorněn na Obr. 24 [58] [43] [45] [59]

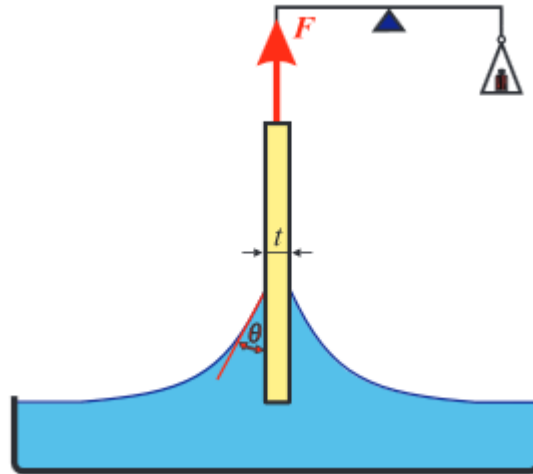


Obr. 24: Schematické znázornění činnosti přístroje na měření kontaktního úhlu [59]

Tento typ měření kontaktního úhlu je nejčastější metodou pro vyhodnocování smáčivosti a bude použit i v praktické části této práce.

3.3.4.2 Nepřímé metody

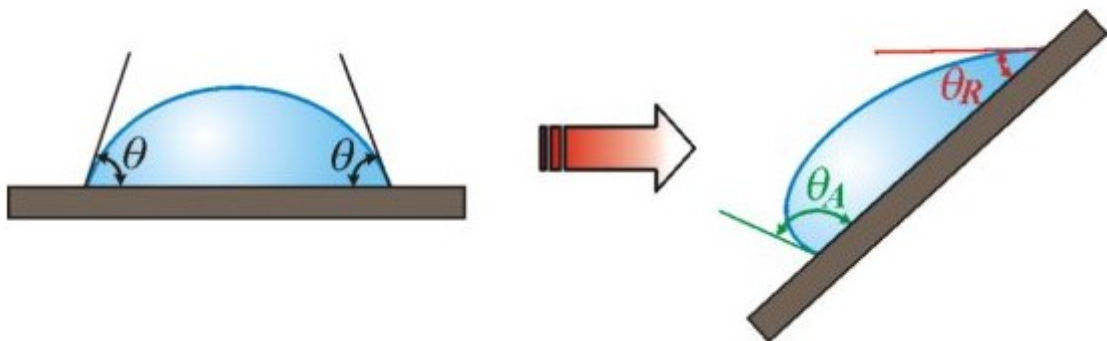
Opět je výsledkem úhel smáčení Θ_c , jehož určení se používá vyhodnocování ze síly F , která je potřebná k vyvážení tenké destičky vnořené do kapaliny (Obr. 25). [43]



Obr. 25: Nepřímá metoda měření kontaktního úhlu [43]

3.3.4.3 Hystereze úhlu smáčení

Hystereze neboli rozdílnost úhlu smáčení je jev, který nastává při naklonění pevného povrchu. Na Obr. 26 je úhel θ_c , který se mění při naklání. Úhel θ_A se nazývá postupující úhel a úhel θ_R je úhel ustupující. Jedná se o tzv. metastabilní úhly smáčení. Pokud se povrch jeví jako superhydrofobní je hystereze úhlu smáčení rozdílem mezi přechodem od efektu okvětních lístků růže po efekt lotosového listu, který vede k samočištění povrchu viz Obr. 22. [60]



Obr. 26: Hystereze úhlu smáčení [60]

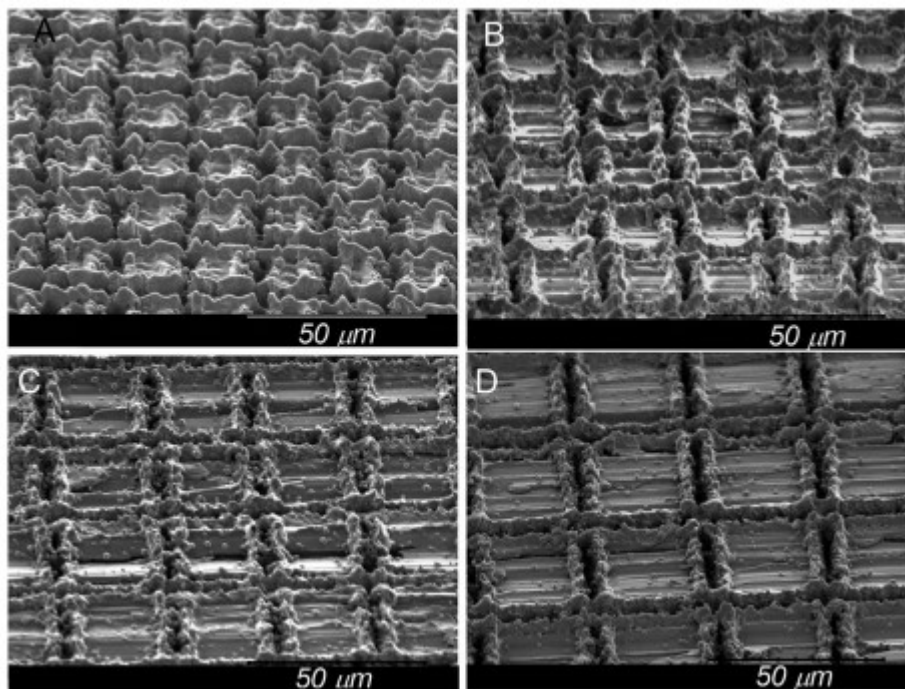
3.3.5 Možnosti řízeného ovlivnění smáčivosti laserem

3.3.5.1 Aktuální stav poznatků

Z literatury [61] [62] [63] [49] [64] vyplývá, že velmi důležitá je nejen počáteční smáčivost povrchu ale i její vývoj v čase. Změna smáčivosti je totiž způsobena zachycováním vzduchu na mikrodrsnostech povrchu a tento vzduch může reagovat s kapalinou. Jev časové závislosti hydrofobicity byl popsán např. v článkách [65] [49] [48]. Většina povrchů v těchto studiích se na počátku chová jako hydrofilní a postupně se mění na hydrofobní. Vysvětlení tohoto fenoménu není zcela jasné, ale zdá se, že hlavní roli hraje povrchová chemie a proces vázání oxidických radikálů na povrch viz Obr. 30. Proces vzniku nové chemické povrchové vrstvy může být nahrazen povlaky s nízkou povrchovou energií. Takto vzniklý vzorek má mikrostrukturu podporující hydrofobnost a k tomu nízko energetický povrch, který sám o sobě má hydrofobní vlastnosti. Dalším způsobem, jak urychlit proces vzniku oxidické vrstvy na povrchu je umístěním do vakua nebo jeho žíhání.

Umístění vzorku do vakua

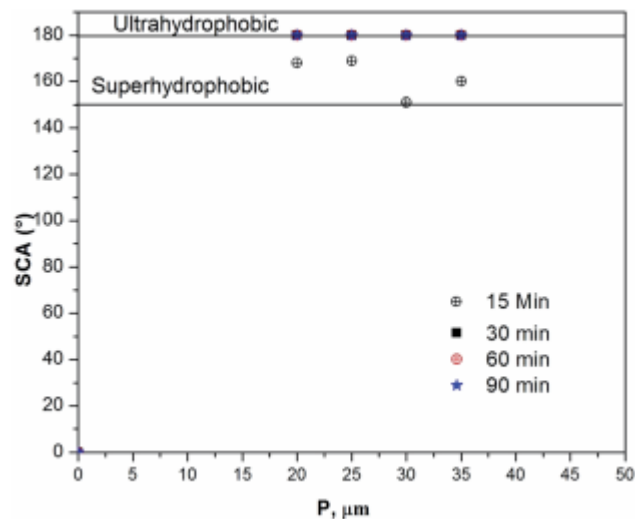
Experiment [66] byl provedený na laserovém zařízení o vlnové délce 355 nm, s výkonem 20 W, délkou pulzu 30 ns a průměrem svazku 15 μm . Použitým výkonem 1 W byla vytvořena struktura mikro-kanálků a mikro-pilířků s roztečí 20-35 μm .



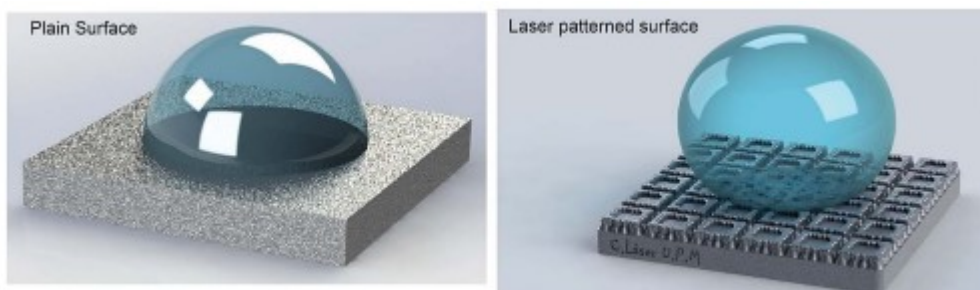
Obr. 27: Vytvořená struktura s výkonem 1 W, skenovací rychlostí 40 mm/s a frekvencí 100 kHz.

Rozteč drah: A-20 μm , B-25 μm , C-30 μm , D-35 μm [66]

Ihned po laserovém procesu byl měřen statický kontaktní úhel vzorků (SCA-static contact angle) a všechny povrchy vykázaly hydrofilní vlastnosti. Výsledek odpovídá tomu, že byla odebrána povrchová vrstva, a tedy i změněna chemie na povrchu vzorku. Po prvním změření smáčivosti byly vzorky umístěny do vakuové komory o tlaku 10^{-4} Pa po různě dlouhé intervaly. Efekt vakuového procesu byl následně demonstrován na dalším měření statických kontaktních úhlů. Všechny vzorky vykázaly statický úhel roven 180° tedy ultrahydrofobní vlastnosti. (Obr. 28) Úhel 180° je maximální možný a znamená, že nebylo možné kapku na povrch kápnout. (Obr. 29) [66]



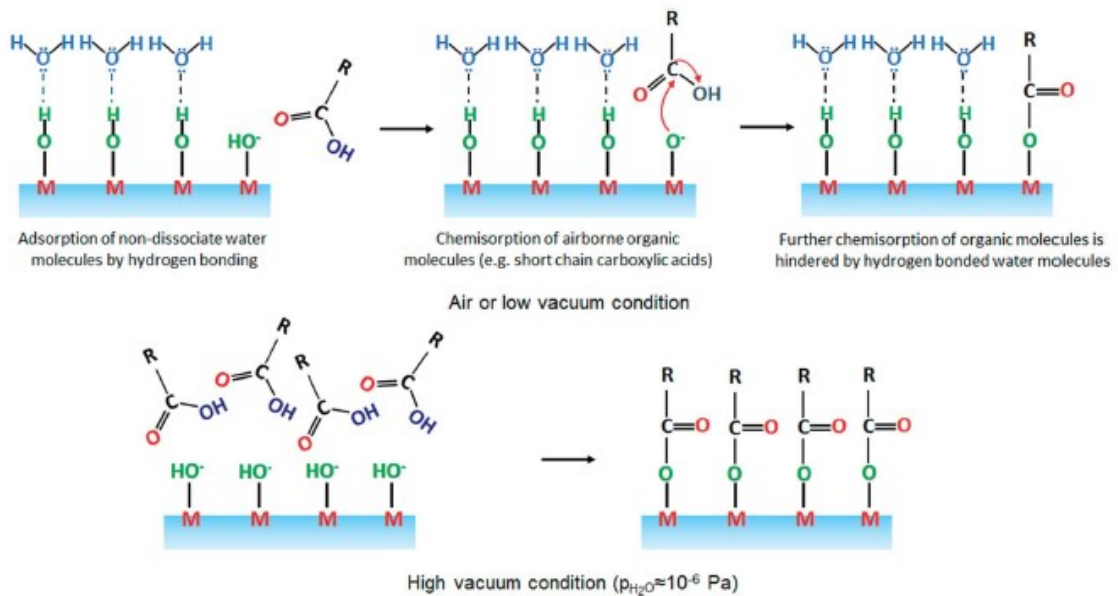
Obr. 28: Graf závislosti kontaktního úhlu na rozteči drah laserového paprsku pro různé časové intervaly ve vakuu [66]



Obr. 29: Model rozdílů smáčivosti pro neovlivněný (vlevo) a strukturovaný povrch (vpravo) [66]

Pro vysvětlení efektu vakuové komory byla v článku provedena XPS analýza, která provádí chemickou analýzu povrchové vrstvy. Bylo zjištěno, že po laserovém procesu se na povrchu vytvoří ne-disociativní molekuly vody, které jsou chemicky navázány přes vodíkovou vazbou. Na vzduchu nebo při slabých vakuových podmínkách se postupně tyto vazby nahrazují organickými molekulami ze vzduchu, jako jsou například karboxylové kyseliny

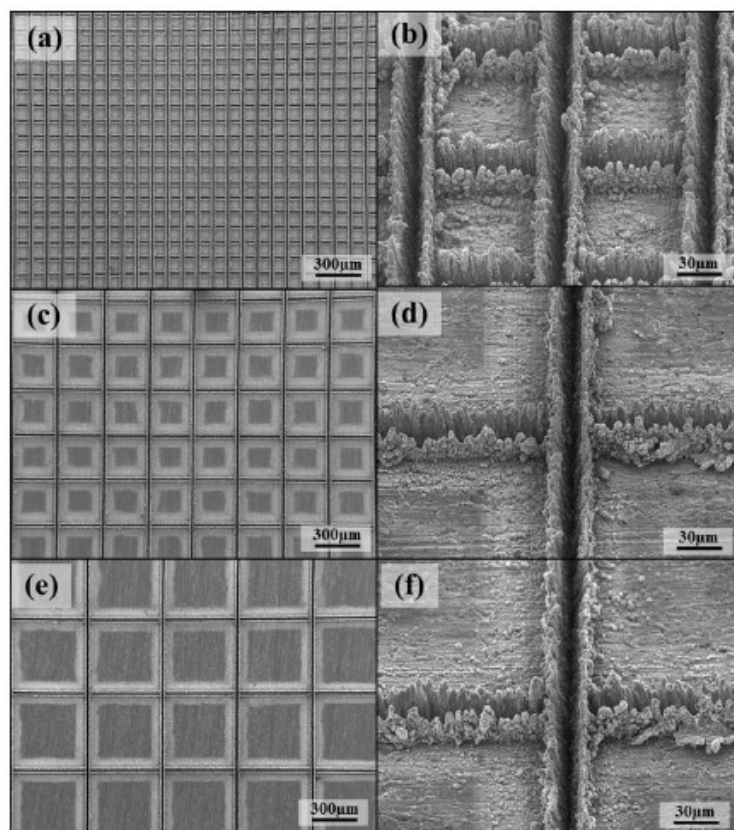
s krátkým řetězcem. Na Obr. 30 je tento proces znázorněn graficky v horní části. Pokud jsou ale vzorky vystaveny oblastem nízkého tlaku ($p_{H_2O} \approx 10^{-6} Pa$), pak dochází k rychlejšímu nahrazování vazeb a vzorek se stává hydrofobní za kratší dobu. Na Obr. 30 je to reakce v dolní části obrázku. Tyto navázané organické molekuly mají nepolární charakter, a proto vodu odpuzují. [48] [66]



Obr. 30: Schematické znázornění vlivu vodní páry na chemisorpci organických molekul na vzduchu a za vystavení vysokému vakuu [66]

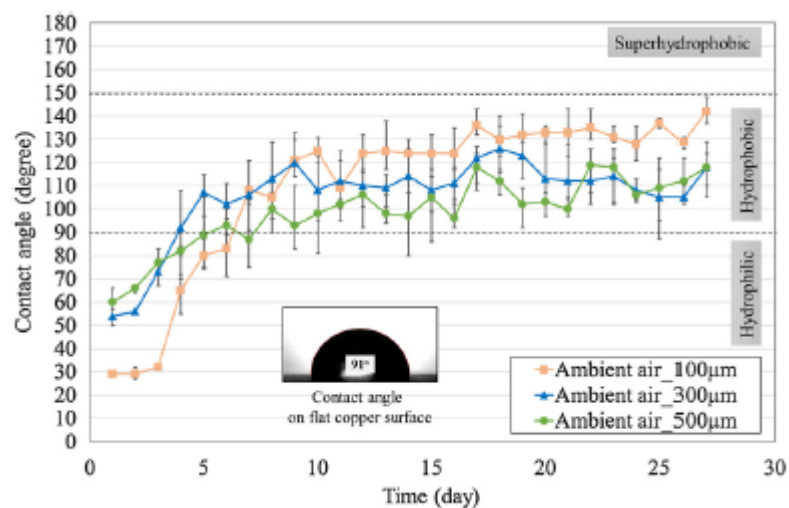
Žihání po laserovém procesu

Studie [63] popisuje, jak se laserem vytvořená struktura na mědi mění z hydrofilní na superhydrofobní v průběhu několika dní. S využitím nízkoteplotního žihání při 100 °C se doba zkrátí na cca 5 hodin. K výrobě struktury byl použit pevnolátkový Nd:YAG laser s vlnovou délkou 355 nm a délkou pulzu 20 ns. Vyrobená struktura měla tvar mřížky s roztečí drah 100, 300 a 500 μm . (Obr. 31)

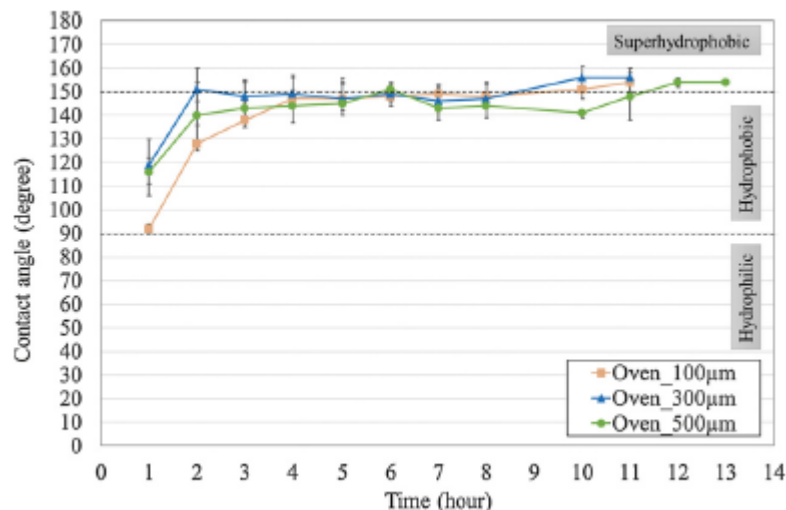


Obr. 31: Obrázky z mikroskopu v různých zvětšeních pro vytvořenou strukturu pomocí ns laseru [63]

Časová závislost změny kontaktního úhlu je patrná z Obr. 32. Další obrázek (Obr. 33), demonstruje změnu smáčivosti po pěti-hodinovém žihání při teplotě 100 °C.



Obr. 32: Graf závislosti kontaktního úhlu na čase pro vzorky s různou roztečí struktury při ponechání na vzduchu [63]



Obr. 33: Graf závislosti kontaktního úhlu na čase pro vzorky s různou roztečí struktury po procesu žíhání [63]

3.3.5.2 Shrnutí

Z kapitoly 3.3.3 vyplývá, že pochopení povrchové smáčivosti může vést k dosažení výhodných vlastností, jako je zvýšení biokompatibility, zabránění ulpívání námrazy, vedení kapaliny a další. Inspirace se nachází v přírodních površích např. lotosové listy, okvětní lístky růže a křídla pouštních brouků. Každý z těchto přírodních povrchů má specifickou mikro, resp. nano topografii s přidanými chemickými vlastnostmi. Pro vytvoření hydrofilních povrchů je třeba zvýšit drsnost povrchu např. vytvořením, drážek, důlků anebo náhodných výběžků. To samé platí i pro hydrofobní povrchy, avšak navíc je třeba ovlivnit povrchovou chemii. Smáčivost je dynamický jev a mění se u ovlivněných vzorků s časem. Proto je nutné vlastnosti povrchu co nejdříve po procesu zakonzervovat, aby byly, pokud možno již neměnné. Příkladem je umístění vzorku do vakua, nízkoteplotní žíhání a stárnutí na vzduchu.

3.4 Biokompatibilita a biomateriály

3.4.1 Biokompatibilita

Biokompatibilita je snášenlivost látek v biologickém prostředí. Biokompatibilní materiály se používají zejména ve zdravotnictví ve formě implantátů a kloubních náhrad. Požadavkem na materiál je, aby nevylučoval toxické látky, nebyl dráždivý, karcinogenní, nepodléhal korozi a opotřebením. Na biokompatibilní materiály se většinou pohlíží jako na materiály, které jsou vhodné pro úspěšnou kultivaci buněk. [67]

3.4.2 Biomateriály

Biokompatibilní materiály, které se využívají pro vytváření náhrad částí lidského těla, jsou děleny do třech hlavních skupin. První a zároveň nejpoužívanější skupinou jsou materiály na bázi kovů a jejich slitin. Druhou skupinou jsou keramické materiály a třetí polymerní materiály. Každá ze zmíněných skupin má své výhody a nevýhody. Největší z řešených problémů spočívá ve vlastnostech používaných materiálů, protože nejsou podobné vlastnostem lidské kosti. Proto je snaha vytvářet kompozitní materiály, které by vyhověly různým požadavkům kladeným na implantát. Bylo zjištěno, že materiály by měly mít nejlépe stejný Youngův modul pružnosti jako má kost, a to hlavně u více namáhaných částí. Vysoká tuhost implantovaného materiálu způsobuje nerovnoměrné zatěžování, které vede ke snížení hustoty a změny architektury kosti. To může způsobit v konečném důsledku i vylomení implantátu z kosti. [68]

Tabulka 1: Kovové materiály pro lidské tělo. [69]

Materiál	Použití
316L, CoCr(Mo), TiAlV	Náhrada kloubů
316L, Ti, TiAlV	fixace kostí a páteře
Ti, TiAlV, NiTi, CoCr, ZrO ₂	zubní implantáty
kolagen, nylon, silikon, celulóza	měkké tkáně

3.4.2.1 Titan a jeho slitiny

Titan je desátým nejrozšířenějším prvkem na Zemi a nachází své hojné využití v průmyslu a díky biokompatibilitě i v medicíně. V přírodě se vyskytuje ve většině minerálů. Mezi nejvýznamnější rudy patří ilmenit $FeTiO_3$ a rutil (anatas, brookit) TiO_2 . Čistý titan má dvě krystalové modifikace mřížky, a to α – hexagonální a β - kubickou plošně středěnou. Teplota alotropické přeměny je 882°C. Průmyslově jsou vyráběny slitiny titanu s prvky Al, N, O, C, Mo, Nb, Ta, V, Fe a další. Hlavní výhody titanu v porovnání s ocelí je jeho nízká intenzita, vysoká pevnost, odolnost proti únavovému namáhání a výborná korozní odolnost díky vzniku stabilní oxidické vrstvy na povrchu. Naopak nevýhodou může být vysoká pořizovací cena (v porovnání s hliníkem), chemická reaktivita nad 500°C, špatná obrobiteľnosť a horší svařitelnost. [69] [70] [71]

Ti6Al4V

Nejběžnější slitinou je slitina Ti6Al4V. Jedná se o α - β slitinu obsahující 5,5-6,7 % hliníku, 3,5-4,5 % vanadu a zbytek zaujímá čistý titan. Kromě medicíny se používá v leteckém,

kosmickém a lodním průmyslu. Příměs Al slouží ke zlepšení pevnosti a žárupevnosti, Vanad je přidáván pro zlepšení tvárnosti a také ke zvýšení pevnosti. Použitelnost slitiny je do 450°C. Použití Ti6Al4V v medicíně je díky vysoké biokompatibilitě a také modulu pružnosti $E = 114 \text{ GPa}$, který je blízký modulu pružnosti lidské kosti. [69] [70] [71]

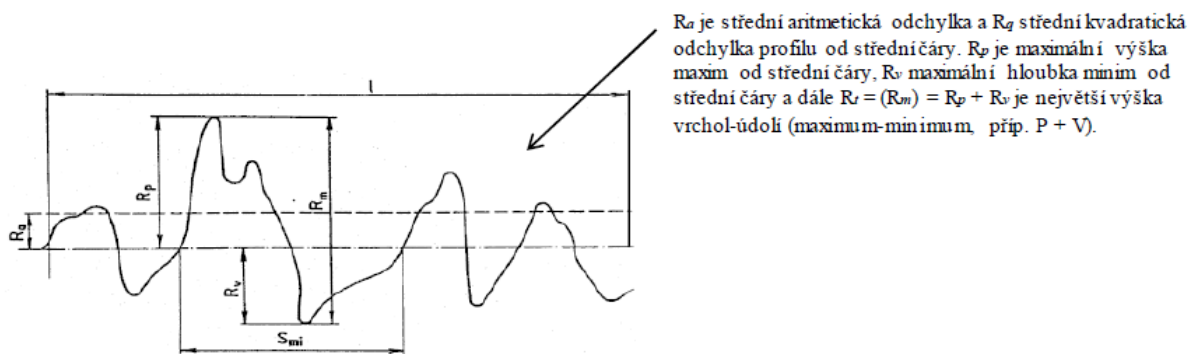
3.4.3 Stav povrchu biomateriálů

Jako povrch se označuje rozhraní mezi materiálem a okolním prostředím. Na povrchu dochází ke změnám uspořádání atomů díky slabším vazbám, což má za následek odlišné mechanické a chemické vlastnosti.

V oblasti biokompatibility má povrchová vrstva důležitou roli. Zkoumá se povrchová morfologie a fyzikálně-chemický stav povrchu. [72] [73] [74] [75]

3.4.3.1 Morfologie povrchu

Morfologie popisuje uspořádání a rozložení na povrchu materiálu. Jednou z morfologických charakteristik je povrchová drsnost. Dle studií [73], [74] bylo zjištěno, že povrchová drsnost má pozitivní vliv zaprvé na fixaci implantátu (mikrodrsnost), například v dutině ústní, a za druhé v oblasti buněčné interakce a adheze (nanodrsnost). Experimentálně zjištěné hodnoty pozitivní drsnosti povrchu jsou $R_a = 1$ až $3 \text{ } \mu\text{m}$. Drsnost povrchu ovlivňuje rychlost osseointegrace a také množství buněk vytvořených na povrchu. Pro vysvětlení hodnocení nerovností je přiložen obrázek viz. Obr. 34. K získání profilu se používají kontaktní nebo bezkontaktní metody. Případem bezkontaktní metody je technika využívající odrazu světla na nerovnostech. Případem měření profilu pomocí kontaktní metody je pomocí drsnoměru s hrotem, který se pohybuje po povrchu a zaznamenává výchylky. Výsledkem je liniový 1D profil, popřípadě mapa nerovností tzv. 2D profil. Z liniového profilu má většina parametrů označení R s určitým indexem. Sledovanými parametry jsou maximální hloubka nerovnosti od střední čáry (R_v), maximální výška nerovnosti od střední čáry (R_p), celková maximální výška rovna vzdálenosti ($R_m = R_p + R_v$), a velmi sledovaným parametrem je stření aritmetická odchylka (R_a) viz. Obr. 34. [75]



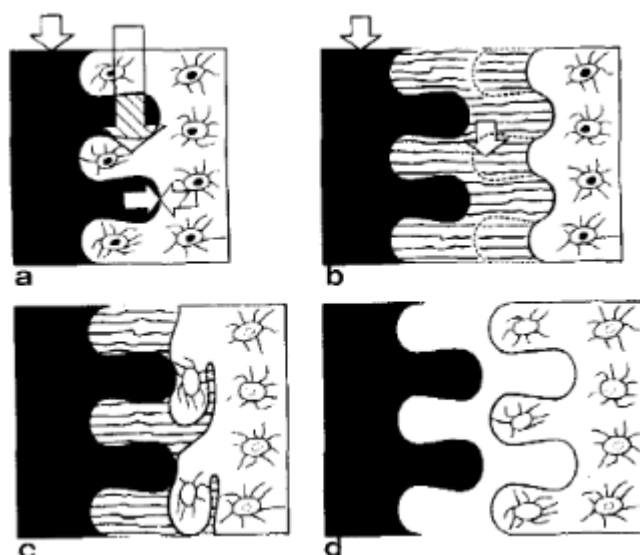
Obr. 34: Schéma profilu drsnosti (upraveno) [75]

3.4.3.2 Fyzikálně-chemický stav povrchu

Fyzikálně-chemický stav povrchové vrstvy lze charakterizovat na mikroskopické nebo makroskopické úrovni. V mikro a submikroskopické charakteristice se zkoumají přítomné atomy a vazby mezi nimi v povrchové vrstvě. V makroskopické povrchové charakteristice se u biomateriálů zkoumá povrchové napětí a smáčivost. Pokud je povrch hydrofilní má větší předpoklady pro buněčnou adhezi a celkové vytvoření buněčné kultury. Naopak pokud je povrch superhydrofobní má předpoklady k odpuzování bakterií. Proto se testování smáčivosti provádí pravidelně před testováním buněčnými kulturami. [75]

3.4.4 Využití laseru pro modifikaci povrchu biomateriálů

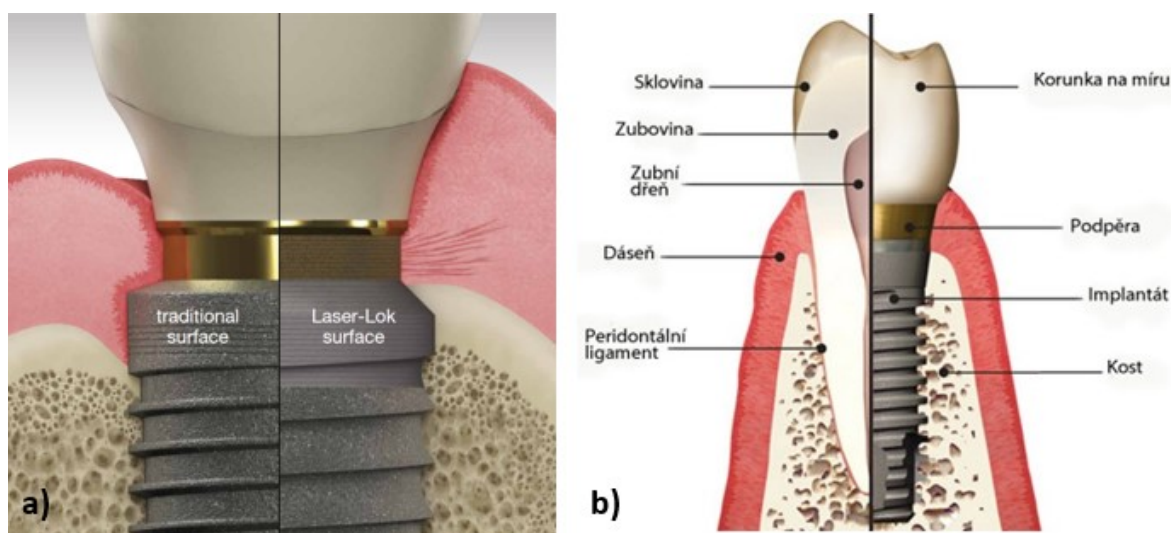
Současné výzkumy se zabývají odladěním parametrů pro výrobu vysoce biokompatibilních povrchů. Hlavním tématem je stále jev zvaný osseointegrace (Obr. 35-a), při kterém dojde ke vhojení implantátu do kosti, což vede k vytvoření pevného spojení mezi kostí a implantátem. Tento jev je způsoben integrací buněk na povrch implantátu a vytvoření kultury, která se spojí s materiálem na jedné straně a s kostí na straně druhé. Na Obr. 35-b je vidět interakce mezi měkkou tkání a implantátem. Tento typ interakce je dočasný a časem dojde ke ztrátě stability a selhání implantátu. Obr. 35-c, d ukazují interakci mezi mrtvými částmi kosti a implantátem. Toto spojení má také omezenou životnost a je hlavně limitující v mechanické únosnosti spoje. [76]



Obr. 35: Schématické znázornění různých typů interakce mezi implantátem a kostí u zubních implantátů [76]

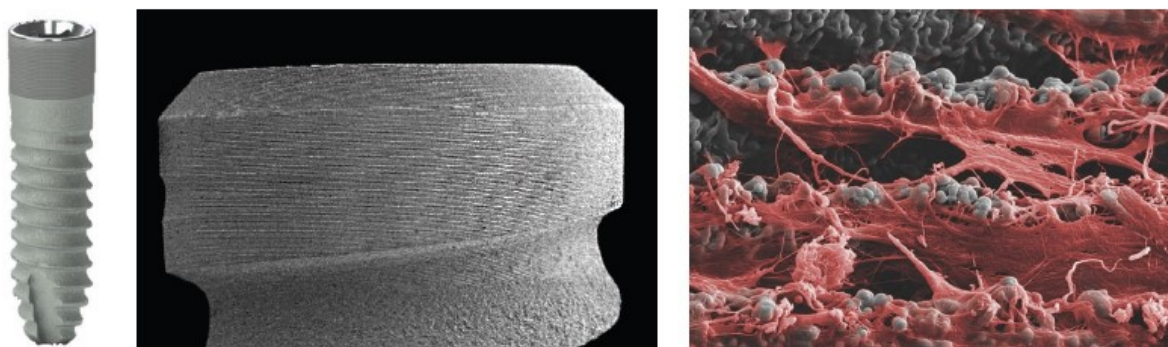
Na přichycení a růst buněk pozitivně působí různé mikrostruktury, jakkoliv zdrsňený povrch a drážky. Podle studií [52], [53] bylo zjištěno, že optimální hloubka a šířka drážky závisí na typu buňky, který je určen pro kultivaci. Studiemi [52], [53] zjištěné šířky drážek se pohybují od 200 nm do 10 μm a jsou hloubky od 300 nm do 5 μm . Pro buňky osteocyty, které tvoří spojení mezi implantátem a kostí jsou tyto drážky kolem 20-30 μm . Buňkám se nejvíce líbí tam, kam se akorát vejdu a mají něco málo místa kolem sebe. Adhezi podporuje i nanostruktura, která pozitivně působí na buněčné receptory, které o přilnutí buňky na povrch rozhodují.

Konkrétním příkladem z praxe může být implantát od firmy BioHorizons [77], kde byla použita technika laserové ablace pro upravení povrchu zubního implantátu. Dosahované výsledky úspěšnosti implantace jsou okolo 95 %, tedy obdobné s ostatními technologiemi. Velmi pozitivních výsledků dosáhly implantáty v oblastech kontaktu dásně, kosti a podpěry (abutmentu), kde dochází k jevu zvanému ztráta kosti (Obr. 36). Prvotní ztrátě kosti se nedá zabránit a je dána fyziologicky, ale v následném úbytku se laserem opracovaný implantát jevil jako lepší varianta. [78] [77]



Obr. 36: a) porovnání klasického implantátu a laserového implantátu v testu úbytku kosti [77], b) popis dentálního implantátu (upraveno) [79]

Vytvořená struktura je drážková, s roztečí jednotlivých drážek 8 μm . Detail struktury je na Obr. 37.



Obr. 37: Detail implantátu od firmy BioHorizons [78]

Další studie [80] vychází z předpokladu, že pikosekundovým laserem vytvořená struktura bude mít obdobnou makrodrsnost (podobné po otryskání) a mikrodrsnost (podobné po leptání kyselinou) jako je tomu u komerčních povrchů a s tím související výsledky v *in vivo* testu, který zde proběhl na králících. Použitým zařízením byl pikosekundový laser o průměrném výkonu 4,5 W.

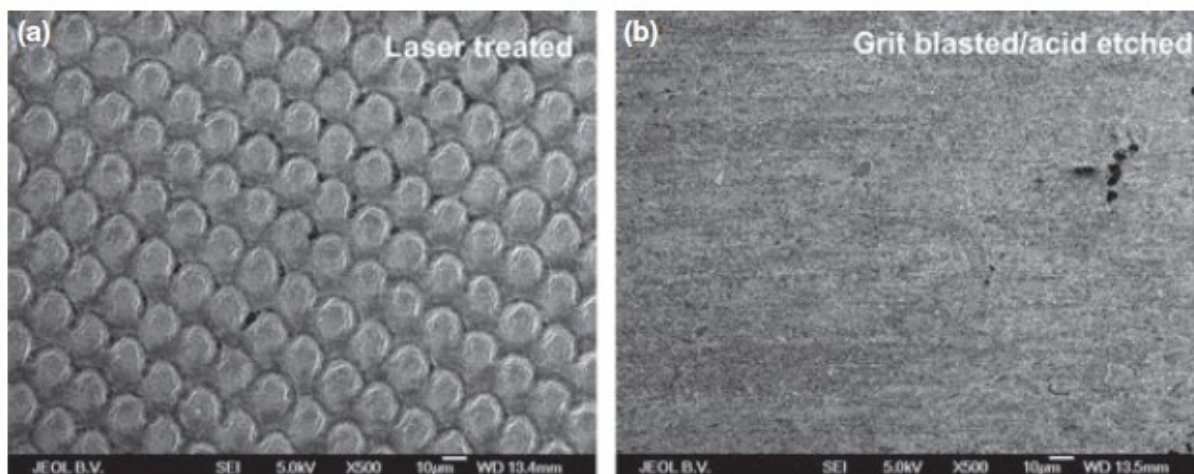
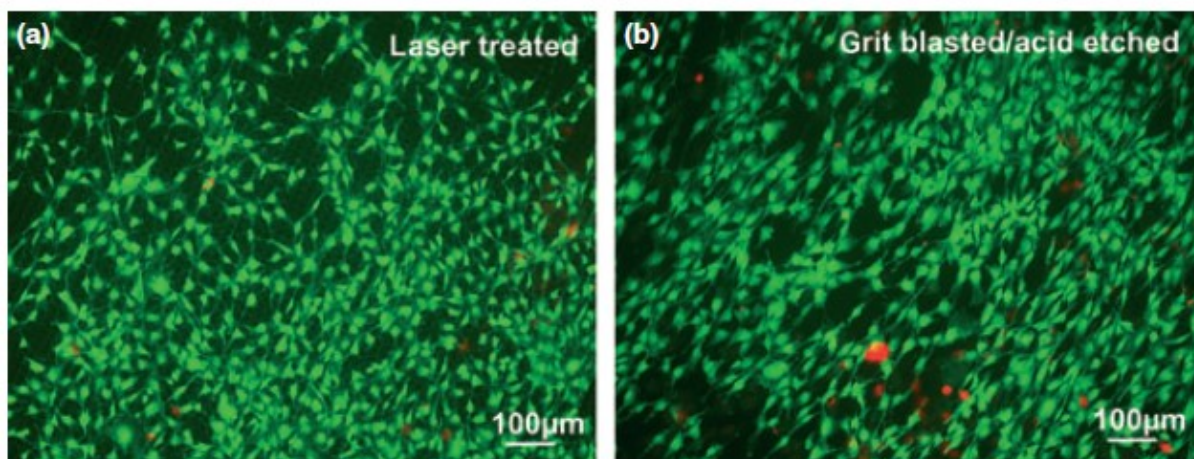


Fig. 2. Titanium discs as used in the experiment (a) Scanning electron micrograph of laser-treated and (b) of grit-blasted/acid-etched titanium.



Obr. 38: Srovnání topografie (horní obrázek) a růstu buněk (obrázek dole) na laserem ovlivněném povrchu (vlevo) a povrchu tryskaného a leptaného kyselinou (vpravo) [80]

Ukázalo se, že laserové mikroobrábění je vhodnou alternativou k otryskávání. Navíc je laserem vytvořená struktura opakovatelná a je možné jí zacílit přesně jen na oblasti, kde je zpracování vyžadováno. [80]

3.5 Shrnutí teoretické části

Z teoretické části vyplývají poznatky, které byly použity při navrhování experimentů v praktické části. Pro povrch, který má být hydrofilní (kontaktní úhel menší než 90°) a sloužit k dobré buněčné adhezi je třeba zvýšit jeho drsnost. Zdrsněním může být vytvoření pravidelné struktury, nebo struktury náhodně rozmístěné. Důležitá je i chemie. Spolu s hydrofilitou přispívá k buněčné adhezi i makrostruktura, která odpovídá velikosti kultivované buňky. Navíc může být podpořena nanostrukturou pro pozitivní ovlivnění receptorů, které o ulehnutí buňky rozhodují. Jelikož se jedná o živý organismus, nejde určit přesná čísla, ale pouze experimentálně zjištěná rozmezí, ve kterých by se vlastnosti povrchu měly pohybovat. Konkrétně pak $R_a = 1\text{-}4\ \mu\text{m}$, velikost drážek pro kultivaci kostních buněk cca $10\text{-}30\ \mu\text{m}$, a velice hydrofilní povrch s kontaktním úhlem menším než 50° .

Opakem jsou hydrofobní povrchy (kontaktní úhel větší než 90° , resp. $>150^\circ$) s cílem bránit adhezi bakteriím, které způsobují selhávání implantátů. Cílem je opět zdrsnění povrchu a porozumění povrchové chemii. Experimentálně se využívá možností vakua, umístění vzorku do uzavíratelného polyethylenového sáčku, stárnutí na vzduchu a nízkoteplotnímu vyžehání. Zde je snaha o opětovné navázání uhlíkových radikálů a odstranění vodních molekul z povrchu. K tomuto účelu se používá žhacích teplot přes 100°C a nízkých tlaků o hodnotách $10^{-4}\ \text{Pa}$.

Kombinace hydrofilního a hydrofobního povrchu dává vhodnou kombinaci např. pro zubní implantáty, u kterých je důležitá buněčná adheze s kostí a bakteriální odolnost vůči bakteriím v ústní dutině. V běžné praxi se zubní implantáty vyrábí z titanu, konkrétně ze slitiny Ti6Al4V, která vykazuje výborné biokompatibilní a mechanické vlastnosti.

Pro splnění daných podmínek se laserová ablace jeví jako vhodná. Umožňuje vytvářet povrchy s definovanou geometrií, na definované ploše a v přijatelném čase. Navíc se jedná o bezkontaktní metodu a nedochází zde k chemickým reakcím. S výhodou se pro tyto aplikace využívají lasery s ultrakrátkými délkami pulzu v řádech menších než 10 pikosekund. Jedná se však o zařízení s nízkou produktivitou a vysokou pořizovací cenou. Opakem jsou zařízení s délkou pulzu v řádech nanosekund, které neumožňují takovou přesnost výroby, avšak jsou daleko produktivnější a pořizovací cena zařízení je nižší. Nevýhodou je zde dlouhá interakce laserového paprsku s materiálem, která má za následek velké teplotní ovlivnění obráběné oblasti s výstřikem taveniny do okolí. Proto je potřeba upravit strategii vytváření takovýchto povrchů.

4 Praktická část

Praktická část byla rozdělena do 3 etap – testování interakce paprsku laseru s materiálem, tedy stanovení ablačního prahu. Následovalo testování velikosti úběru materiálu spolu s hodnocením výsledné kvality povrchu. Poslední etapou bylo testování vyrobených struktur a test post-procesního zpracování (tzv. postprocessing). Výsledkem je pak určení vztahu konkrétních struktur a typu post-zpracování na smáčivost v časové závislosti.

4.1 Popis realizace experimentu

Popis realizace experimentu byl rozvržen na – popis použitých měřících zařízení, popis laserového zařízení, popis experimentu určení ablačního prahu materiálu Ti6Al4V, optimalizace parametrů laserového procesu, výroba polotovarů, výroba konkrétních struktur a popis realizace post-procesního zpracování.

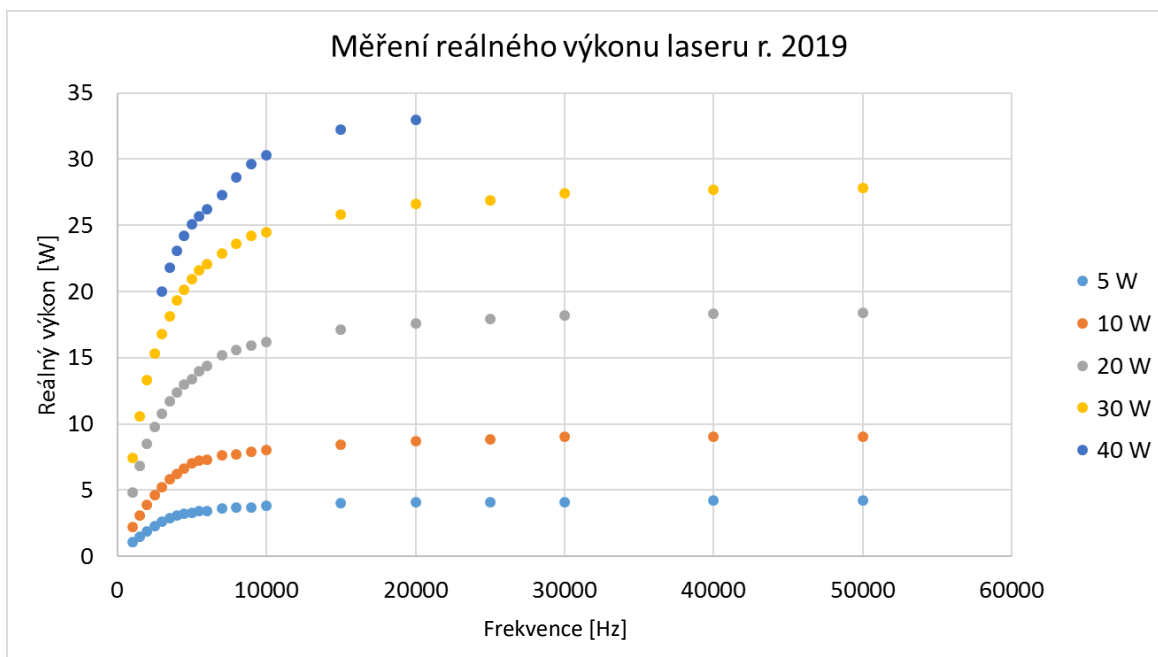
4.1.1 Použité laserové zařízení a měřící přístroje

4.1.1.1 Laserové zařízení

Pro realizaci navržených vzorků bylo použito laserové zařízení od firmy Medicom: LD50s (Obr. 39). Jedná se o Nd:YAG laser buzený diodami. Maximální výkon laseru je 50 W, vlnová délka 1064 nm, volitelná opakovací frekvence v rozsahu 300 až 50 000 Hz, rychlost pohybu paprsku v rozsahu 0 až 3 m/s, délka pulzu 120 ns, velikost stopy v ohnisku 0,15 mm.



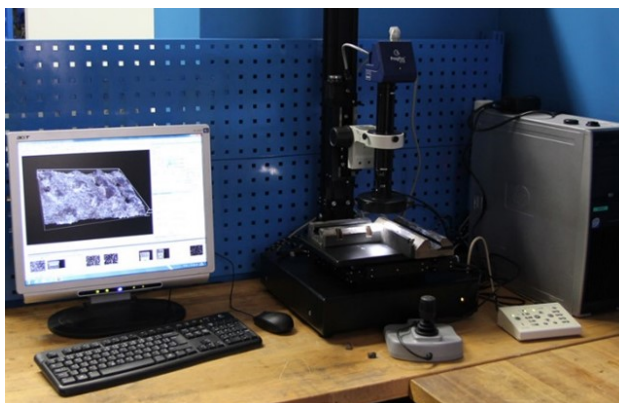
Obr. 39: Laserové zařízení LD50s s nanosekundovou délkou pulzu



Obr. 40: Graf reálného výkonu laseru pro vybrané frekvence, měřeno 3/2019

4.1.1.2 Optický mikroskop

Pro optickou analýzu a pořízení snímků vzorků byl použit optický mikroskop od firmy Laboratory Imaging (Obr. 41).



Obr. 41: Optický mikroskop firmy Laboratory Imaging s příslušenstvím.

4.1.1.3 Měřicí zařízení IFM od firmy Alicona

Podoba a vybrané parametry drsnosti povrchu vytvořených struktur laserem byla vyhodnocena optickým mikroskopem IFM od firmy Alicona Imaging GmbH. Foto zařízení a technické parametry jsou uvedeny na Obr. 42. Bylo využito zařízení umístěné na pracovišti firmy Hofmeister s.r.o.



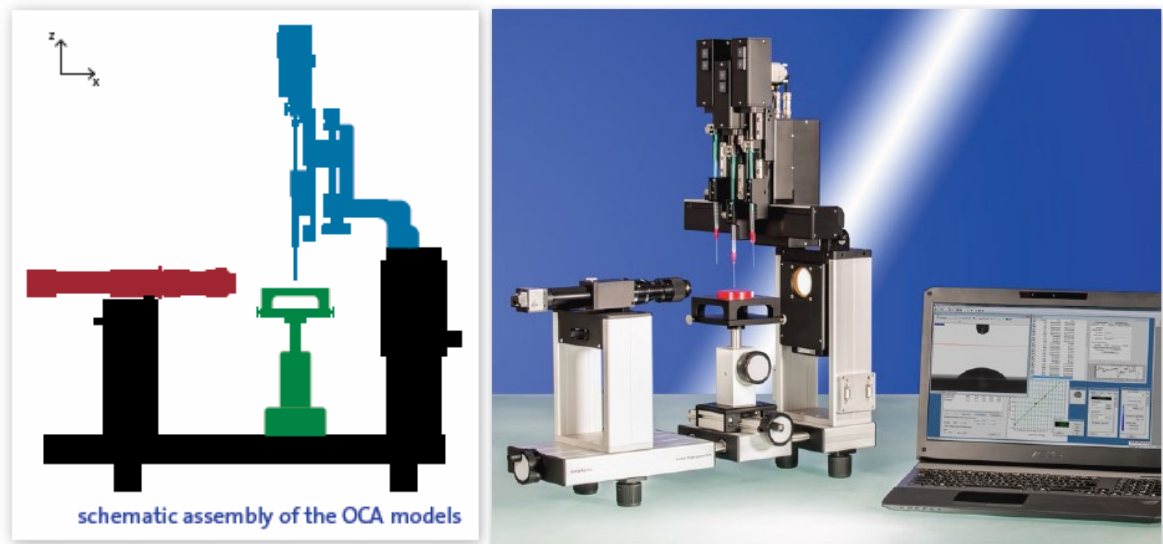
- Rozsah pojezdů: 100x100x100mm
- Revolverová hlava s 5 objektivy: zvětšení 50x, 100x, 200x, 500x, 1000x
- Maximální výška vzorku: 170mm
- Maximální hmotnost dílu: 20kg
- Maximální rozlišení ve vertikálním směru: 10nm

Obr. 42: Měřicí zařízení IFM od firmy Alicona Imaging GmbH (upraveno) [81]

4.1.1.4 Zařízení pro měření smáčivosti

Vlastnosti vytvořených povrchů z hlediska jejich smáčivosti byly vyhodnocovány na specifickém zařízení OCA 15 od společnosti Dataphysics - Obr. 43. Bylo využito zařízení umístěné na pracovišti HiLASE v Dolních Břežanech. Toto zařízení disponuje následujícími parametry: [82]

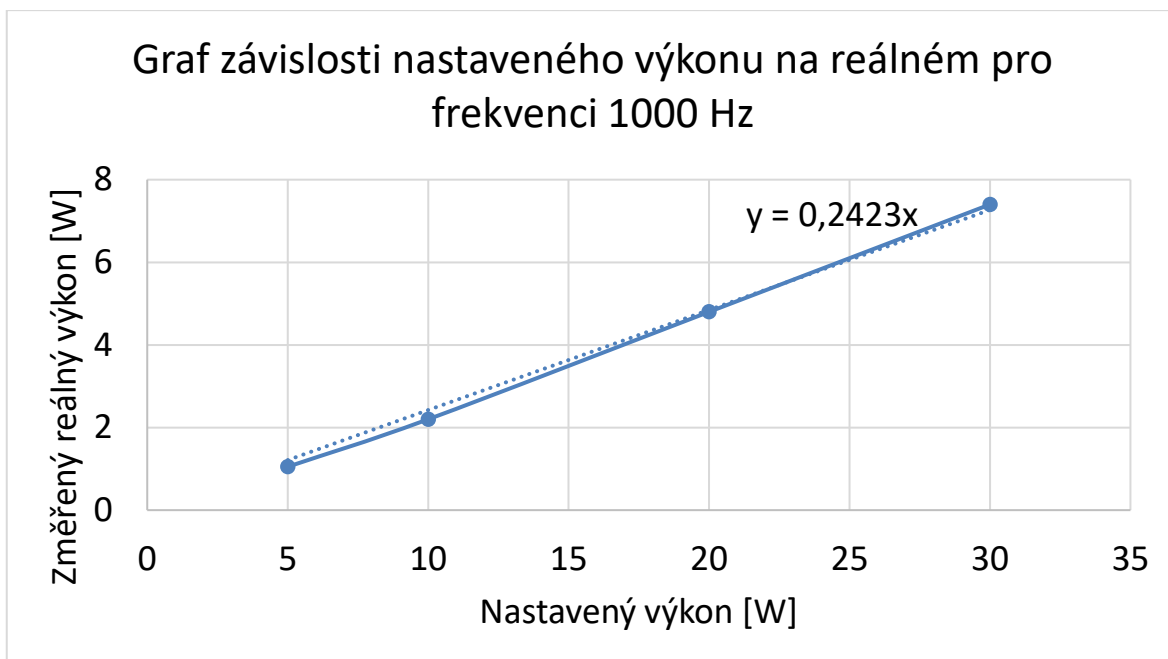
- Kamera – USB 3.0 camera, max. rozlišení 2048 x 1088 pixelů, při 75 obrázcích/s, max. rozlišení pro vzorkování 2450 obrázků/s je 640 x 60 pixelů.
- Kontaktní úhel měření 0 až 180°, rozlišení $\pm 0,1^\circ$
- Používaná kapalina – deionizovaná voda (volitelné)
- Nejmenší možná velikost kapky 1 μ l.



Obr. 43: Schématické uspořádání zařízení pro měření smáčivosti typu OCA (vlevo)- (černě – rám, zeleně -výsuvný stolek, červeně- kamera, modře- aplikační jehla s kapalinou); konkrétní použité zařízení pro měření - OCA 15 (vpravo). [82]

4.1.2 Určení ablačního prahu materiálu Ti6Al4V

Pro pochopení mechanismu ablace pro zvolený materiál je základem zjistit jeho ablační práh, tedy minimální množství energie, která je potřeba k ablaci materiálu. Tato hodnota byla zjištěna experimentálně na vzorku z materiálu Ti6Al4V. Každý ablovaný bod byl vytvořen deseti pulzy ve stejném místě. Opakovací frekvence byla nastavena 1000 Hz a každý bod byl připraven tak, že doba interakce paprsku laseru s materiálem byla 10 milisekund. Výkon laseru byl nastaven od 1,1 W až po 1,46 W s nárůstem o 0,02 W pro každý další bod. Následně byl změřen průměr ablovaných bodů na mikroskopu a deset hodnot od první známky poškození materiálu bylo zaneseno do tabulky pro výpočet F_{th} . Důležitý byl také převod nastaveného výkonu na reálný výkon zařízení podle Obr. 40 a v detailu na Obr. 44.



Obr. 44: Graf závislosti nastaveného výkonu na měřeném pro frekvenci 1000 Hz

Nastavené hodnoty a jejich přepočítání na reálné jsou v následující tabulce (Tabulka 2).

Tabulka 2: Přepočítání nastaveného výkonu na reálný výkon laserového zařízení

Nastavený výkon [W]	Reálný výkon [W]
1,14	0,276
1,16	0,281
1,18	0,286
1,2	0,291
1,22	0,296
1,24	0,300
1,26	0,305
1,28	0,310
1,3	0,315
1,32	0,320
1,34	0,325
1,36	0,330
1,38	0,334
1,4	0,339
1,42	0,344
1,44	0,349
1,46	0,354



Pro určení ablačního prahu se vychází z rovnice (9).

Dále platí:

$$F = \frac{2E_p}{\pi \omega_0^2} \quad (13)$$

Po dosazení F do rovnice (12) a upravení:

$$\ln 2E_p = \frac{D^2}{2 \omega_0^2} + \ln F_{th} + \ln \pi \omega_0^2 \quad (14)$$

Pro zjednodušení byla zavedena substituce:

$$y = a \cdot x + b \quad (15)$$

Jednotlivé symboly substituce značí:

$$y = \ln 2E_p \quad (16)$$

$$a = 2 \omega_0^2 \quad (17)$$

$$x = D^2 \quad (18)$$

$$b = \ln F_{th} + \ln \pi \omega_0^2 \quad (19)$$

Hodnoty a a b z rovnic (16) a (17) se dopočítají graficky lineární regresí naměřených průměrů, které jsou vzaty v závislosti na použité intenzitě výkonu.

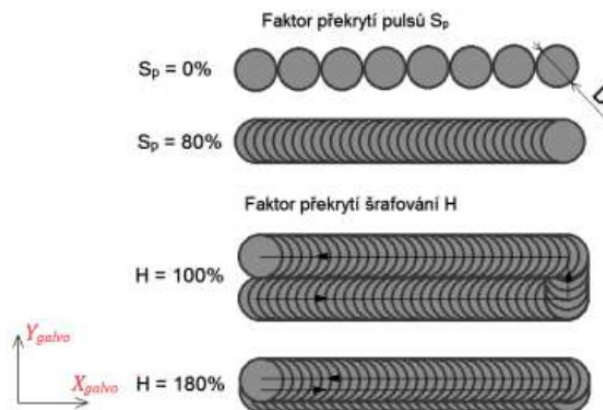
4.1.3 Optimalizace parametrů pro tvorbu struktur

Byla navržena matice vzorků, ve které byly měněny procesní parametry laserového zdroje, tj. opakovací frekvence, průměrný výkon, podélný překryv pulsů (tzv. overlap – Sp) a příčný překryv pulsů (vzdálenost šraf - H). Parametry v matici byly zvoleny na základě předchozích zkušeností s obrobiteľností jiných kovových materiálů, viz Tabulka 5.

$$S_p = 1 - \frac{V_f}{D \cdot f} \quad (20)$$

Kde:

- v_f skenovací rychlost [mm/s]
D průměr laserového svazku [mm]
f opakovací frekvence [Hz]

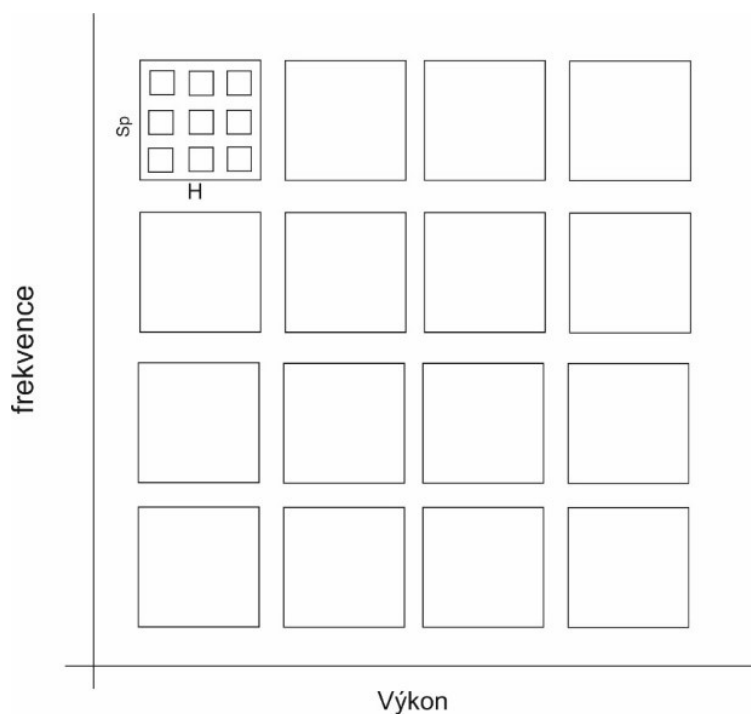


Obr. 45: Procesní parametry související s kinematikou stroje – strategie překrývání pulzů [17]

Cílem vytvoření této matice je zjištění vhodných parametrů laserového mikroobrábění pro dosažení největší hloubky úběru. Druhým hlediskem vyhodnocení je jakost obrobeného povrchu. Testování zahrnuje rozdělení procesních parametrů do dvou skupin:

- parametry ovlivňující strategii rozmítání paprsku – parametry S_p a H (Obr. 45)
- parametry ovlivňující energetické vlastnosti paprsku – parametry f a P.

V maticovém uspořádání se v jednotlivých submaticích testují parametry strategie rozmítání paprsku a v hlavní matici se pak mění parametry ovlivňující energetické vlastnosti paprsku. Přehledně je toto rozdělení vidět na Obr. 46.



Obr. 46: Ukázka obecné podoby matice vzorků pro vliv P , f , Sp a H .

Zvolené procesní parametry pro matici

Byly vytvářeny čtverečky o rozměrech 2x2 mm. Počet obrobených vrstev (tzv. počet přejezdů) byl 20. Natočení drah po každé vrstvě bylo o 15 stupňů.

Tabulka 3: Zvolené procesní parametry laseru pro matici vzorků

Frekvence pulsů f [Hz]	3000	4000	5000	6000
Výkon P [W]	5	20	35	50
Překrytí pulsů Sp [-]	0,8	0,85	0,9	
Rozteč drah H [μm]	20	15	10	

4.1.4 Návrh vzorků a způsob jejich výroby

4.1.4.1 Příprava polotovarů

Pro experiment s cílem vytvoření povrchů s řízenou smáčivostí, byly vysoustruženy čtyři válečky o průměru 64 mm a výšce 22 mm. Následně byly vzorky laserem označeny jako vzorek č. 1, vzorek č. 2, vzorek č. 3, vzorek č. 4. Drsnost jednotlivých válečků po soustružení je v Tabulka 4, souhrnně pak v grafu na Obr. 47.

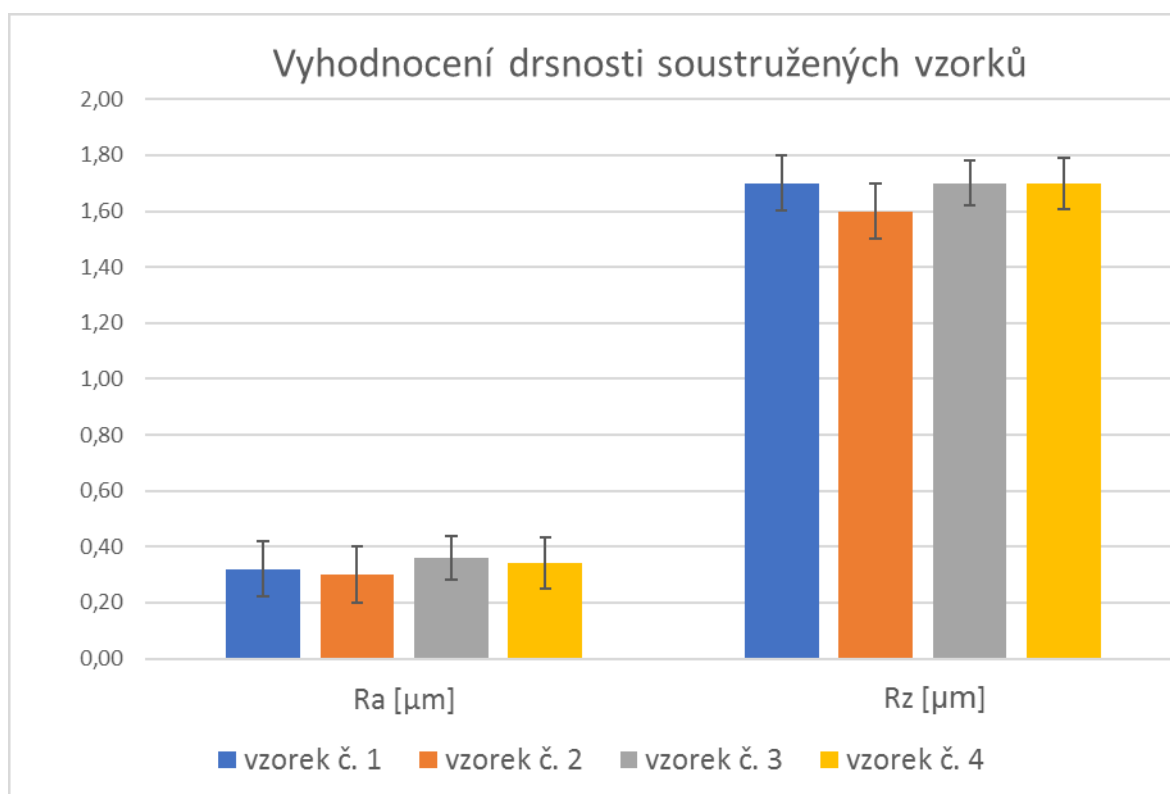
Tabulka 4: Drsnost soustružených polotovarů

vzorek č. 1			
č. měření	Ra [μm]	Rz [μm]	Rsm [μm]
1	0,4	1	91
2	0,4	2	34
3	0,2	1	41
4	0,4	2	72
5	0,2	2	54
6	0,4	1	124
7	0,2	2	111
8	0,2	2	77
9	0,4	2	64
10	0,4	2	63
průměr	0,32	1,7	73,1
SM odchylka	0,10	0,5	27,3

vzorek č. 2			
č. měření	Ra [μm]	Rz [μm]	Rsm [μm]
1	0,2	1	106
2	0,4	2	41
3	0,2	1	123
4	0,2	1	85
5	0,4	2	31
6	0,4	2	49
7	0,2	1	75
8	0,2	2	135
9	0,4	2	35
10	0,4	2	28
průměr	0,30	1,6	70,8
SM odchylka	0,10	0,5	37,9

vzorek č. 3			
č. měření	Ra [μm]	Rz [μm]	Rsm [μm]
1	0,4	2	41
2	0,4	2	54
3	0,4	1	65
4	0,4	2	38
5	0,2	1	84
6	0,4	2	47
7	0,2	2	70
8	0,4	2	37
9	0,4	2	44
10	0,4	1	42
průměr	0,36	1,7	52,2
SM odchylka	0,08	0,5	15,0

vzorek č. 4			
č. měření	Ra [μm]	Rz [μm]	Rsm [μm]
1	0,4	2	36
2	0,2	1	129
3	0,4	1	37
4	0,4	2	34
5	0,2	2	85
6	0,4	2	29
7	0,4	2	38
8	0,4	2	39
9	0,2	2	58
10	0,4	1	62
průměr	0,34	1,7	54,7
SM odchylka	0,09	0,5	29,6

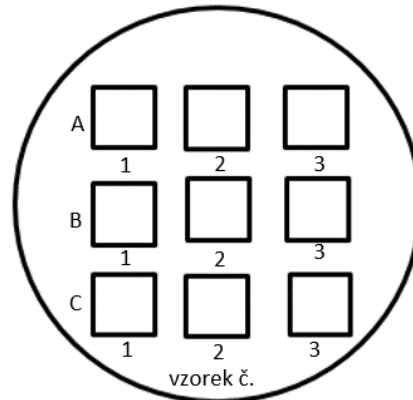


Obr. 47: Graf hodnotí drsnosti polotovarů po soustružení

Z grafu na Obr. 47 je patrné, že vytvořené vzorky mají téměř stejnou drsnost pro soustružení. Po následném laserovém opracování dojde k fyzickým změnám na povrchu a tyto drobné rozdíly v drsnosti vzorků už roli hrát nebudou.

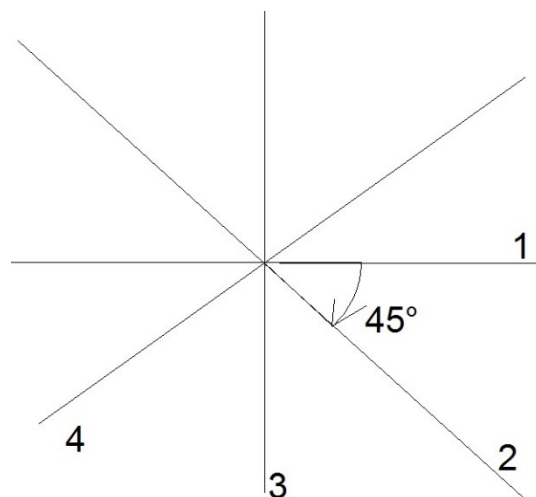
4.1.4.2 Příprava vzorků laserem

Na každý vysoustružený polotovar byly v laserové stanici LD50s vytvořeny stejné matice vzorků. Na polotovarech byly vytvořeny rozdílné struktury A, B, C, každá ve třech opakováních 1-3, viz Obr. 48.



Obr. 48: Rozmístění jednotlivých topografií na testovacím polotovaru pro postprocessing

Jednotlivé vzorky byly ve velikosti 12x12 mm. Strategie pro pohyb paprsku laseru byla zvolena tak, aby výsledný povrch odpovídal povrchu pískovanému. Cílem byla i produktivita a přijatelná jakost povrchu vzhledem k použité délce pulzu, a tedy i možností laserové stanice. Výroba pískování podobnému povrchu spočívala ve 4 přejezdech paprsku, s natočením každé další dráhy o 45° vůči dráze předcházející a s roztečí drah 0,05 mm viz Obr. 49. Dráhy přejezdů nástroje (laserového paprsku) byly vytvořeny v programu ARTCAM.



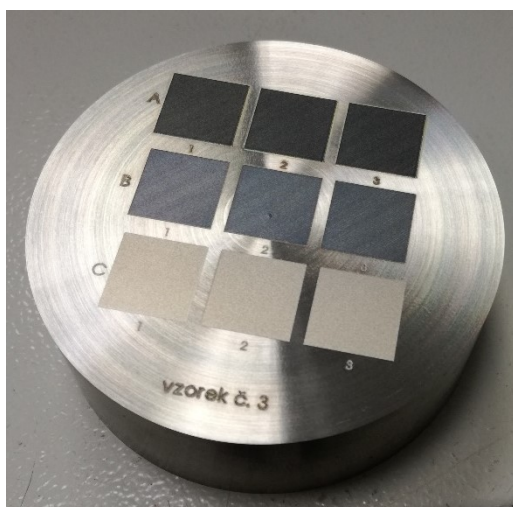
Obr. 49: Strategie vytváření povrchu podobného pískovanému – dráhy přejezdů laseru

Parametry laseru pro vytvoření vzorků na polotovarech spočívaly na předchozích znalostech a na prvních testech obrábění titanu. Možné by bylo vytvořit vzorky energiemi blízkými ablačnímu prahu materiálu, ale s velmi malou časovou produktivitou. Také vzhledem ke zvolení strategie napodobení pískovaného povrchu bylo potřeba používat

vyšších energií k natavení povrchu titanu. Konkrétní zvolené parametry jsou v Tabulka 5. Reálné rozmístění vzorků na válečku je na Obr. 50.

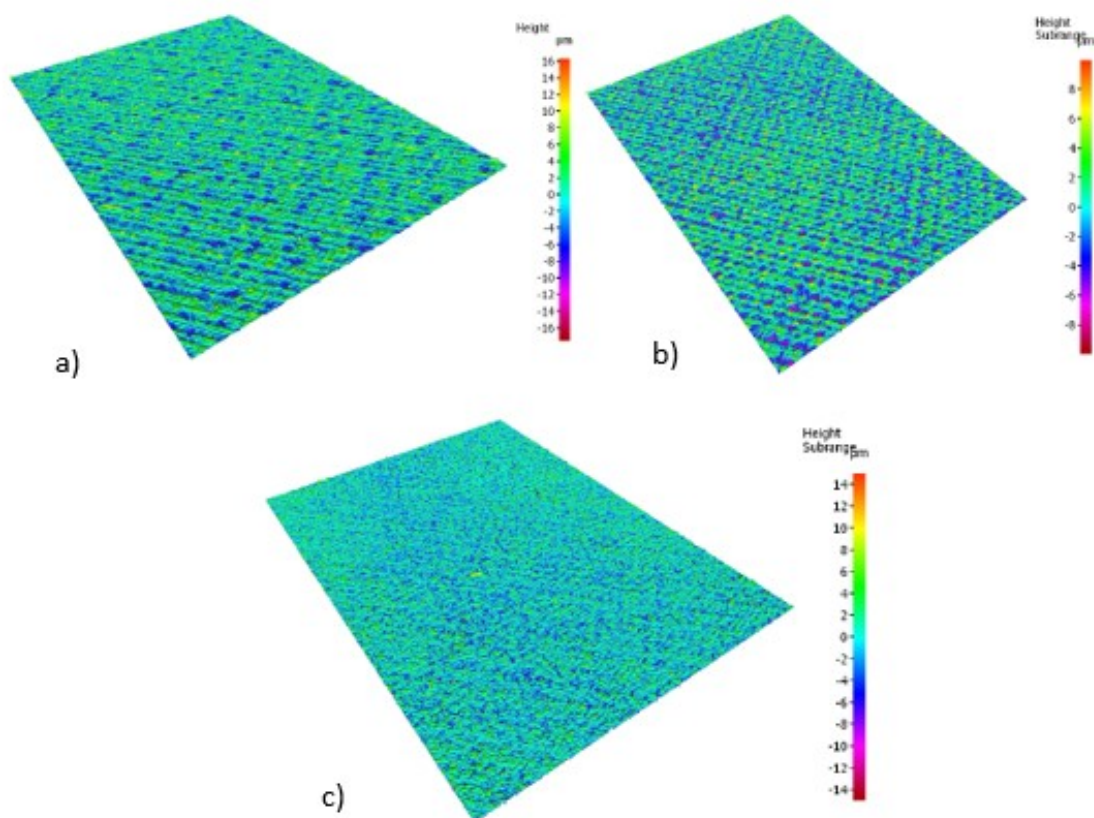
Tabulka 5: Parametry laseru pro výrobu vzorků

označení	P [W]	f [kHz]	v [mm/s]	počet opakování	overlap [%]	Fp [J/cm ²]	Ep [mJ]
A	35	4	120	1	80	49,5	8,75
B	20	4	120	1	80	28,3	5,00
C	10	4	120	4	80	14,1	2,5



Obr. 50: Laserem obrobený vzorek pro test post-procesních úprav povrchu

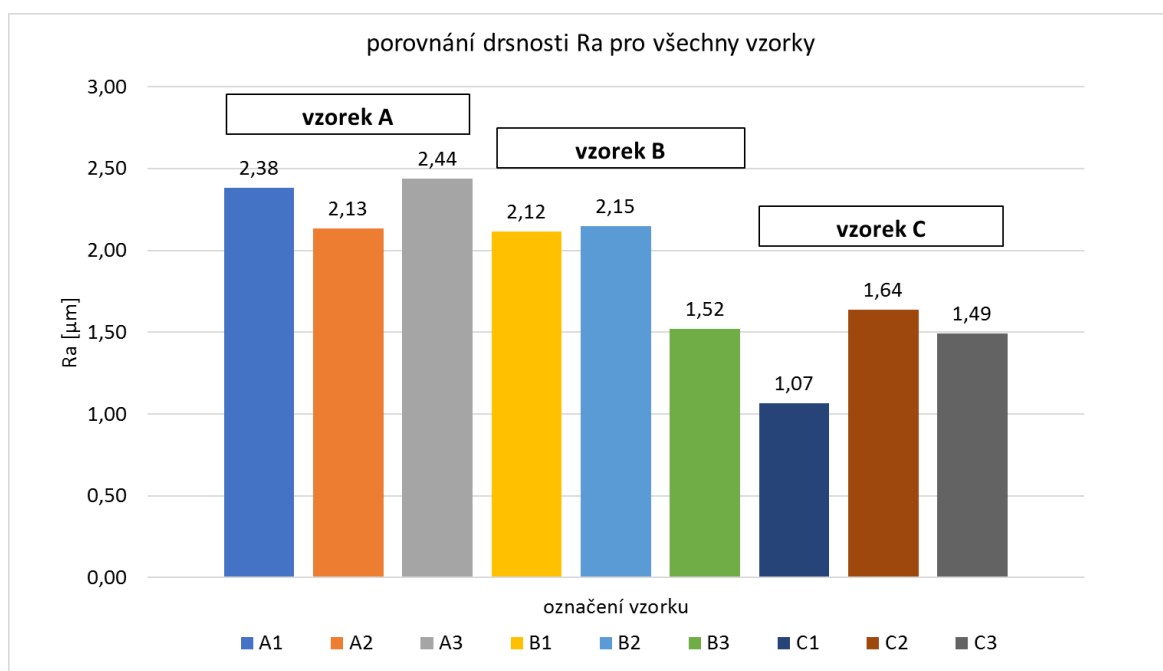
Po laserovém procesu byly struktury nasnímány na mikroskopu IFM Alicona (Obr. 51) a byla změřena jejich drsnost viz Tabulka 6.



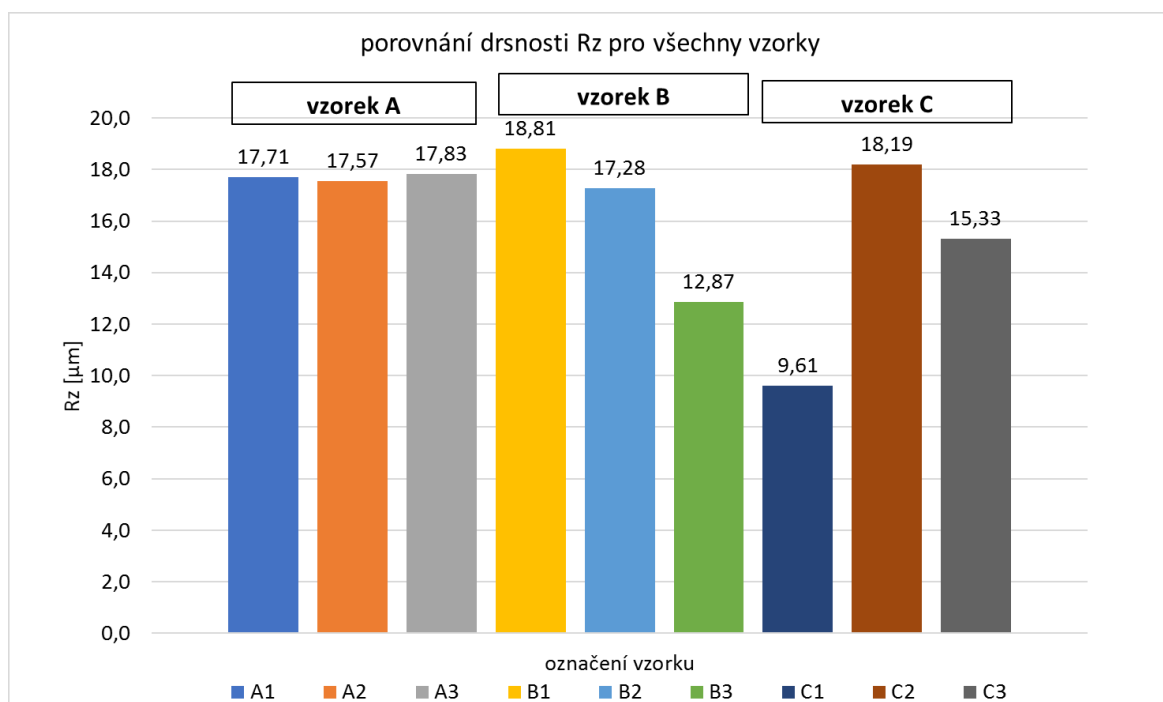
Obr. 51: 3D výšková mapa vytvořených topografií - a) vzorek A1, b) vzorek B1, c) vzorek C1

Tabulka 6: Drsnost vzorků A-C, změřeno na mikroskopu IFM Alicona

		Ra [μm]				Rz [μm]			
				průměr				průměr	
vzorek	Lc [mm]	podélné	příčné	podélné	příčné	podélné	příčné	podélné	příčné
A1	2,5	2,38	2,78	2,32	2,79	17,71	19,84	17,70	20,51
A2		2,13	2,74			17,57	20,51		
A3		2,44	2,83			17,83	21,19		
B1	2,5	2,12	2,08	1,93	2,10	18,81	20,00	16,32	17,65
B2		2,15	2,16			17,28	16,03		
B3		1,52	2,06			12,87	16,93		
C1	0,8	1,07	1,15	1,40	1,45	9,61	9,05	14,37	14,82
C2		1,64	1,64			18,19	18,87		
C3		1,49	1,56			15,33	16,55		



Obr. 52: Drsnost Ra vzorků A-C ve všechna opakování 1-3



Obr. 53: Drsnost Rz vzorků A-C ve všechna opakování 1-3

4.1.4.3 Realizace post-procesního zpracování

Vzorek č. 1

Vzorek č. 1 byl v nejkratším možném čase převezen do vakuové komory, kde proběhlo čerpání nízkých tlaků difúzní vývěvou. Průběh čerpání je na Obr. 54. Dosažené minimum bylo $3 \cdot 10^{-6}$ Pa po 4864 sekundách čerpání.



Obr. 54: Graf průběhu čerpání difúzní vývěvou do oblasti nízkých tlaků

Po ukončení čerpání byla komora zavzdušněna a poté vzorek vyjmut. Následovalo měření smáčivosti, v časové ose označené jako T = 0,5 dní.

Vzorek č. 2

Vzorek č. 2 byl nízkoteplotně vyžehán. Po dobu 7 h a 30 minut byl ohříván v komerčně dostupné horkovzdušné peci při teplotě $100 \text{ °C} \pm 5 \text{ °C}$ s nastavením horního a spodního ohřevu. Poté byla na vzorku změřena smáčivost.

Vzorek č. 3

Vzorek č. 3 byl vzat jako referenční a ponechán na vzduchu.

Vzorek č. 4

Vzorek č. 4 byl umístěn do polyethylenového (C₂H₄) uzavíratelného sáčku. Vzorek byl do sáčku umístěn ihned po laserovém obrobení, a také ihned po každém měření.

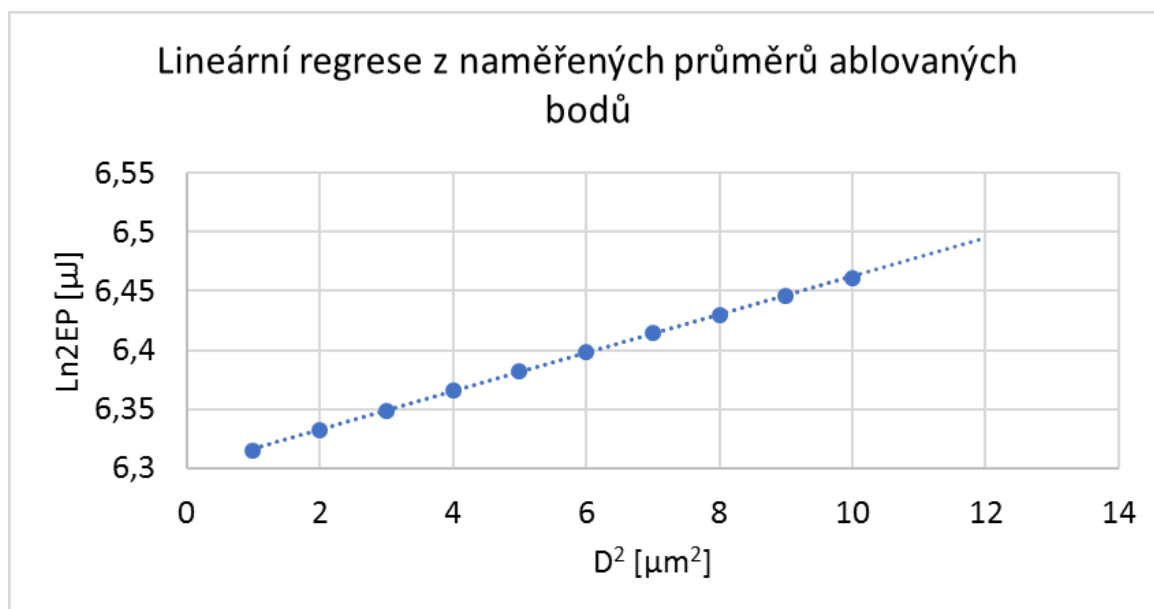
4.2 Výsledky a vyhodnocení

4.2.1 Určení ablačního prahu

V následující tabulce (Tabulka 7), jsou zaneseny naměřené hodnoty průměru ablovaného bodu (v μm) a energie v pulzu (μJ) pro daný bod. Výsledkem je lineární regrese naměřených průměrů na Obr. 55.

Tabulka 7: Hodnoty z měření ablačního prahu

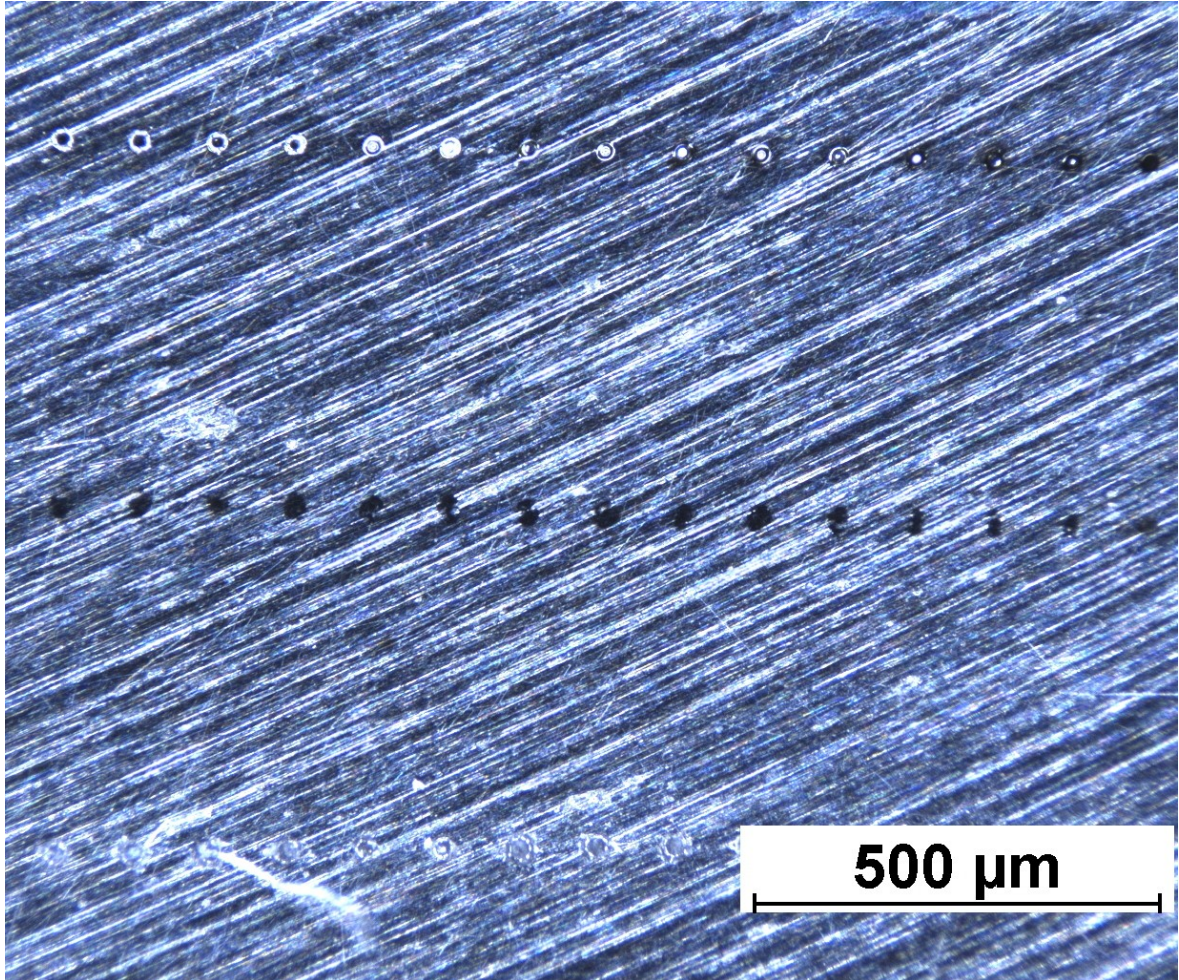
Průměr ablovaného bodu [μm]	Energie v pulzu [μJ]	D^2 [μm^2]	$\text{Ln}2E_p$	a	b
12,64	276,22	159,77	6,3144	4,95E-05	6,3177
23,87	281,07	569,78	6,3317	4,68E-05	6,3231
18,96	285,91	359,48	6,3488	4,26E-05	6,3326
27,21	290,76	740,38	6,3656	4,32E-05	6,3314
40,72	295,61	1658,12	6,3822	4,57E-05	6,3257
42,13	300,45	1774,94	6,3984	3,51E-05	6,3529
47,74	305,30	2279,11	6,4144	2,34E-05	6,3840
40,02	310,14	1601,60	6,4302	2,25E-05	6,3937
51,25	314,99	2626,56	6,4457	0,000208	5,8985
51,96	319,84	2699,84	6,4610	0,000215	5,8750



Obr. 55: Lineární regrese z naměřených průměrů ablovaných bodů pro výpočet ablačního prahu

Z výpočtu vychází hodnota $\omega_0 = 103,3 \mu\text{m}$ a hodnota prahové hodnoty ablace $F_{\text{th}} = 1,65 \text{ J/cm}^2$. Výsledná hodnota koresponduje s hodnotami z literatury [81], kde pro laserový zdroj Nd:YVO₄, $\lambda = 1064 \text{ nm}$, délkou pulzu 8 ns, byla hodnota $F_{\text{th}} = 1,7-1,8 \text{ J/cm}^2$.

Průběh testu je patrný z Obr. 56

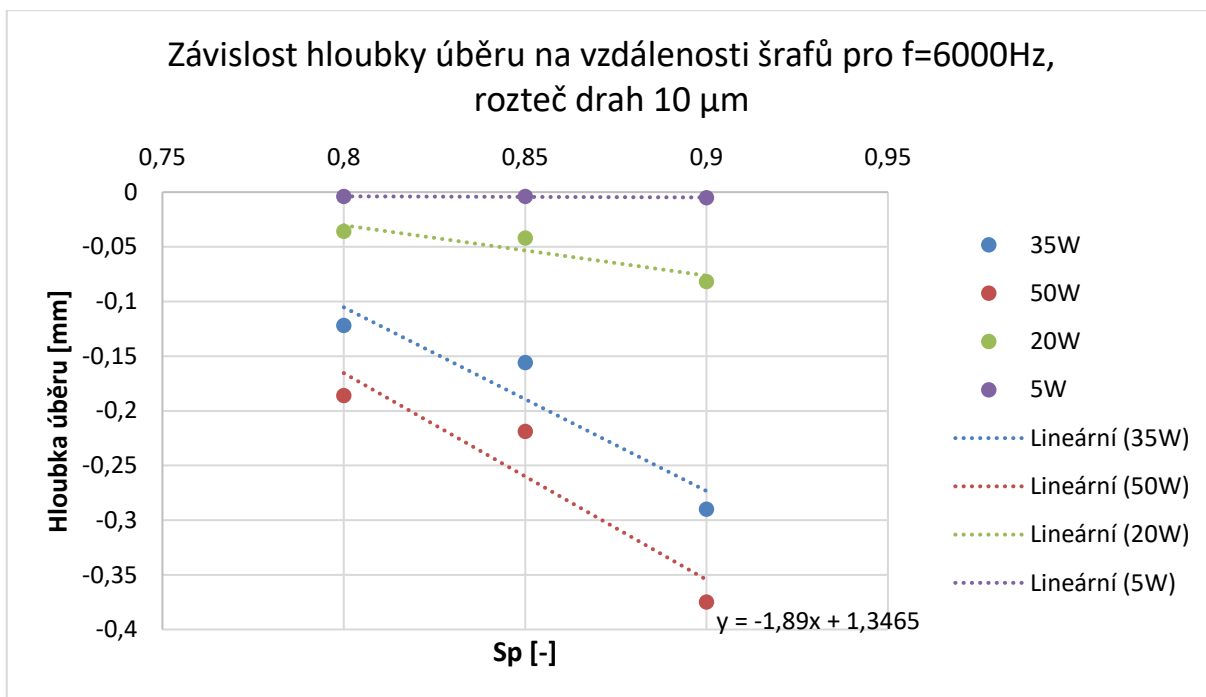


Obr. 56: Foto průběhu testování ablačního prahu z mikroskopu

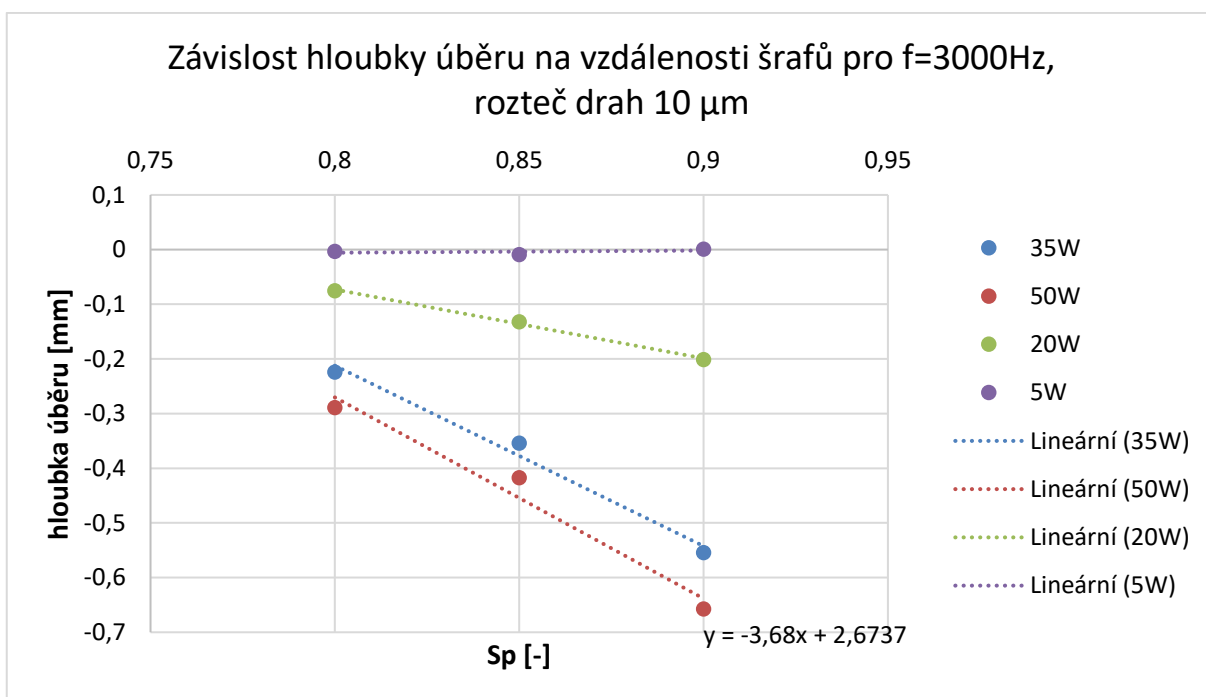
4.2.2 Optimalizace parametrů pro tvorbu struktur

4.2.2.1 Vyhodnocení parametrů ovlivňující strategii rozmítání paprsku

V první řadě byly zkoumány parametry související s kinematikou stroje, tedy s galvo hlavou a rozmítáním svazku. Pro určení této závislosti byly vybrány submatice překrytí pulzu (S_p) a rozteče drah. Na Obr. 57 je graf závislosti úběru materiálu a podélného překrytí S_p pro konstantní frekvenci 6000 Hz, a také pro konstantní rozteč drah laseru 10 μm . Na Obr. 58 je stejná závislost, s tím rozdílem, že se jedná o graf pro frekvenci 3000 Hz.



Obr. 57: Graf závislosti hloubky úběru na překrytí pulzů Sp pro frekvenci 6000 Hz

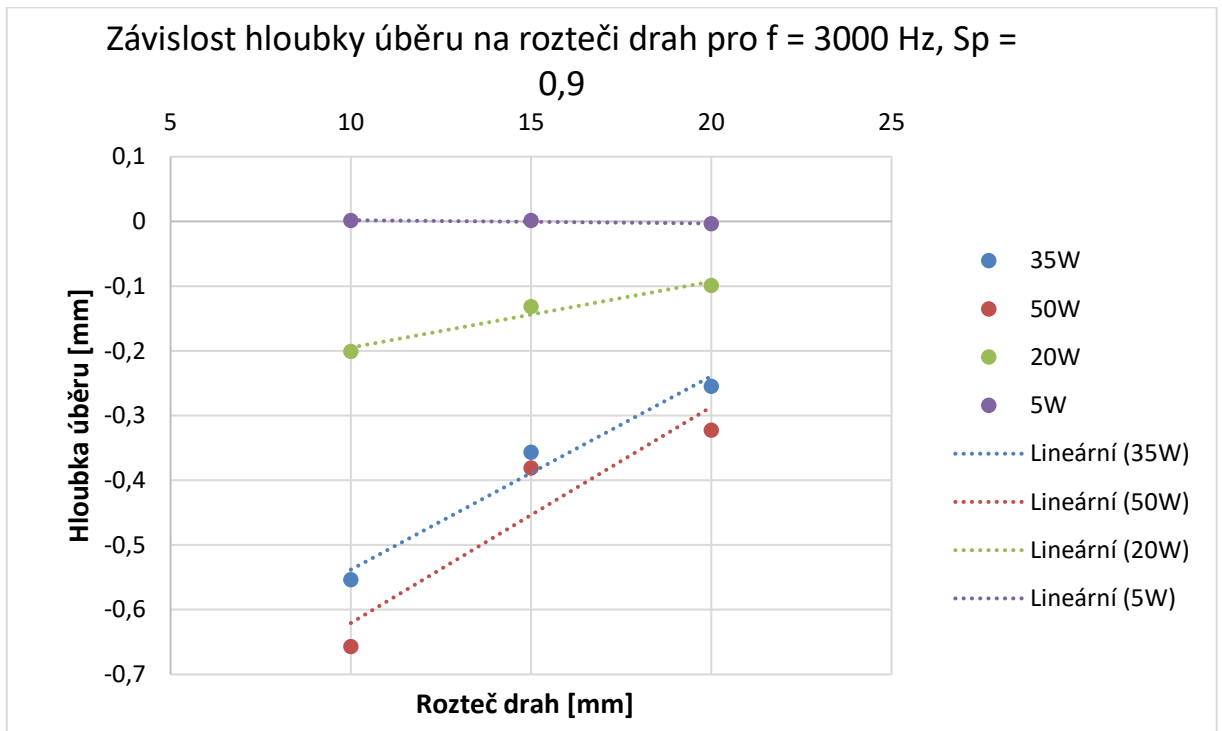


Obr. 58: Graf závislosti hloubky úběru na překrytí pulzů Sp pro frekvenci 3000 Hz

Z grafů je patrné, že s rostoucím překryvem Sp roste hloubka úběru lineárně ve sledovaném rozsahu parametrů. Nejvyšší úběr je u překryvu 0,9, tedy 90%. Směrnice tohoto trendu je závislá na výkonu a také na frekvenci. Pro porovnání trendu s frekvencí jsou uvedeny grafy, kde byla měněna pouze frekvence. U grafu s frekvencí $f = 3000\ \text{Hz}$, $P = 50\ \text{W}$ je směrnice

rovna -3,68 a pro graf $f = 6000 \text{ Hz}$, $P=50 \text{ W}$ je směrnice -1,89. Je tedy zřejmé, že pro 6000 Hz je směrnice méně strmá. Tedy, že vliv překryvu na odebranou hloubku je menší pro vyšší frekvenci.

Další sledovanou závislostí je hloubka úběru v závislosti na rozteči drah. Z grafu na Obr. 59 je možné pozorovat podobnou závislost jako u Sp . Největší hloubka úběru je pro nejmenší volenou rozteč drah tj. $10 \mu\text{m}$.

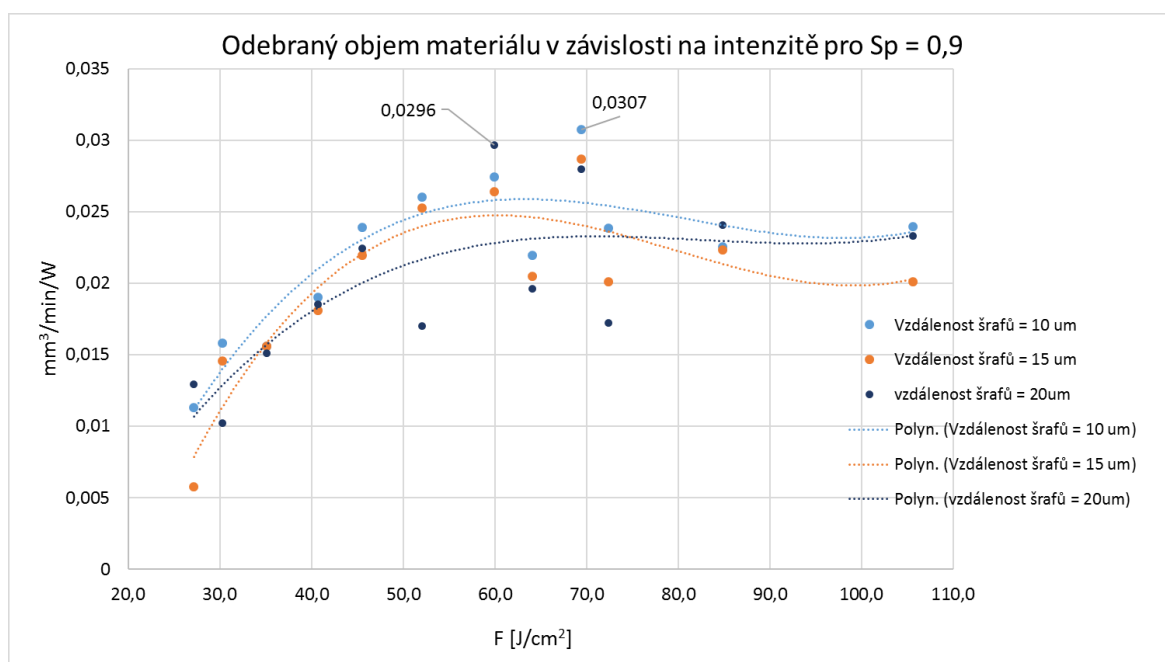


Obr. 59: Graf závislosti hloubky úběru materiálu v závislosti na rozteči drah pro frekvenci 3000 Hz

4.2.2.2 Vyhodnocení parametrů ovlivňující energetické vlastnosti paprsku

Pro zjištění nejlepší skenovací podmínky byl vyhodnocen graf úběru materiálu v závislosti na intenzitě. Výsledná křivka ukazuje na maximum pro intenzitu 70 J/cm^2 . Pro větší intenzitu odebraný objem materiálu klesá. Dále se dá z grafu pozorovat, že polynom třetího stupně, kterým byly body proloženy, leží posunut v ose Y pro vzdálenost šraf 10, 15 a $20 \mu\text{m}$. Tento graf jen potvrzuje, že největší úběr materiálu je pro vzdálenost šraf $10 \mu\text{m}$.

Pro porovnání hloubky úběru v závislosti na frekvenci byly zvoleny stejné parametry Sp a vzdálenosti drah – konkrétně $Sp = 0,9$ a vzdálenost šraf 10, 15 a $20 \mu\text{m}$, pro které byly zjištěny největší úběry.



Obr. 60: Graf závislosti odebraného materiálu v závislosti na intenzitě energie

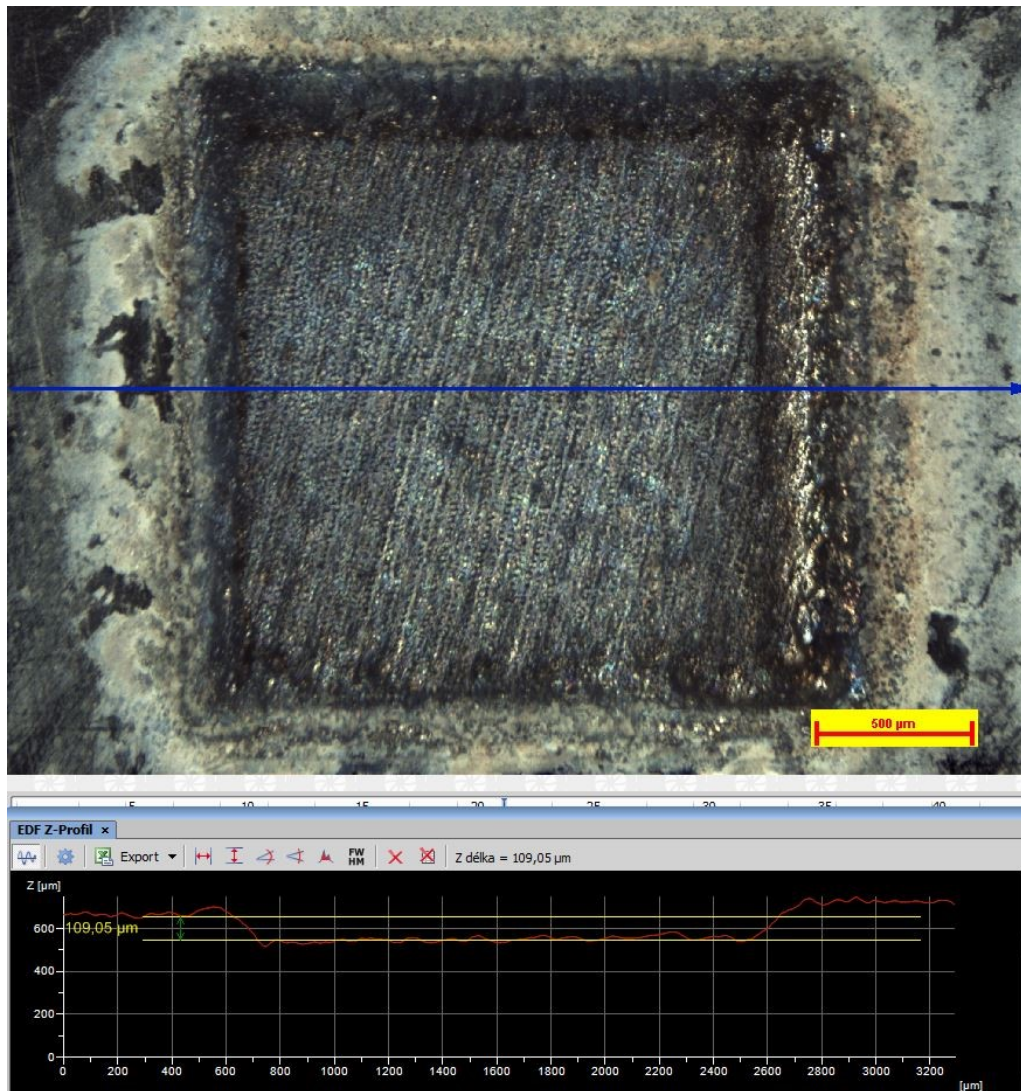
4.2.2.3 Vyhodnocení jakosti povrchu

Vzhledem k zaměření této práce bylo potřeba spolu s odebíraným množstvím materiálu hodnotit i kvalitu obrobeneho povrchu. Nejde totiž pouze o produktivitu ale i o jakost povrchu, která je pro smáčivost důležitá. K vyhodnocení byl použit optický mikroskop Laboratory Imaging. Klíčovými zkoumanými parametry bylo optické zhodnocení kvality povrchu a dále pak analýza velikost nerovností na opracovaném povrchu.

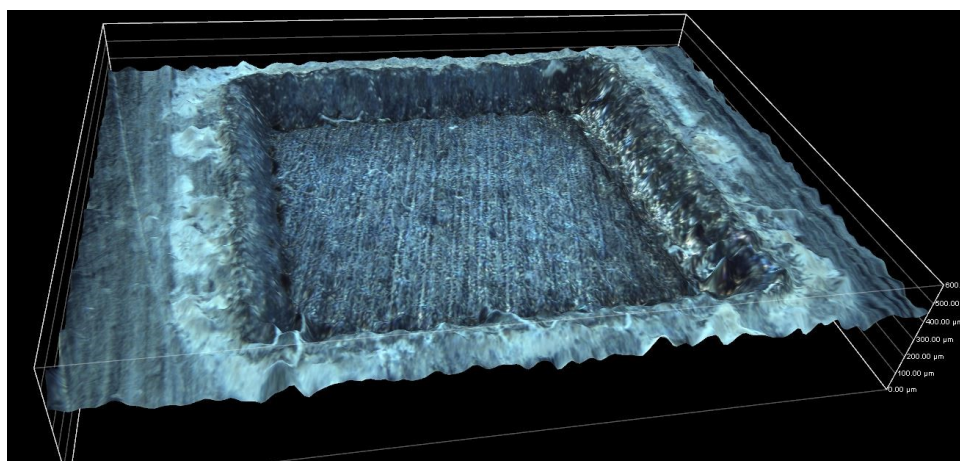
Jako nejlepší z hlediska kvality byl zvolen vzorek z matice s označením 2C-1 (Obr. 61 a Obr. 62) odpovídající parametrům laseru viz. Tabulka 8.

Tabulka 8: Parametry laseru pro nejlepší vzorek z hlediska kvality povrchu

2C	Výkon	Výkon reálný	Frekvence	Skenovací rychlost	Energie v pulzu	Intenzita	Sp	Vzdálenost šrafů	Naměřená hloubka	Čas výroby	Odebraný objem materiálu za čas
	W	W	kHz	mm/s	μJ	J/cm²	-	μm	mm	s	[mm³/min]
1	35	21,2	4	80	5300	59,98	0,8	20	-0,115	50,14	0,5504



Obr. 61: 2D pohled na vzorek 2C-1 z hlavní experimentální matice



Obr. 62: 3D pohled na vzorek 2C-1 z hlavní experimentální matice

4.2.3 Povrchy s řízenou smáčivostí

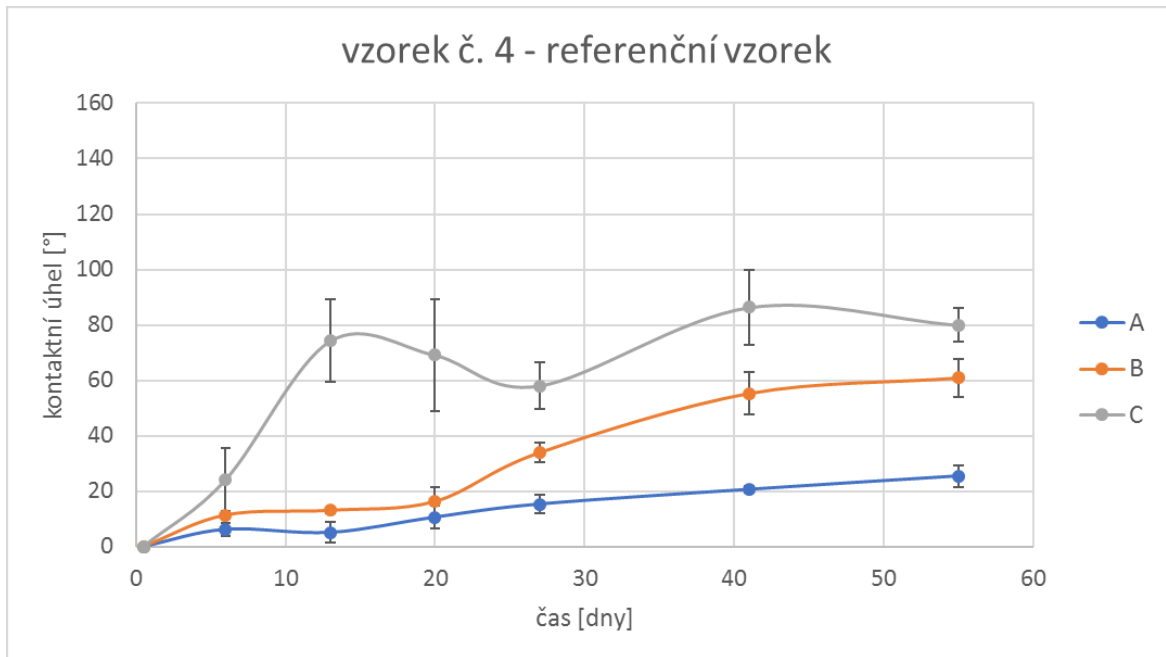
4.2.3.1 Hlavní experiment laserem obrobených vzorků a postprocessing

Vliv topografie

Vytvořené vzorky, které prošly různými druhy post-procesního zpracování, byly v čase měřeny na přístroji OCA-15, který vyhodnocuje kontaktní úhel mezi kapalinou a povrchem. Pro porovnání byl vzorek č. 3 ponechán na vzduchu a nazván jako referenční. V Tabulka 9 jsou hodnoty kontaktních úhlů jednotlivých vzorků v čase. V tabulce je průměrná hodnota smáčivosti všech tří opakování struktury na jednom vzorečku. Jsou zde také hodnoty směrodatných odchylek, které byly brány od průměru všech tří opakování vzorku. Je patrné, že smáčivost na čase závisí, a že je zde trend od hydrofilních vzorků k hydrofobním patrný z grafu viz. Obr. 63. První měření proběhlo v čase 0,5 dne, tedy ihned po laserovém procesu. Hodnoty kontaktních úhlů jsou zde 0°. Je to dáno tím, že je u vzorků extrémní hydrofilita a kapka se rozteče ihned při kontaktu s povrchem. Je zde tedy nemožné naměřit jakýkoliv kontaktní úhel.

Tabulka 9: Výsledky měření smáčivosti na referenčním vzorku:

kontaktní úhel [°]	referenční vzorek č. 3								
	čas [dny]	0,5	6	13	20	27	41	55	po čištění
A	0	0	6,2	5,1	10,6	15,3	20,6	25,4	8,4
B	0	0	11,4	13,1	16,3	33,9	55,3	60,9	17,6
C	0	0	24,1	74,2	69,1	58,0	86,3	79,9	35,5
směrodatná odchylka [±]	referenční vzorek č. 3								
	čas [dny]	0,5	6	13	20	27	41	55	po čištění
A	0	0	2,5	3,7	4,1	3,3	1,2	4,0	5,1
B	0	0	1,5	0,9	5,3	3,5	7,8	6,8	2,2
C	0	0	11,5	14,9	20,2	8,5	13,4	6,1	4,5

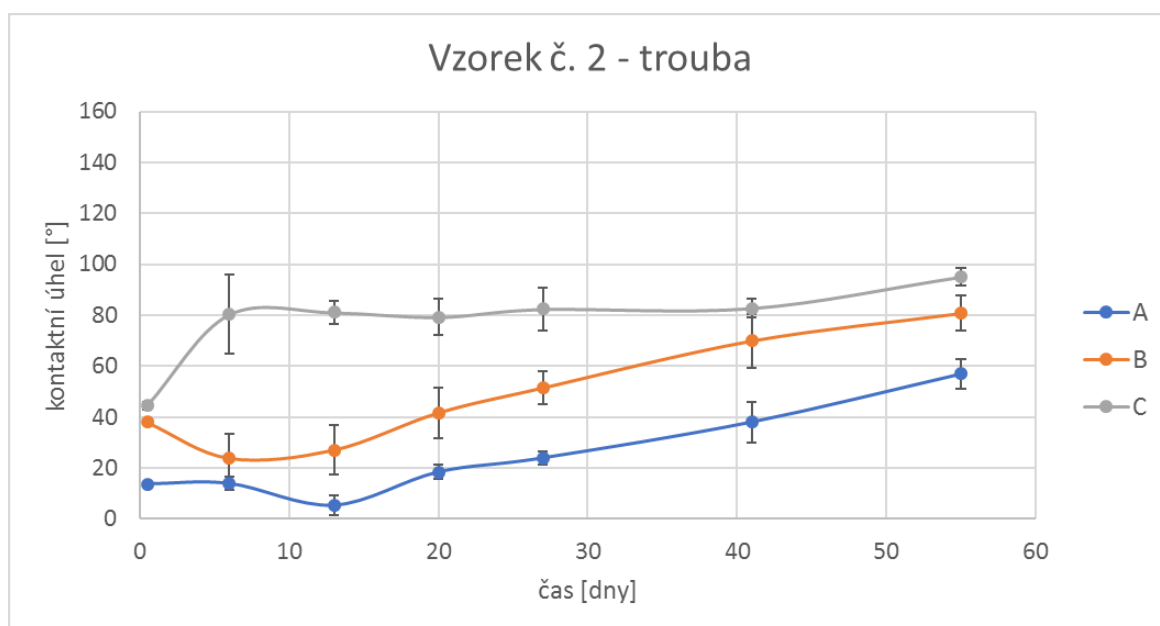


Obr. 63: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro referenční vzorek

Z grafů je patrné, že vzorek A, který má podle Obr. 52 nejvyšší hodnotu drsnosti R_a , má nejnižší kontaktní úhel v závislosti na čase. A je také velmi stabilní s malou směrodatnou odchylkou pro opakování 1-3. Opakem je povrch C, který má nejnižší hodnotu střední aritmetické odchylky R_a , ale největší kontaktní úhly s velkým rozptylem mezi jednotlivými opakováními.

Vliv chemie

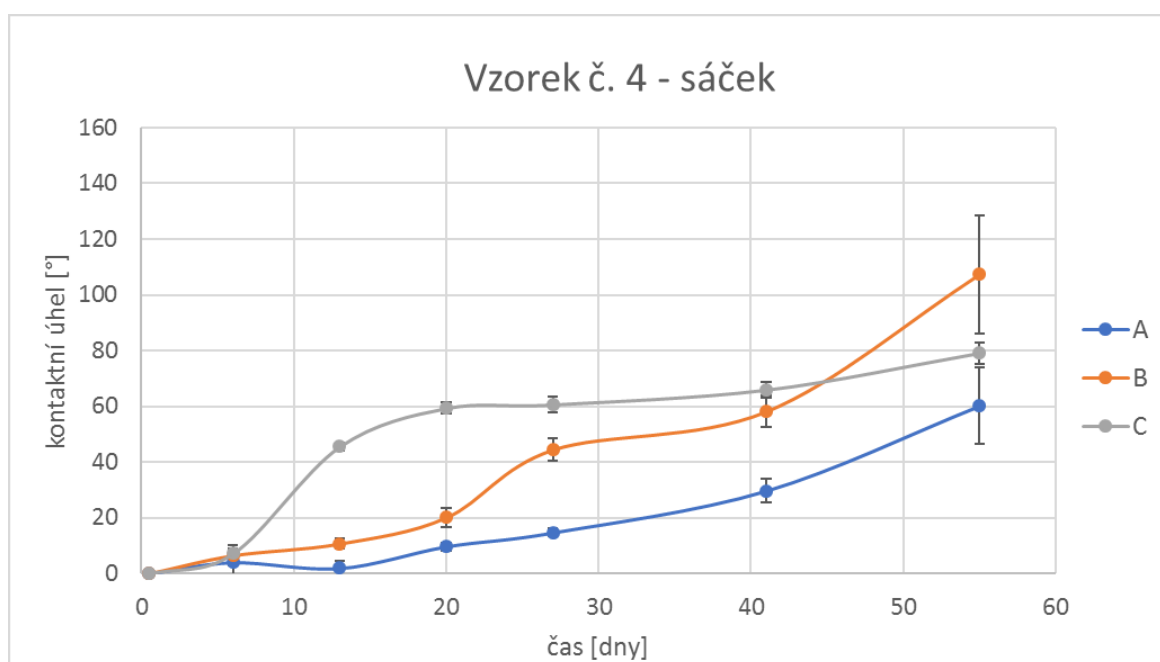
Vliv chemických vlastností na smáčivost byla demonstrována na vzorcích 1, 2 a 4. Vzorek č. 2, který byl umístěn do elektrické trouby s ohřevem na 100°C , má naměřené hodnoty kontaktních úhlů na Obr. 64.



Obr. 64: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro vzorek z trouby

Grafická závislost ukazuje na velmi malý vliv ohřevu v troubě na změnu kontaktního úhlu. Patrné je možné ustálení smáčivosti u vzorku C, u kterého se od 7 dne prakticky nezměnila smáčivost. Také je zde skokový nárůst smáčivosti ihned po procesu ohřevu na $CA = 45^\circ$. U vzorků A a B je viditelný trend od hydrofilního k hydrofobnímu stavu.

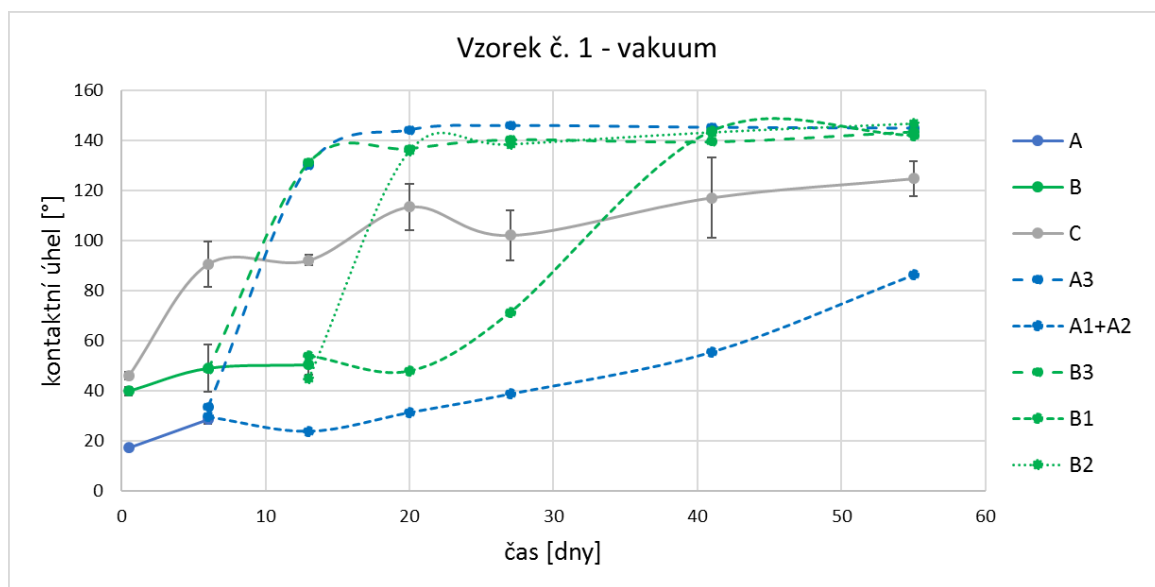
U vzorku č. 4 byl testován vliv umístění vzorku do polyethylenového sáčku. Úhly smáčivosti jsou na Obr. 65



Obr. 65: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro vzorek ze sáčku

Opět je zde patrný trend od hydrofilního k hydrofobnímu stavu s tím rozdílem, že vzorek B má velmi strmý nárůst a dostal se do hydrofobní oblasti. V posledním měření u tohoto vzorku byla zaznamenána poměrně velká směrodatná odchylka pro jednotlivá opakování. Vzorky A a C vykazují stejné chování jako u trouby nebo referenčního vzorku.

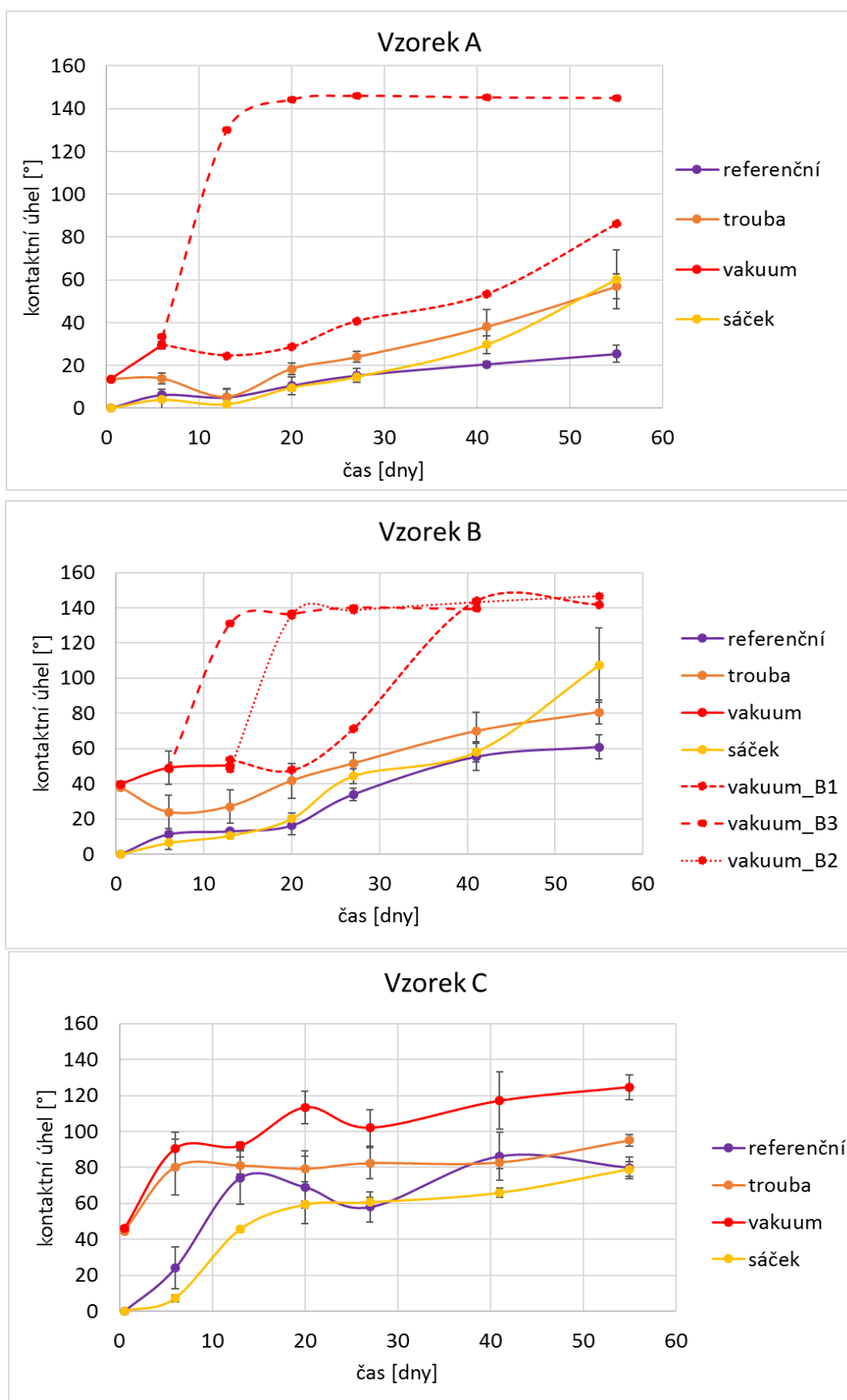
Největší vliv post-procesního zpracování byl zaznamenán u vzorku č. 1, který byl umístěn do vzduchotěsné komory, která byla vyčerpána difúzní vývěvou do oblasti nízkých tlaků.



Obr. 66: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro vzorek z vakuové komory

V průběhu měření v čase se postupně začaly objevovat odlišnosti v jednotlivých opakováních vzorků. Již po 13 dnech se vzorek A3 a B3 dostaly do hydrofobního stavu na hranici superhydrofobního. Ostatní opakování u vzorku B se do tohoto stavu dostaly po 20 resp. po 41 dnech od zpracování laserem. U vzorku A je patrný obdobný trend s tím rozdílem, že se vzorky A1 a A2 po 55 dnech dostali přesně na rozmezí hydrofilního a hydrofobního stavu, tedy na kontaktní úhel 90° . Vzorek C má nejvyšší nárůst mezi prvním a druhým měřením, poté se růst zpomaluje a po 55 dnech se výsledný kontaktní úhel dostal na hodnotu $125^\circ \pm 7^\circ$.

Porovnání všech druhů post-procesních úprav je na Obr. 67.



Obr. 67: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro jednotlivá post-procesní zpracování povrchu pro všechny vzorky A-C



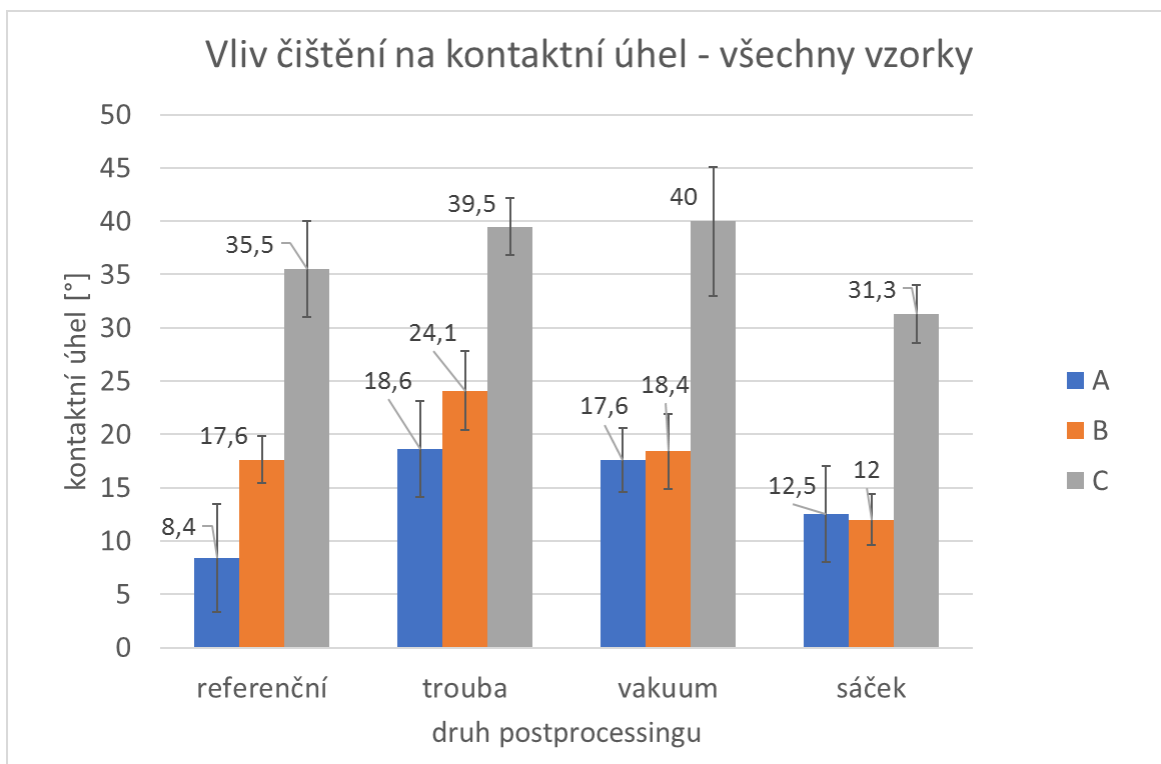
Na Obr. 67 je nejvýraznější vliv umístění vzorku do vakua na smáčivost s ohledem na docílení hydrofobního, popř. superhydrofobního povrchu. Také jsou zde patrné přechodové oblasti, ve kterých se postupně jednotlivá opakování dostávají do hydrofobní oblasti. Jako nejstabilnější v tomto ohledu se jeví vzorek C, který sice nedosáhl takových kontaktních úhlů, ale má velmi malé směrodatné odchylky pro všechny druhy post-procesního zpracování. Až na výjimky (např. vakuum) vykazuje vzorek A nejvyšší hydrofilitu a je tedy nejvíce vhodný pro použití v medicíně.

Vysvětlení přechodových jevů na vzorcích z vakua není zatím v literatuře popsáno. Příčin k tomuto jevu ale může být několik. Při ohlédnutí zpátky k topografii vzorků na Obr. 52 a Obr. 53 je patrné, že u opakování vzorku B s číslem 3 je o trochu jiná hodnota R_a i R_z . Tato drobná nuance může způsobovat jiné usednutí kapky na povrch vzorku, a tedy i jiné rozlití kapky. To samé se ale nedá říci u vzorku A, který má hodnoty R_a i R_z téměř totožné a u opakování A3 je povrch hydrofobní již po 13 dnech. Naopak u vzorku C jsou největší rozdíly v drsnostech a přechodové jevy zde nenastaly. Co se týče vysvětlení rozdílnosti topografií, tak to může být způsobeno tím, že celá plocha válečku byla obráběna laserem najednou a je možné, že byl váleček zahřátý u každého opakování více, což mohlo způsobit jiné natavení struktur. Dalším vysvětlením může být samotný návrh struktury, který je sice definovaný, ale může zde dojít k rozdílnému tavení materiálu a jeho vytrysknutí.

Z chemického hlediska nejsou známy žádné informace o prvcích, které se na povrchu vyskytují, jelikož nebyla provedena XPS analýza. Je tedy pouhou domněnkou, že na povrchu jednotlivých opakování vzorku A i B byly rozdílné chemické prvky vytvořené nedostatečným vystavením vlivu post-zpracování. To se mohlo projevit tak, že se jednotlivá opakování dostávala do jiných stavů v rozdílném čase. Aby byla tato skutečnost vyvrácena byl navržen a proveden další experiment, který měl problém přechodové oblasti vyřešit. Zároveň se zde změnila topografie jednotlivých vzorků, aby se ještě více potvrdil, popř. vyvrátil vztah mezi fyzikálně-chemickým stavem povrchu a jeho topografií.

4.2.3.2 Vliv čištění

Po ukončení testů měření smáčivosti v čase byly všechny válečky vyčištěny v ultrazvukové čističce. Vzorky byly vloženy do čističky na dobu 15 minut. Jako médium byla zvolena deionizovaná voda a celý proces proběhl při teplotě 45°C. Ukázalo se, že čištění má na smáčivost značný vliv a prakticky byl potlačen vliv veškerého post-procesního zpracování viz. Obr. 68.



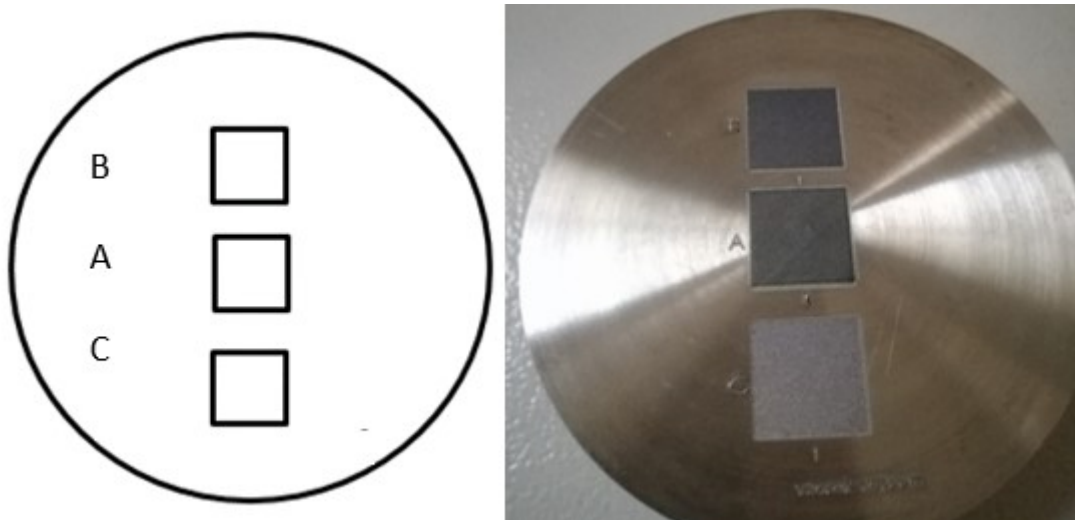
Obr. 68: Vliv procesu čištění na smáčivost vzorků s různým druhem post-procesního zpracování

4.2.3.3 Ověření efektu vakuové komory na smáčivost

Z prvního testování vyplynulo mnoho otázek, nejvíce v testu s vakuovou komorou, které by mohly být zodpovězeny dalším testováním. Zejména pak:

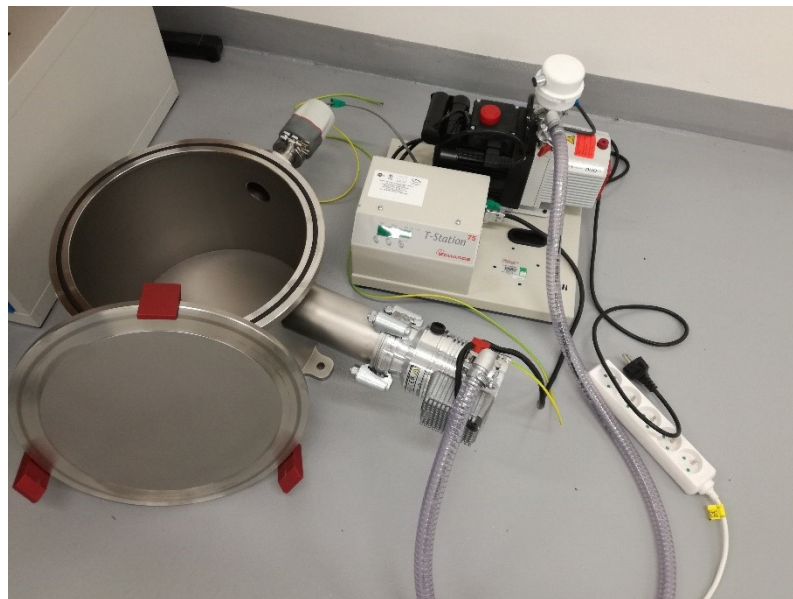
- přechodová oblast u vzorků A a B, která způsobila růst kontaktního úhlu do hydrofobní oblasti různě pro jednotlivá opakování
- pomalý nárůst v čase do hydrofobního stavu

Z tohoto důvodu byly připraveny nové vzorky se stejnými topografiemi, tedy označení A, B a C. Jednalo se pouze o jedno opakování viz Obr. 69.



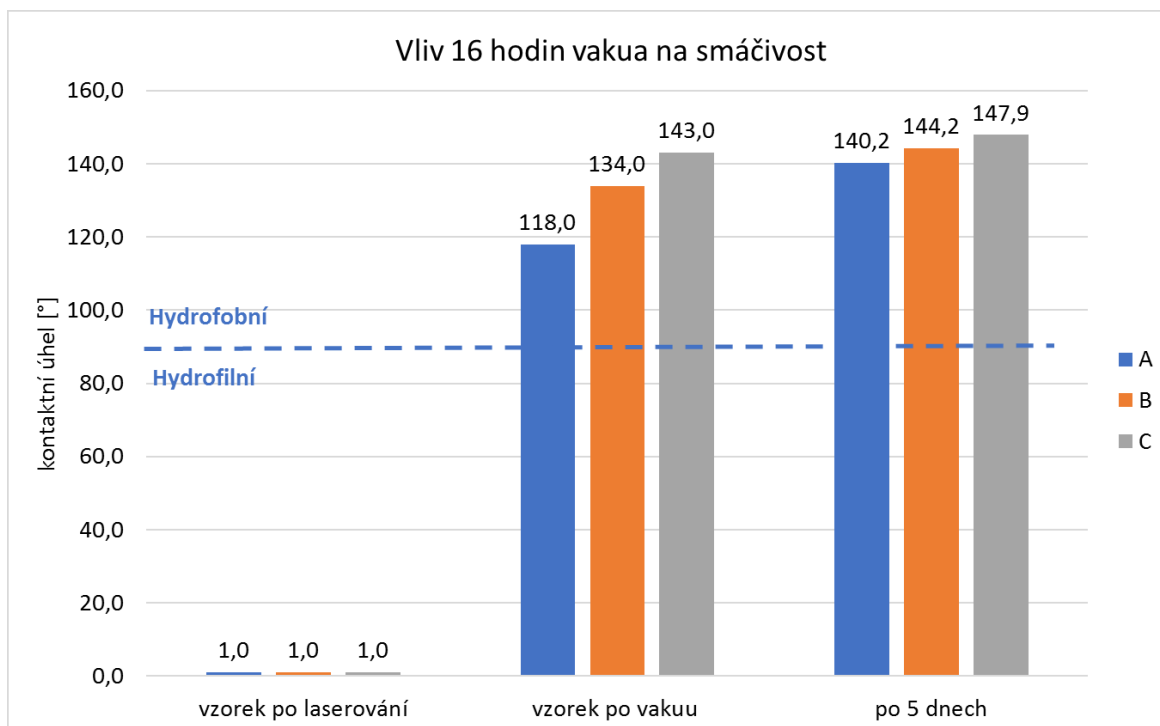
Obr. 69: Návrh vzorku pro opakování testů ve vakuové komoře (vlevo), realizace vzorku (vpravo)

Testování bylo provedeno v jiné vakuové komoře než první experiment. V tomto případě byla komora čerpána turbomolekulární vývěvou po dobu 16 hodin. Komora byla vyčerpána až do tlaku $8 \cdot 10^{-7} Pa$ (Obr. 70). Vzorek byl do komory vložen cca do 1 hodiny po laserovém procesu.



Obr. 70: Vakuová komora s turbomolekulární vývěvou použita u druhého experimentu

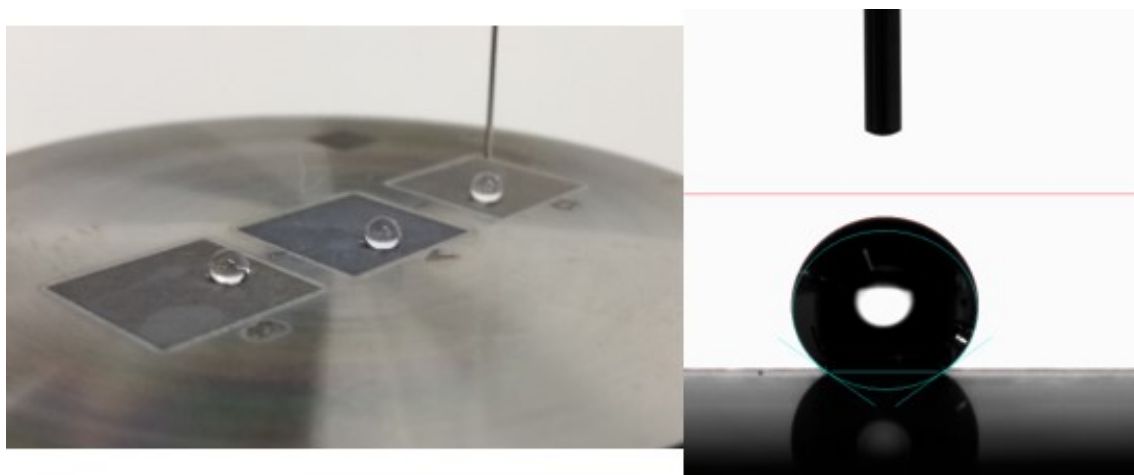
Po konci čerpání byl vzorek z komory vyjmut a změřen na stejném přístroji OCA-15 pro měření smáčivosti. Výsledné kontaktní úhly jsou na následujícím obrázku (Obr. 71). Je zde také měření po pěti dnech od vyndání z komory. Po tuto dobu byl vzorek ponechán pouze na vzduchu.



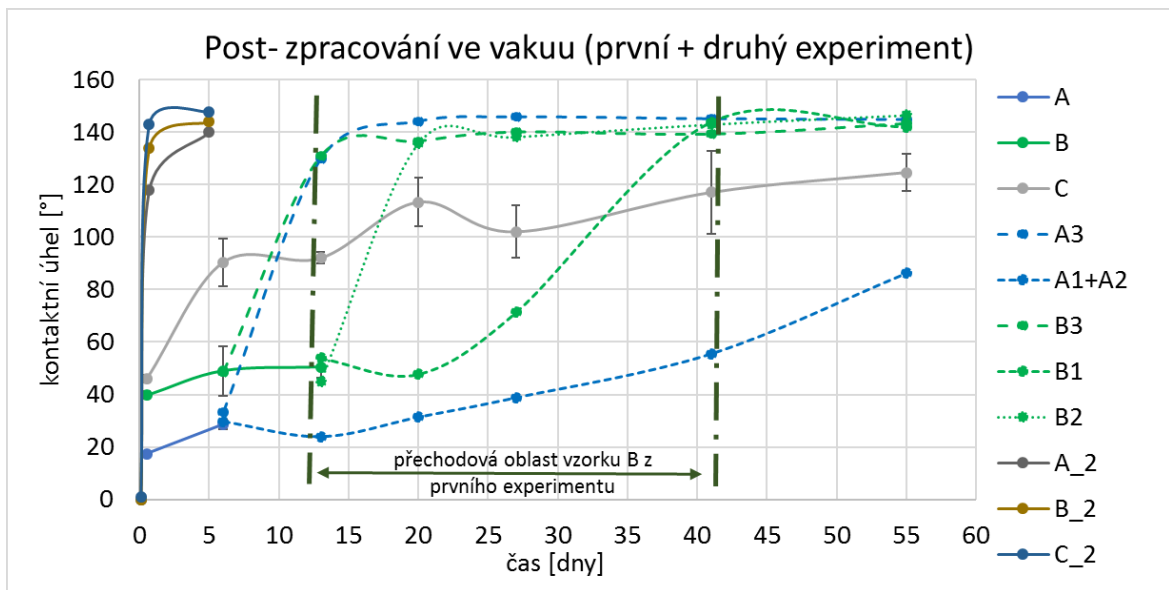
Obr. 71: Graf ukazující vliv šestnácti hodin ve vakuové komoře na úhel smáčivosti

Z grafu je patrné, že vakuum má vysoký vliv na vytváření hydrofobních povrchů, téměř až do oblasti superhydrofobní ($CA = 150^\circ$). Delší doba a nižší vyčerpaný tlak zapříčinily odstranění přechodové oblasti. Dále se ukázalo, že bez ohledu na topografii může vzorek dosáhnout hydrofobní oblasti pouze tím, že je vložen do vakuové komory.

Jev hydrofobicity na vzorcích z vakua dokumentuje i Obr. 72. Na tomto obrázku jsou kapky na všech vzorcích zároveň, a také je zde pohled z kamery měřicího přístroje pro smáčivost. Zde je vidět, jak se kapičky vody na vzorcích zakulacují.



Obr. 72: Vlevo - kapičky na vzorcích z vakua foceně telefonem z boku, Vpravo – vyhodnocený kontaktní úhel z měřicího přístroje OCA -15



Obr. 73: Graf závislosti kontaktního úhlu na čase pro vzorky s post-zpracováním ve vakuové komoře pro první i druhý experiment

V grafu na Obr. 73 byla vynesena závislost kontaktního úhlu na čase pro oba provedené experimenty s post-zpracováním ve vakuové komoře. U vzorků z prvního testování je v grafu označena tzv. přechodová oblast pro vzorek B, kdy se jednotlivá opakování chovala jinak a do hydrofobního stavu se dostala za odlišný čas. Vzorky z druhého experimentu jsou v grafu označeny jako A₂, B₂ a C₂. U těchto vzorků je skoková změna ihned po vyndání z vakuové komory a nárůst kontaktního úhlu při měření po pěti dnech. Při porovnání vzorku B z prvního a druhého experimentu, je zřejmé, že při vystavení vakuu po dobu 1,5 hodiny s vyčerpáním do tlaku $3 \cdot 10^{-4}$ Pa se vzorek stane hydrofobním po 13, resp. 20 dnech, pokud by byl uvažován stejný kontaktní úhel pro oba experimenty. Při vystavení vakuu po dobu 16 hodin s čerpáním až na hodnotu tlaku v komoře $8 \cdot 10^{-7}$ Pa vede k hydrofobnímu stavu ihned po vyndání z komory, tedy cca po 0,7 dne po laserovém zpracování. U vzorku C je největší rozdíl mezi oběma experimenty. Vzorek, který byl kratší čas v komoře se ani po 55 dnech měření nedostal na stejný kontaktní úhel jako vzorek s delší výdrží ve vakuové komoře.



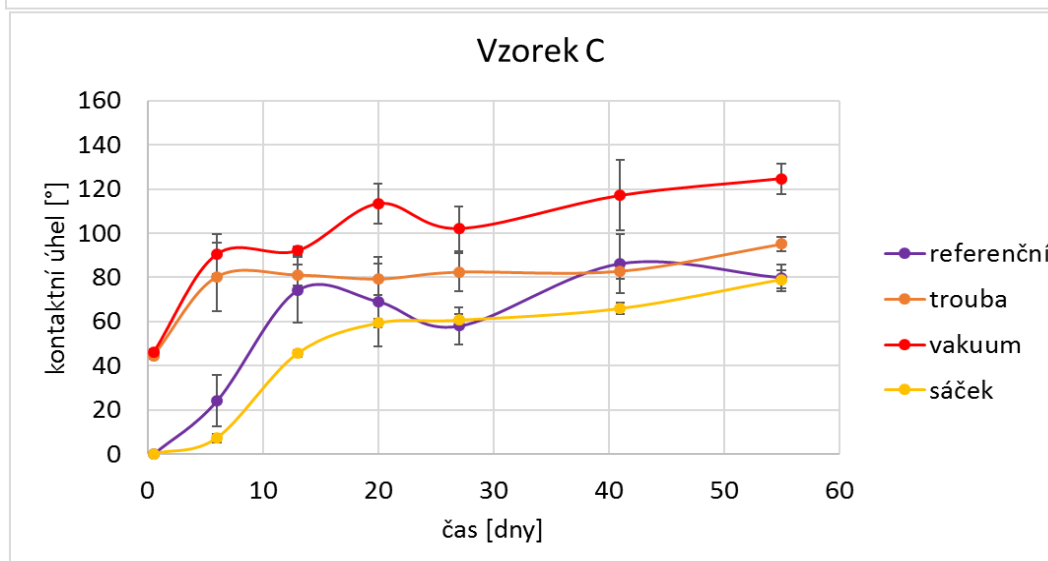
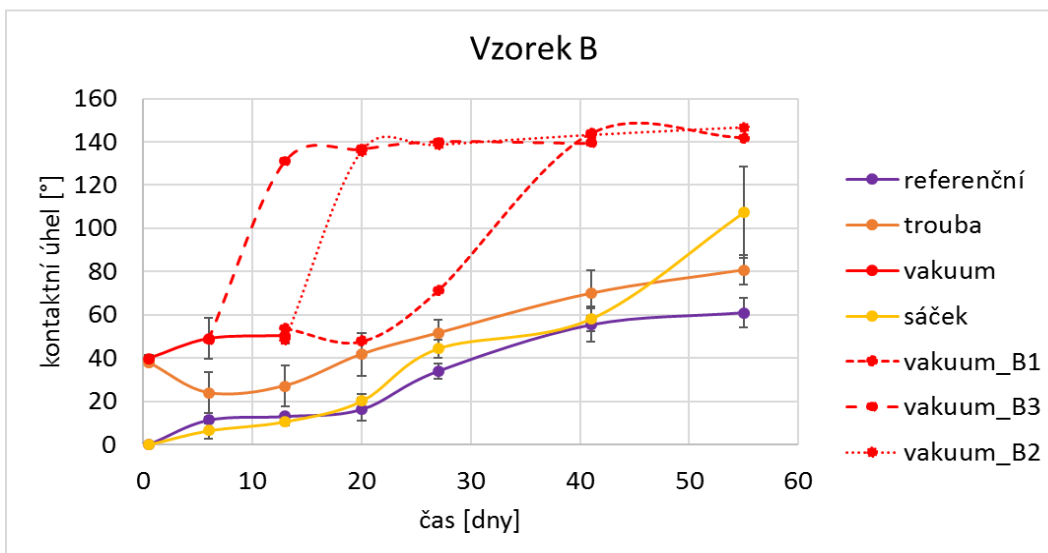
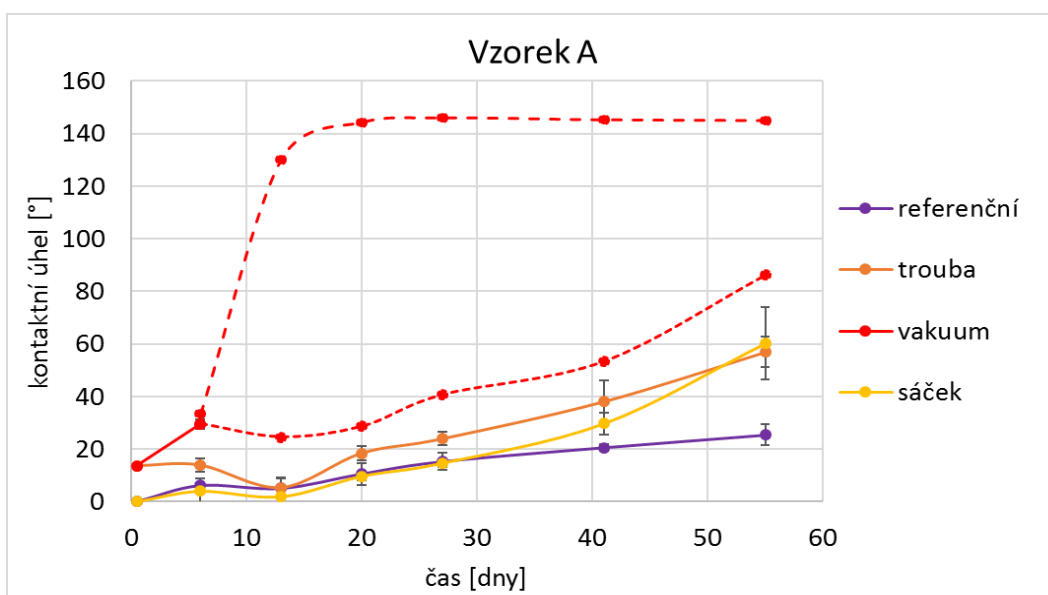
4.3 Shrnutí praktické části

Praktická část této diplomové práce byla zaměřena na vytváření povrchů laserem s řízenou smáčivostí. V první části byly představeny použité měřicí přístroje a laserové zařízení. Poté následovala realizace experimentu. Ta spočívala nejprve v testech interakce laserového záření s vybraným materiálem Ti6Al4V pro jeho dobrou biokompatibilitu. Byl stanoven ablační práh, tedy nejmenší množství intenzity energie, při které se začne materiál ablovat. Výsledkem je tedy prahová hodnota ablace $F_{th} = 1,65 \text{ J/cm}^2$ pro kombinaci použitého zařízení a materiálu. Znalost interakce byla využita pro následující experiment vlivu procesních parametrů na velikost úběru materiálu. Výsledkem bylo nalezení optimálních podmínek nastavení laserového zařízení pro dosažení produktivního úběru materiálu. Zároveň bylo třeba zjistit takové podmínky, pro které povrch vyhovuje z hlediska kvality. Jelikož byl v této práci použit laser s délkou pulzu 120 ns, je při mikroobrábění generováno velké množství tepla, které je převážně odváděno do materiálu, probíhá jev termální ablace. Nastavení optimálních podmínek proto bylo optimalizováno dle dvou hlavních kritérií – maximální produktivity úběru v čase, a zároveň byla hodnocena kvalita obrobeného povrchu. Kvalita povrchu byla hodnocena opticky. Při testování produktivity úběru byla zjištěna zajímavá data a největší odebraný objem za jednu minutu byl roven $0,79 \text{ mm}^3/\text{min}$ při 100 % výkonu zařízení (reálný výkon 33 W), opakovací frekvenci 6 kHz a skenovací rychlosti 90 mm/s. Dále byly hodnoty odebraného objemu v čase poděleny výkonem a vyneseny do závislosti na intenzitě energie. Pomocí této grafické závislosti se dá produktivita úběru srovnat i s ostatními laserovými zařízeními a měla by být výstupem každého testu produktivity úběru. V případě obrábění titanové slitiny Ti6Al4V na laserové stanici LD50s byla stanovena maximální hodnota úběru $0,0307 \text{ mm}^3/\text{min}/\text{W}$ pro intenzitu energie $69,42 \text{ J/cm}^2$. Tyto podmínky odpovídají nastavenému výkonu 35 Watt (reálnému 18,4 W), frekvenci 3000 Hz a skenovací rychlosti 30 mm/s. Pro maximální výkon hodnoty úběru klesaly a potvrdily také horší jakost povrchu. V případě vyhodnocení jakosti se nejlépe jevil povrch vytvořený při nastavovaném výkonu 35 Watt, frekvenci 4000 Hz a skenovací rychlosti 80 mm/s. Úběr materiálu v čase zde byl roven $0,55 \text{ mm}^3/\text{min}$. Při přepočtu na výkon je úběr roven $0,026 \text{ mm}^3/\text{min}/\text{W}$. V porovnání s maximálním úběrem je tento pokles pro testování, kde je důležitější kvalita povrchu, přijatelný.

Z rešeršních poznatků a z testů interakce laserového záření s materiálem byly navrženy struktury pro testy řízení smáčivosti. V implantologii se vybrané povrchy upravují pomocí pískování, a proto bylo snahou obdobný povrch definovaně vytvořit laserem. K tomu byla navržena strategie čtyř přejezdů laserového paprsku s danou roztečí drah a jejich natočením o 45 stupňů. Takto vytvořený povrch by měl být sám o sobě dobře smáčen, ale



také by měl být vhodný pro dosažení hydrofobního stavu po post-procesních úpravách. Navržená topografie byla vytvořena ve třech modifikacích A, B a C, které se lišily pouze vnesenou energií do materiálu, a tedy i výškou nerovností. Každý vzorek byl připraven ve třech opakováních, celkem na čtyřech vysoustružených polotovarech. Byla změřena drsnost povrchu vzorků na optickém mikroskopu IFM Alicona, a také smáčivost vzorků. Pro vyhodnocení smáčivosti bylo použito speciální zařízení OCA-15. Jako referenční kapalina byla použita deionizovaná voda a objem kapky byl stanoven na 8 μl . Stěžejní částí této práce bylo měření smáčivosti na vytvořených vzorcích, a také zkoumání vlivu post-procesních úprav na smáčivosti. Jeden polotovar se všemi modifikacemi topografie byl vložen do vakuové komory s použitím vysokého vakua. Druhý vzorek byl nízkoteplotně vyžehán v elektrické troubě při teplotě 100^o C. Třetí vzorek byl vložen do polyethylenového sáčku a poslední čtvrtý vzorek byl ponechán na vzduchu. Vzorky měřené na smáčivost ihned po laserovém obrábění byly vyhodnoceny jako vysoce hydrofilní a kapička se roztekla po celém povrchu vzorku. Po post-procesních úpravách byly všechny vzorky opět změřeny. Měření smáčivosti se dále opakovalo po 6, 13, 20, 27, 41 a 55 dnech. Mezi jednotlivými měřeními byly vzorky ponechány na vzduchu, vyjma vzorku z polyethylenového sáčku. Tento vzorek byl vrácen do sáčku po každém měření. Hodnoty smáčivosti pro všechny vzorky v závislosti na čase jsou na následujících grafech (Obr. 74).

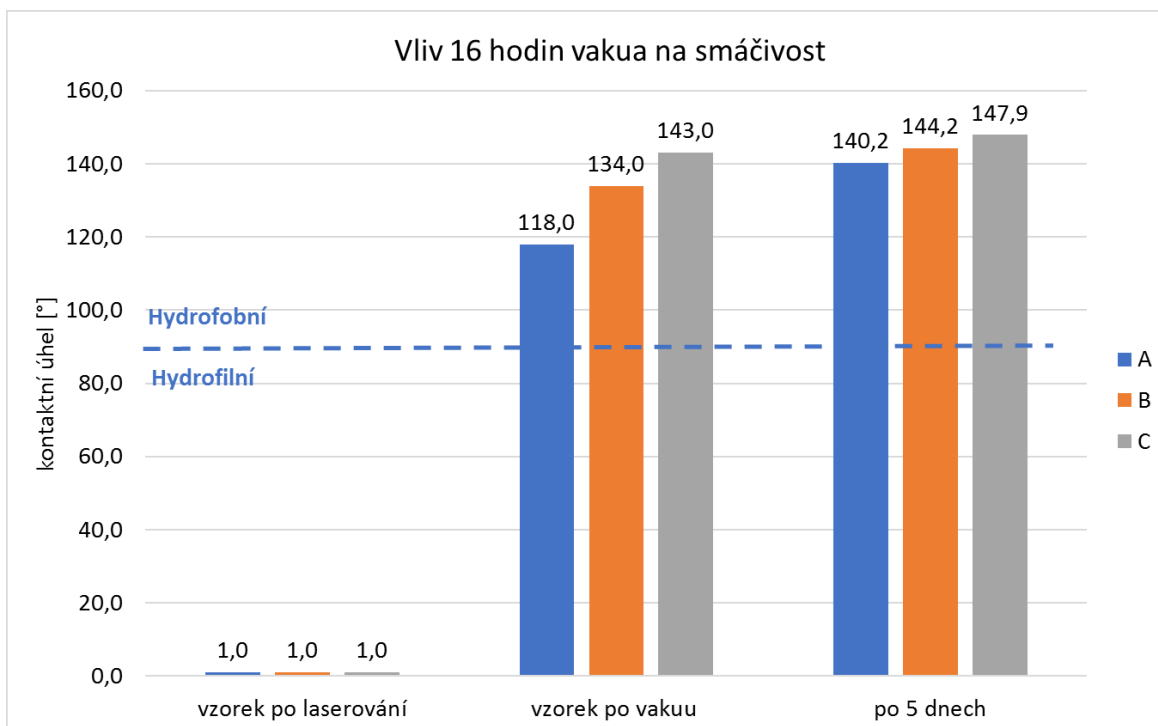


Obr. 74: Výsledné grafické závislosti kontaktního úhlu v závislosti na čase pro topografie A-C



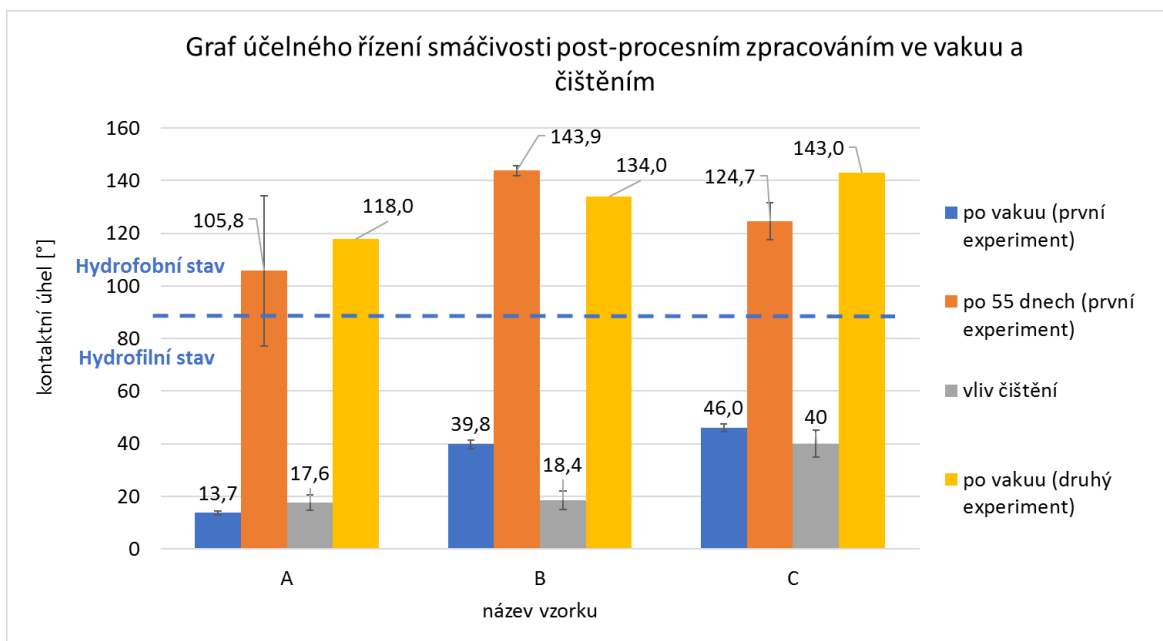
Z grafů na Obr. 74 je patrné, že zejména pro post-zpracování ve vakuu byla sledována skoková změna mezi hydrofilním a hydrofobním stavem po 13 dnech. Tato změna však proběhla v různé dny pro různá opakování vzorků. Tato oblast byla nazvána jako přechodová a k vysvětlení tohoto jevu byl připraven další experiment. Avšak je možné, že tyto přechodové jevy způsobila mírně rozdílná drsnost povrchu v rámci konkrétní struktury. Ta mohla být způsobena ohřevem vzorku při laserovém procesu, a tudíž snížení potřebného množství energie pro vytvoření dalšího vzorku nebo k většímu tavení materiálu. Ve všech představených grafech je možné pozorovat trend od hydrofilních k hydrofobním povrchům v čase. Tento trend však nebyl potvrzen u vzorku z trouby pro topografii typu C. V tomto případě nastal na začátku rychlý nárůst na kontaktní úhel 80° , a poté již byly měřeny konstantní hodnoty po celou dobu měření. Podobný jev je také u vzorků z vakua, u kterých po prudkém nárůstu do hydrofobní oblasti následovalo zachování vlastností až do konce měření. Zachování smáčivosti je z hlediska uplatnění v průmyslu nezbytné.

Druhý experiment byl zaměřen zejména na proces post-zpracování ve vakuu. Byly připraveny stejné topografie A, B, C pouze v jednom opakování. Následně byl vzorek vložen do vakuové komory, jiné než v prvním experimentu, a komora byla čerpána turbomolekulární vývěvou po dobu šestnácti hodin až do tlaku $8 \cdot 10^{-7}$ Pa. Výsledek ukázal, že doba v komoře a čerpaný tlak jsou rozhodující faktory pro dosažení hydrofobního stavu (Obr. 75). Po měření smáčivosti ihned po vyndání z vakuové komory bylo provedeno další měření po 5 dnech a ukázal se další růst až ke kontaktnímu úhlu 150° . Za těchto podmínek se začíná objevovat jev zvaný „efekt okvětních lístků růže“, při kterém dochází ke skutálení kapky z povrchu při naklopení větším než 20° od vodorovné osy.



Obr. 75: Vliv post-zpracování ve vakuu na kontaktní úhel a následné měření po dalších 5 dnech

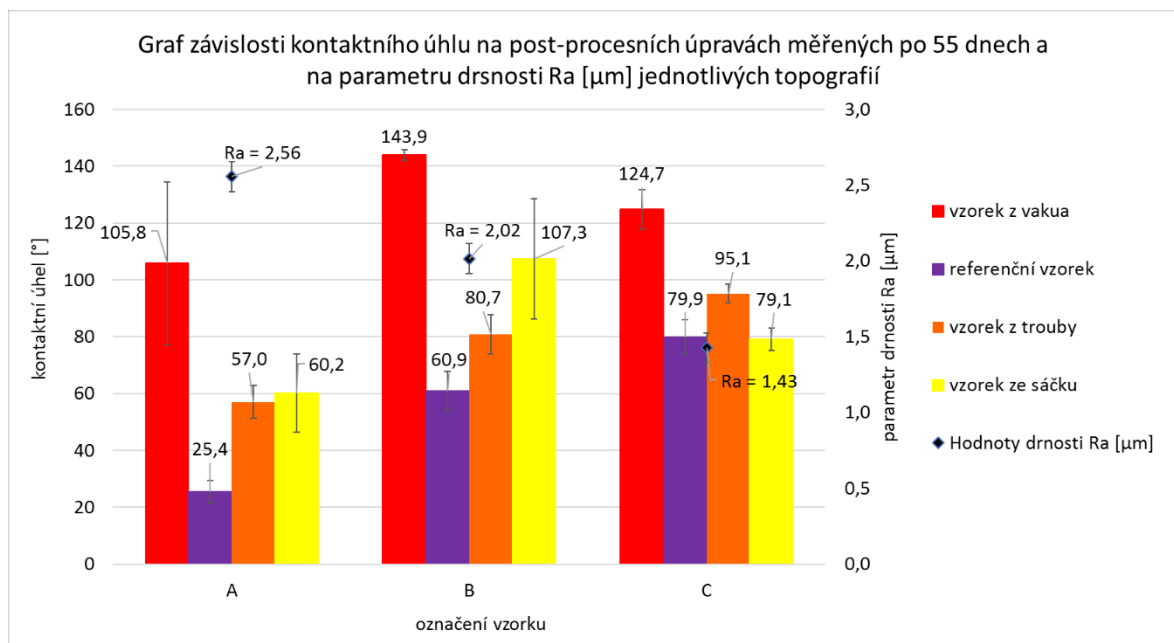
Pro definované řízení smáčivosti byl dále zkoumán vliv procesu čištění na kontaktní úhel. Vzorky, které byly použity v prvním experimentu byly po konci měření, tedy po 55 dnech, vyčištěny v ultrazvukové čističce. Byla použita destilovaná voda a čas čištění byl nastaven na 15 minut. Následně byly povrchy opět změřeny na kontaktní úhel. Zde bylo ukázáno, že je možné povrchy vrátit z hydrofobního zpět do hydrofilního stavu. Potvrdilo se tak, že se s jedním druhem topografie dá dosáhnout, jak hydrofilního, tak hydrofobního stavu, a to zejména post-procesním zpracováním ve vakuové komoře nebo pouhým ponecháním na vzduchu. Graf účelného řízení smáčivosti je na Obr. 76.



Obr. 76: Graf závislosti kontaktního úhlu pro jednotlivé topografie pro post-zpracování ve vakuu a čištění

V grafu výše jsou hodnoty smáčivosti pro post-zpracování ve vakuové komoře z prvního experimentu, dále pak hodnoty z 55. dne měření na tomtéž vzorku. Také jsou v grafu hodnoty po čištění (téměř se blíží hodnotám z prvního měření) a hodnoty z ověřovacího experimentu, kdy byl vzorek vystaven vysokému vakuu po dobu 16 hodin. Chybové úsečky pro tento experiment představují nárůst kontaktního úhlu za dalších pět dní. Při post-zpracování ve vakuu je zřejmé, že dochází ke změně chemického stavu v povrchové vrstvě, která vede k vysokým kontaktním úhlům mezi kapalinou a vzorkem.

Při zkoumání vlivu topografie byly vzaty hodnoty po 55 dnech měření v prvním experimentu a byly dány do závislosti s naměřenou drsností povrchu R_a [μm]. Výsledný graf (Obr. 77) ukazuje, že pro topografii s nejvyšší drsností bylo dosaženo nejnižších kontaktních úhlů bez rozdílu v následném zpracování. Topografie B s drsností povrchu $R_a = 2,02 \mu\text{m}$ má nejvyšší kontaktní úhel pro post-zpracování ve vakuu a v sáčku, pro vzorek z elektrické trouby jsou hodnoty kontaktního úhlu podobné s topografií typu C. Naopak u referenčního vzorku je největší kontaktní úhel pro vzorek s nejmenší drsností povrchu R_a . Z grafu dále vyplývá, že nejvhodnější pro výrobu hydrofilních povrchů např. pro implantáty, je vzorek s nejvyšší drsností povrchu, tedy topografie typu A. Ta se jeví jako hydrofilní po celou dobu měření, a i po post-zpracování různými způsoby má stále nejnižší kontaktní úhly.



Obr. 77: Graf závislosti kontaktního úhlu na parametru drsnosti povrchu Ra pro jednotlivé topografie s ohledem na druh post-zpracování



5 Závěr

Laserové mikroobrábění s následnými post-procesními úpravami se jeví jako vhodný proces pro vytváření povrchů s řízenou smáčivostí. Laserem vytvořené povrchy v rámci vlastního experimentu jsou bez dalších úprav vysoce hydrofilní. Je možné u nich pozorovat mírný růst kontaktního úhlu smáčivosti směrem k hydrofobnímu stavu, ale tento jev je v čase pomalý. Navíc se při očištění vzorků v ultrazvukové čističce dá dosáhnout úhlů smáčivosti jako po laserovém procesu nebo krátce po něm. Pokud je cílem vytvoření hydrofobního povrchu, bylo zjištěno, že je možné použít post-procesní úpravy, zejména působení vakua. U ostatních testů post-zpracování nebyly prokázány přechody do hydrofobní oblasti. Vzorek, který byl po laserovém obrobení umístěn do elektrické trouby, vykázal rychlý počáteční nárůst a poté konstantní vlastnosti. Vzorek ze sáčku měl nárůst pomalý, podobný vzorku referenčnímu, avšak s růstem ke konci měření, které trvalo 55 dní. Potenciál vzorků, které projdou vakuovým procesem, byl testován na stejné sadě topografií. Lišila se použitá vakuová komora, čerpací vývěva a čas čerpání. Hlavně čas čerpání a dosažený tlak vedly k vytvoření hydrofobního povrchu s kontaktním úhlem blížícím se k hranici 150°.

Experimenty dále ukázaly, že povrchy s větší drsností R_a mají tendenci být více hydrofilní, a to i při post-zpracování různými způsoby. Opačný jev platil pouze pro vzorek referenční a z elektrické trouby. U těch byl naměřen nejvyšší kontaktní úhel po 55 dnech při daném typu post-zpracování. Vzorek B s drsností povrchu $R_a = 2,02 \mu\text{m}$ vykázal nejvyšší hodnotu kontaktního úhlu ze všech měření po post-zpracování ve vakuu a jeví se jako nejvhodnější varianta pro výrobu hydrofobních povrchů.

Proces post-zpracování ve vakuové komoře po dobu několika hodin významně zrychlí přechod mezi hydrofilním a hydrofobním stavem. Umožní tak vytvoření hydrofobních povrchů i z topografií, které nejsou tak přesné jako na zařízeních s ultrakrátkými délkami pulzu v řádech pikosekund a femtosekund. Výhodou je cena a dostupnost laserové zařízení a také čas výroby. Výroba vzorku o velikosti plochy 12x12 mm trvá při rychlosti šrafování 120 mm/s necelých 5 minut a je potenciál tento proces dále zproduktivnit.

Trvanlivost funkčních vlastností povrchu pro hydrofilní stav je bezproblémová. Povrchy mají mírnou tendenci se s časem přibližovat k hydrofobní oblasti, avšak tento jev může být potlačen ultrazvukovým vyčištěním vzorku v destilované vodě. Trvanlivost hydrofobních povrchů se také jeví konstantní při aplikování kapky opakovaně. Pokud ale dojde k vyčištění vzorku v ultrazvuku, tak vzorek své hydrofobní vlastnosti ztrácí a vrací se zpět do hydrofilního stavu. Pravděpodobnou příčinou je odstranění povrchové vrstvy navázaných



nepolárních oxidů, které způsobují hydrofobní stav. Řešením může být vytvoření preciznější topografie, která více podporuje hydrofobní stav.

Laserem vytvářené povrchy mají potenciál při výrobě povrchů s hydrofilními vlastnostmi, které by mohly podporovat kultivaci buněk a tím lepší zarůstání implantátů do kosti. Dále je laserem možné připravit povrchy, které následným post-zpracováním získají hydrofobní vlastnosti, které mohou přispět k odpuzování bakterií a k zamezení vyloučení implantátu z lidského těla.



Seznam použité literatury

1. MALSHE, A. K. RAJURKAR a ET AL. Bio-inspired functional surfaces for advanced applications. *CIRP Annals*, 2013, č. 62, s. 607-28. ISSN 0007-8506.
2. HECHT, J. Short history of laser development. Auburndale: Optical Engineering, 2010, **49** (9). DOI: 10.1117/1.3483597.
3. IPG Photonics. *IPG Technology* [online]. 2017 [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: <https://www.ipgphotonics.com/en/whylpg>
4. Laserové systémy. *HiLASE* [online]. 2017 [cit. 2019-06-29]. Dostupné z: <https://www.hilase.cz/nabizime/pristrojove-vybaveni/laserove-systemy/>
5. BUCHFINK, G. *The Laser as a Tool*. Wutzburg: Vogel Communications Group GmbH & Co. KG, 2007. ISBN 978-3-8343-3072-7.
6. KOŘÁN, P. Lasery a optika. In: *SERIÁL NA TÉMA LASERY - ZÁKLADNÍ PRINCIP LASERU A JEJICH DĚLENÍ* [online]. 19. 2. 2013 [cit. 2019-03-29]. Dostupné z: <http://www.lao.cz/lao-info-49/serial-na-tema-lasery---zakladni-princip-laseru-a-jejich-deleni-127>
7. REICHL, J. a M. VŠETIČKA. Multimediální Encyklopedie Fyziky (MEF). In: *Emise a absorpce světla* [online]. 5. 6. 2012 [cit. 2019-01-15]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/776-emise-a-absorpce-svetla>
8. LAPŠANSKÁ, H. Portál moderní fyziky. In: *Laserové technologie v praxi* [online]. 13. 12. 2010 [cit. 2019-03-29]. Dostupné z: <https://fyzika.upol.cz/cs/system/files/download/vujtek/granty/laser.pdf>
9. VRBOVÁ, M. a H. JELÍNKOVÁ. *Úvod do laserové techniky*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1998. ISBN 80-01-01108-9.
10. F-Theta Scan Lenses. *THORLABS* [online]. [cit. 2019-07-14]. Dostupné z: https://www.thorlabs.com/NewGroupPage9.cfm?ObjectGroup_ID=6430
11. SCANLAB GMBH. SCANLAB. In: *Polygon Scanner Systems* [online]. 2018 [cit. 2019-04-04]. Dostupné z: <https://www.scanlab.de/sites/default/files/PDF-Dateien/Data-Sheets/Polygon-Scanner-Systems-NST-SCANLAB.pdf>
12. DANILOV, P. A. E. P. LITOVKO a E. ALL. High-performance femtosecond laser fabrication of plasmon elements using DOE. *AIP Conference Proceedings*. 2017, **1874** (1) [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1063/1.4998077.
13. MRŇA, L. a P. HORNÍK. Pokročilé metody laserového svařování. *MM Průmyslové spektrum*. MM Spektrum, 2017, č. 3, s. s. 104 [cit. 2019-05-15]. 170332.



14. D'ADDONA, D. a ET AL. Laser Ablation of Primer During the Welding Process of Iron Plate for Shipbuilding Industry. *Procedia CIRP*, 2015, č. 33 [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1016/j.procir.2015.06.055.
15. STUTZ, G. Photonics Buyers' Guide. *Polygonal Laser Scanners: Fitting the Elements to the Task* [online]. 2019 [cit. 2019-05-15]. Dostupné z: https://www.photonics.com/Articles/Polygonal_Laser_Scanners_Fitting_the_Elements_to/a25488
16. *CIRP Annals*. 2002, **51** (2), 531-550 s. [cit. 2019-03-29]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)61699-0](https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)61699-0)
17. ČERMÁK, A. *Laser v procesech mikroobrábění monolitních řezných nástrojů*. Plzeň: Západočeská Univerzita v Plzni, Fakulta strojní, 2017.
18. DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING. Advanced Manufacturing Laboratory. In: *Section 2.9: Reflection and Absorption of Laser Beams* [online]. 22. 10. 2018 [cit. 2018-12-14]. Dostupné z: <http://www.aml.engineering.columbia.edu/ntm/level2/ch02/html/l2c02s09.html>
19. Fyzikální praktikum pro nefyzikální obory. In: *Ústav fyzikální elektroniky, Přírodovědecká fakulta, Masarykova univerzita, Brno* [online]. 2015 [cit. 2019-04-16]. Dostupné z: http://www.physics.muni.cz/kof/vyuka/fpno_07.pdf
20. KURZYNOWSKI, T. a E. CHLEBUS. Parameters in Selective Laser Melting for processing metallic powders. *Proceedings of SPIE*. Proceedings of SPIE, 2012, **8239** (8239) [cit. 2019-05-15]. DOI: 10.1117/12.907292.
21. LASCAM.cz. *Rozdělení laserů* [online]. 2. 8. 2015 [cit. 2019-03-15]. Dostupné z: <https://www.lascam.cz/rozdeleni-laseru/>
22. LUCAS, L. a J. ZHANG. Industrial Laser solutions for manufacturing. In: *Femtosecond laser micromachining: A back-to-basics primer* [online]. 7. 1. 2012 [cit. 2018-12-27]. Dostupné z: <https://www.industrial-lasers.com/articles/print/volume-27/issue-04/features/fermtosecond-laser-micromachining-a-back-to-basics-primer.html>
23. CanadianMetalworking.com. *The Quickening Pulse of Laser Machining* [online]. 12. 5. 2016 [cit. 2019-03-15]. Dostupné z: <https://www.canadianmetalworking.com/article/metalworking/the-quickening-pulse-of-laser-machining>
24. OPHIRBLOG. Ophir Photonics blog. In: *Laser Peak Power and Average Power: What's the Difference?* [online]. 8. 1. 2014 [cit. 2019-03-29]. Dostupné z: <https://www.ophiropt.com/blog/laser-measurement/laser-peak-power-and-average-power-whats-the-difference/>



25. VERO, A.. Teaneck laser dentist. In: *Laser definitions* [online]. 13. 8. 2015 [cit. 2019-03-29]. Dostupné z: <http://www.teanecklaserdentist.com/assets/docs/LaserDefinitions.pdf>
26. LEITZ, K. H. a B. REDLINGSHÖFER. Metal Ablation with Short and Ultrashort Laser Pulses. Erlangen, Německo: Physics Procedia, 2011, č. 12, s. 230-38 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1016/j.phpro.2011.03.128.
27. DAHOTRE, N. B. a S. P. HARIMKAR. *Laser Fabrication and Maching of Materials*. New York: Springer Science + Business Media, LLC, 2008. ISBN 978-0-387-72343-3.
28. SPI Lasers. *What is Laser Ablation?* [online]. 2018 [cit. 2018-12-29]. Dostupné z: <https://www.spilasers.com/application-ablation/what-is-laser-ablation/>
29. ZHENG, B. G. JIANG a ET AL. Surface ablation and threshold determination of AlCu4SiMg aluminum alloy in picosecond pulsed laser *Optics & Laser Technology*. Optics and Laser Technology, 2017, **94** (1), 267-78 [cit. 2019-03-05]. ISSN 0030-3992.
30. Industrial-laser solutions. *Enhancing laser thin-film ablation* [online]. [cit. 2015-01-26]. Dostupné z: <https://www.industrial-lasers.com/articles/print/volume-30/issue-1/features/enhancing-laser-thin-film-ablation.html>
31. MANNION, P. E. A. Ablation thresholds in ultrafast laser micromachinig of common metals in air. Opto Ireland. International Society for Optics and Photonics, 2003, s. 470-78.
32. SANNER NICOLAS, E. A. Measurement of femtosecond laser-induced damage and ablation thresholds in dielectrics. *Applied Physics A*, 2009, č. 94, s. 889-97 [cit. 2019-01-24]. DOI: 10.1007/s00339-009-5077-6.
33. ION, J. C. *Laser processing of engineering materials: principles, procedure and industrial application*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2005. ISBN 0-7506-6079-1.
34. SILFVAST, W. T. *Laser Fundamentals*. Cambridge: Cambringe University Press, 2004. ISBN 0-521-83345-0.
35. COHERENT, I. Coherent. *Femtosecond Lasers* [online]. [cit. 2019-03-29]. Dostupné z: <https://www.coherent.com/lasers/main/femtosecond-lasers>
36. ŠTRAJBLOVÁ, J. Matfyz. In: *Nobelova cena za fyziku 2018* [online]. 22. 10. 2018 [cit. 2019-05-15]. Dostupné z: <https://www.matfyz.cz/clanky/1228-nobelova-cena-za-fyziku-2018>



37. KELLER, U. a L. GALLMANN. ETH Zurich, Physics Department. In: *Ultrafast Laser Physics, Chapter 6: Q-switching* [online]. 2002 [cit. 2018-12-27]. Dostupné z: https://www.ethz.ch/content/dam/ethz/special-interest/phys/quantum-electronics/ultrafast-laser-physics-dam/education/lectures/ultrafast_laser_physics/lecture_notes/6_Q-switching.pdf
38. PASCHOTTA, R. Q Switching. *Encyclopedia of Laser Physics and Technology*, 2008 roč. 1. edice [cit. 2018-12-27]. ISBN 978-3-527-40828-3. Dostupné z: https://www.rp-photonics.com/q_switching.html
39. SILFVAST, W. T. *Laser fundamentals*. 2. Cambridge: Cambridge University Press, 2004. ISBN 0-521-83345-0.
40. PASCHOTTA, R. *Mode locking*. Zürich: Wiley-VCH, 2008. ISBN 978-3-527-40828-3.
41. DITMIRE, T. High-power Lasers. *American Scientist*, 2010, **98** (5). DOI: 10.1511/2010.86.394.
42. TANAKA, T. a J. LEE. Interfacial Free Energy and Wettability. *Process Phenomena*, 2014, č. 2, s. 61-77 [cit. 2018-09-04]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780080969848000252>
43. NOVÁK, J. A. K. *Fyzikální chemie* [bakalářská práce].. VŠCHT Praha, 2008 [cit. 2018-09-03]. ISBN 978-80-7080-675-3.
44. KONG, T. G. LUO a E. ALL. Bioinspired Superwettability Micro/Nanoarchitectures: Fabrications and Applications. *Advanced functional materials*. *Advanced Functional Materials*, 2019, **29** (11) [cit. 2019-05-15]. DOI:10.1002/adfm.201808012.
45. DataPhysics. In: *Sessile drop method — Optical determination of the contact angle* [online]. 2016 [cit. 2018-25-09]. Dostupné z: <https://www.dataphysics-instruments.com/knowledge/understanding-interfaces/sessile-drop-method/>
46. YANEZ-SOTO, B. M. J. MANNIS a I. R. SCHWAB. Interfacial Phenomena and the Ocular Surface. *Clinical Science*, 2014, č. 12, s. 178-201 [cit. 2018-09-25]. DOI: 10.1016/j.jtos.2014.01.004.
47. FARHADI, S. a M. FARZANEH. Anti-icing performance of superhydrophobic surfaces. *Applied Surface Science*, 2011, **14** (257), 6264-69 [cit. 2019-03-05]. DOI: 10.1016/j.apsusc.2011.02.057.
48. JAGDHEESH, R. M. DIAZ a J. L. OCANA. Bio inspired self-cleaning ultrahydrophobic aluminium surface by laser processing. *RSC Advances*, 2016, č. 77, s. 72933-41



- [cit. 2018-08-25]. 6. Dostupné z: <http://pubs.rsc.org/en/Content/ArticleLanding/2016/RA/C6RA12236A#!divAbstract>
49. FADEEVA, E. a V. K. TRUONG. Bacterial Retention on Superhydrophobic Titanium Surfaces Fabricated by Femtosecond Laser Ablation. *Langmuir*, 2010 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: [dx.doi.org/10.1021/la104607g](https://doi.org/10.1021/la104607g)
50. CHAN, C.W. a L. CARSON. Enhancing the antibacterial performance of orthopaedic implant. *Applied Surface Science*, 2017, č. 404, s. 67-81 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apsusc.2017.01.233>
51. *Wear*. 2006, č. 261, 792-796 s. [cit. 2019-05-14]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/222651729_Testing_piston_rings_with_partial_laser_surface_texturing_for_friction_reduction
52. MARTÍNEZ, E. E. ENGEL a J. A. PLANELL. Effects of artificial micro- and nano- structured surfaces on cell behaviour. *Annals of anatomy*, 2008, č. 191, s. 126-35 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0940960208000721?via%3Dihub>
53. SCHEIDELER, L. a J. GEIS-GERSTORFER. Investigation of cell reactions to microstructured implant surfaces. *Materials Science and Engineering C*, 2013, č. 23, s. 455-59 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: [doi:10.1016/S0928-4931\(02\)00321-1](https://doi.org/10.1016/S0928-4931(02)00321-1)
54. HARTJEN, P. O. NADA a N. GULOW. Cytocompatibility of Direct Laser Interference-patterned Titanium Surfaces for Implants. *In vivo*, 2017, č. 31, s. 849-54 [cit. 2018-10-25]. Dostupné z: [doi:10.21873/invivo.11138](https://doi.org/10.21873/invivo.11138)
55. CLARK, P. P. CONNOLLY a A. CURTIS. Topographical control of cell behaviour: II. multiple grooved substrata. *Development*, 1990, č. 108, s. 635-44 [cit. 2018-08-24]. Dostupné z: <http://dev.biologists.org/content/develop/108/4/635.full.pdf>
56. ZHANG, , L. WANGB a E. LEVÄNENA. Superhydrophobic surfaces for the reduction of bacterial adhesion. *RSC Advances*. *RSC Advances*, 2013, č. 30 [cit. 2019-03-10]. DOI: 10.1039/C3RA40497H.
57. MACGREGOR, M. a K. VASILEV. Questions and Answers on the Wettability of Nano-Engineered Surfaces. *Advanced Materials Interfaces*. *Advanced Materials Interfaces*, 2017, 4 (16) [cit. 2019-03-10]. DOI: 10.1002/admi.201700381.
58. LI, X.M. a D. REINHOUDT. What do we need for a superhydrophobic surface? A review on the recent progress in the preparation *Chemical Society Reviews*, 2007, č. 36, s. 1350-68 [cit. 2018-10-03]. DOI: 10.1039/b602486f.



59. Ossila. *Contact Angle: A Guide to Theory and Measurement* [online]. 2019 [cit. 2019-05-14]. Dostupné z: <https://www.ossila.com/pages/contact-angle-theory-measurement>
60. POUCHLÝ, J. *hystereze úhlu smáčení*. VŠCHT Praha, 2005 [cit. 2018-09-05]. Dostupné z: http://147.33.74.135/knihy/uid_es-001/hesla/hystereze_uhlu_smaceni.html
61. BREMUS-KOEBBERLING, E. A. S. STEFAN BECKEMPER a A. GILLNER. Nano structures via laser interference patterning for guided cell growth of neuronal cells. *Journal of laser applications*, 2012, č. 6, s. 24 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2351/1.4730804>
62. BRÅNEMARK, R. a L. EMANUELSSON. Bone response to laser-induced micro- and nano-size titanium. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine*, 2010, č. 7, s. 220-27 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1549963410003576?via%3Dihub>
63. CHUN, D.M. a C.V. NGO. Fast fabrication of superhydrophobic metallic surface using nanosecond laser texturing and *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 2016, č. 65, s. 519-22 [cit. 2018-10-05]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cirp.2016.04.019>
64. LAYROLLE, P. L. A. LE GUÉHENNEC a Y. SOUEIDAN. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*, 2007, č. 23, s. 844-54 [cit. 2018-09-03]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.06.025>
65. RAIMBAULT, O. S. BENAYOUN a K. ANSELME. The effects of femtosecond laser-textured Ti-6Al-4V on wettability and cell response. *Materials Science and Engineering: C*, 2016, č. 69, s. 311-20 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493116306415>
66. JAGDHEESH, R. M. DIAZ a L. J. OCANA. Robust fabrication of m-patterns with tunable and durable wetting properties: hydrophilic to Madrid: *Journal of Materials Chemistry A*, 2017, č. 5 [cit. 2018-08-25]. DOI: 10.1039/c7ta01385j.
67. Velký lékařský slovník. *Biokompatibilita* [online]. 1998 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/biokompatibilita>
68. Academia.cz. *Biokompozitní náhrady kostní tkáně* [online]. [cit. 2018-Srpen-01]. Dostupné z: <http://www.academia.cz/uploads/media/preview/0001/04/b9737ed6679dc700e541b15ef0a583abef32e8a9.pdf>
69. MACEK, J. *Kovové materiály*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2006. ISBN 80-01-03513-1.



70. BENEŠ, L. users.fs.cvut.cz. In: *05_Slitiny titanu* [online]. 2011 [cit. 2019-01-02]. Dostupné z: users.fs.cvut.cz/libor.benes/vyuka/matlet/05_Slitiny%20Ti.ppt
71. LOSERTO VÁ, M. In: *sylaby přednášek Slitiny nž kovů pro automobilový průmysl* [online]. 2009 [cit. 2018-01-02]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/18203067-Titan-a-jeho-slitiny-cisty-titan-slitiny-titanu-a-slitiny-na-bazi-intermetalických-fazi-tial-a-ti-3-al-slitiny-na-bazi-tini-jev-tvarove-pameti.html>
72. NOVAES, A. B. a S. L. SOUZA. Influence of Implant Surfaces on Osseointegration. *Braz Dent J*, 2010, č. 21, s. 471-81 [cit. 2018-09-03]. ISSN 0103-6440.
73. WENNERBERG, A. a T. ALBREKTSSON. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000, č. 15, s. 331-44 [cit. 2018-09-04].
74. HEALY, K. C. THOMAS a A. REZANIA. Kinetics of bone cell organization and mineralization on materials with patterned surface chemistry. *Biomaterials*, 1996, č. 17, s. 195-208 [cit. 2018-09-04]. DOI:10.1016/0142-9612(96)85764-4.
75. STARÝ, V. *Biomateriály a biotolerance*. Praha: Fakulta strojní, ČVUT.
76. T. ALBREKTSSON, P.I. B. H.A. H. & J. L. Osseointegrated Titanium Implants: Requirements. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1981, č. 52/2, s. 155-70 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3109/17453678108991776>
77. Biohorizons. In: *Laser-lok microchannels-clinical overview* [online]. 1. červen. 2017 [cit. 2018-10-06]. Dostupné z: <https://vsr.biohorizons.com/GetDocument?DocumentId=43809>
78. SMEETS, R. a B. STADLINGER. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *BioMed Research International*, 2016, s. 16 [cit. 2018-10-07]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1155/2016/6285620>
79. Esthetx dental-clinic.eu. *Zubní implantáty* [online]. [cit. 2019-03-30]. Dostupné z: <http://esthetxweb.webmium.com/zubni-implantaty>
80. LJUPCHO PRODANOV, E. L. J. W. In vivo comparison between laser-treated and grit blasted/acid etched titanium. *Clinical Oral Implants Research*. *Clinical Oral Implants Research*, 2014, č. 25, s. 234-39 [cit. 2018-září-03]. DOI: 10.1111/clr.12109.
81. TU Wien. *Optische 3D-Messtechnik* [online]. 2019 [cit. 2019-03-24]. Dostupné z: <https://www.ift.at/forschungsbereiche/produktions-messtechnik-und-qualitaet/optische-3d-messtechnik/>



82. DataPhysics Instruments. *OCA – Optical contact angle measuring and contour analysis systems* [online]. 2019 [cit. 2019-03-24]. Dostupné z: <https://www.dataphysics-instruments.com/products/oca/>
83. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 9-12. 2013, č 66 [cit. 2019-05-28]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00170-012-4456-x>
84. Business Wire. In: *New Initiative Combines Industrial 3D Printing with Free Medical-Implant Design Software* [online]. 2013 [cit. 2018-srpen-25]. Dostupné z: <https://www.businesswire.com/news/home/20131010005166/en/New-Initiative-Combines-Industrial-3D-Printing-Free/>
85. PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA, UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI. Katedra biofyziky, Přírodovědecká fakulta. In: *3. Absorpční spektroskopie* [online]. 2016 [cit. 2018-12-15]. Dostupné z: <http://biofyzika.upol.cz/userfiles/file/OSP1-3Web.pdf>
86. CUNHA, A. A.M. ELIE a L. PLAWINSKI. Femtosecond laser surface texturing of titanium as a method to reduce the adhesion of Staphylococcus *Applied Surface Science*, 2015, č. 360, s. 485-93 [cit. 2018-07-25]. DOI: 10.1016/j.apsusc.2015.10.102.
87. DENG, D. W. WAN a Y. XIE. Fabrication of porous copper surfaces by laser micromilling and their wetting properties. *Precision Engineering*, 2017, č. 49, s. 428-39 [cit. 2018-09-17]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.precisioneng.2017.04.005>
88. ZHANG, R. a Y. WAN. Preparation of micro-nanostructure on titanium implants and its bioactivity. *Trans. Nonferrous Met. Soc. China*, 2016, č. 26, s. 1019-24 [cit. 2018-08-23]. DOI: 10.1016/S1003-6326(16)64217-6.
89. GNILITSKYI, J. *High-speed manufacturing of highly regular femtosecond laser-induced periodic surface structures: 7. Scientific Report*, 2017 [cit. 2018-10-04]. DOI:10.1038/s41598-017-08788-z.
90. MÜLLER, F. A. C. KUNZ a GRÄF. Bio-Inspired Functional Surfaces Based on Laser-Induced Periodic Surface Structures. Jena, Německo: *Materials*, 2016, 9 (6) [cit. 2018-10-04]. DOI:10.3390/ma9060476.

Seznam obrázků

Obr. 1: Princip stimulované emise [6]	13
---	----



Obr. 2: Schématické znázornění fokusování paprsku pomocí F-theta čočky [10].....	14
Obr. 3: Schéma a) polygonální skener [15], b) galvo skenovací hlava (upraveno) [14]	14
Obr. 4: Graf závislosti intenzity výkonu na délce pulzu pro výběr laserových technologických operacích [16]	15
Obr. 5: Schéma procesů v materiálu při dopadu záření [19].....	16
Obr. 6: Graf absorpce v závislosti na vlnové délce pro vybrané materiály [20].....	17
Obr. 7: Schematický obrázek teplotního ovlivnění při obrábění krátkými a ultra-krátkými pulzy [22].....	18
Obr. 8: Ukázka obrábění nanosekundovým vs. femtosekundovým laserem- kvalita povrchu [22]	19
Obr. 9: Schéma vlivu délky pulzu na rychlost a kvalitu mikroobrábění [23]	19
Obr. 10: Graf závislosti energie na čase pro špičkový výkon (práce autora).....	20
Obr. 11: Schématické znázornění procesu ablace, a) termální ablace, b) atermální ablace [26].....	21
Obr. 12: Dvouteplotní ablační model interakce ultrakrátkých laserových pulzů s materiálem [26]	22
Obr. 13: Rostoucí průměr svazku se zvyšující se energie v pulzu [29]	23
Obr. 14: Princip generování pulsu v módu Q-switching [37].....	27
Obr. 15: Schématické znázornění vln šířících se rezonátorem tzv. módů – reprezentovaných modrými čarami, a jejich interference - červená čára [40]	28
Obr. 16: Foto kapek na různě smáčivých površích - na hydrofobním, hydrofilním a superhydrofobním (upraveno) [45]	29
Obr. 17: Youngův model smáčivosti	30
Obr. 18: Schématické znázornění rozdíl mezi Wenzelovým modelem (A) a modelem Cassie-Baxter (B) [46]	31
Obr. 19: a) plavky ze speciální tkaniny s povrchovou strukturou žraločí kůže, b) problém ulpívání námrazy na křídlech letadel, c) trup ponorky, který by bylo možné strukturovat pro snazší plavbu	31
Obr. 20: Výběr přírodních povrchů se specifickou smáčivostí [44]	32
Obr. 21: Schématické znázornění rozdílu mezi efektem lotosového listu a efektem okvětních lístků růže pro hydrofobní a superhydrofobní stav [57]	33
Obr. 22: Efekt samočištění: a) kapka s velmi vysokým kontaktním úhlem sklouzne z povrchu pryč i s případnými nečistotami, b) zatímco kapka na hydrofilním povrchu efekt samočištění nemá [56].....	34
Obr. 23: Měření kontaktního úhlu smáčení pomocí naklánějící se destičky [43]	35
Obr. 24: Schematické znázornění činnosti přístroje na měření kontaktního úhlu [59]	36



Obr. 25: Nepřímá metoda měření kontaktního úhlu [43]	37
Obr. 26: Hystereze úhlu smáčení [60]	37
Obr. 27: Vytvořená struktura s výkonem 1 W, skenovací rychlostí 40 mm/s a frekvencí 100 kHz. Rozteč drah: A -20 μm , B -25 μm , C -30 μm , D - 35 μm [66].....	38
Obr. 28: Graf závislosti kontaktního úhlu na rozteči drah laserového paprsku pro různé časové intervaly ve vakuu [66]	39
Obr. 29: Model rozdílů smáčivosti pro neovlivněný (vlevo) a strukturovaný povrch (vpravo) [66].....	39
Obr. 30: Schematické znázornění vlivu vodní páry na chemisorpci organických molekul na vzduchu a za vystavení vysokému vakuu [66]	40
Obr. 31: Obrázky z mikroskopu v různých zvětšeních pro vytvořenou struktura pomocí ns laseru [63]	41
Obr. 32: Graf závislosti kontaktního úhlu na čase pro vzorky s různou roztečí struktury při ponechání na vzduchu [63].....	41
Obr. 33: Graf závislosti kontaktního úhlu na čase pro vzorky s různou roztečí struktury po procesu žíhání [63].....	42
Obr. 34: Schéma profilu drsnosti (upraveno) [75].....	45
Obr. 35: Schématické znázornění různých typů interakce mezi implantátem a kostí u zubních implantátů [76].....	46
Obr. 36: a) porovnání klasického implantátu a laserového implantátu v testu úbytku kosti [77], b) popis dentálního implantátu (upraveno) [79]	47
Obr. 37: Detail implantátu od firmy BioHorizons [78].....	47
Obr. 38: Srovnání topografie (horní obrázek) a růstu buněk (obrázek dole) na laserem ovlivněném povrchu (vlevo) a povrchu tryskaného a leptaného kyselinou (vpravo) [80]..	48
Obr. 39: Laserové zařízení LD50s s nanosekundovou délkou pulzu	50
Obr. 40: Graf reálného výkonu laseru pro vybrané frekvence, měřeno 3/2019.....	51
Obr. 41: Optický mikroskop firmy Laboratory Imaging s příslušenstvím.	51
Obr. 42: Měřicí zařízení IFM od firmy Alicona Imagining GmbH (upraveno) [81].....	52
Obr. 43: Schématické uspořádání zařízení pro měření smáčivosti typu OCA (vlevo)- (černě - rám, zeleně -výsuvný stůl, červeně- kamera, modře- aplikační jehla s kapalinou); konkrétní použité zařízení pro měření - OCA 15 (vpravo). [82].....	53
Obr. 44: Graf závislosti nastaveného výkonu na měřeném pro frekvenci 1000 Hz	54
Obr. 45: Procesní parametry související s kinematikou stroje -strategie překrývání pulzů [17].....	56
Obr. 46: Ukázka obecné podoby matice vzorků pro vliv P, f, Sp a H.....	57
Obr. 47: Graf hodnotí drsnosti polotovarů po soustružení	59



Obr. 48: Rozmístění jednotlivých topografií na testovacím polotovaru pro postprocessing	60
Obr. 49: Strategie vytváření povrchu podobného pískovanému - dráhy přejezdů laseru ..	60
Obr. 50: Laserem obrobený vzorek pro test post-procesních úprav povrchu	61
Obr. 51: 3D výšková mapa vytvořených topografií - a) vzorek A1, b) vzorek B1, c) vzorek C1	62
Obr. 52: Drsnost Ra vzorků A-C ve všechna opakování 1-3	63
Obr. 53: Drsnost Rz vzorků A-C ve všechna opakování 1-3	63
Obr. 54: Graf průběhu čerpání difúzní vývěvou do oblasti nízkých tlaků	64
Obr. 55: Lineární regrese z naměřených průměrů ablovaných bodů pro výpočet ablačního prahu	65
Obr. 56: Foto průběhu testování ablačního prahu z mikroskopu	66
Obr. 57: Graf závislosti hloubky úběru na překrytí pulzů Sp pro frekvenci 6000 Hz	67
Obr. 58: Graf závislosti hloubky úběru na překrytí pulzů Sp pro frekvenci 3000 Hz	67
Obr. 59: Graf závislosti hloubky úběru materiálu v závislosti na rozteči drah pro frekvenci 3000 Hz	68
Obr. 60: Graf závislosti odebraného materiálu v závislosti na intenzitě energie	69
Obr. 61: 2D pohled na vzorek 2C-1 z hlavní experimentální matice	70
Obr. 62: 3D pohled na vzorek 2C-1 z hlavní experimentální matice	70
Obr. 63: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro referenční vzorek	72
Obr. 64: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro vzorek z trouby	73
Obr. 65: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro vzorek ze sáčku	73
Obr. 66: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro vzorek z vakuové komory	74
Obr. 67: Časová závislost změny kontaktního úhlu pro jednotlivá post-procesní zpracování povrchu pro všechny vzorky A-C	75
Obr. 68: Vliv procesu čištění na smáčivost vzorků s různým druhem post-procesního zpracování	77
Obr. 69: Návrh vzorku pro opakování testů ve vakuové komoře (vlevo), realizace vzorku (vpravo)	78
Obr. 70: Vakuová komora s turbomolekulární vývěvou použita u druhého experimentu ..	78
Obr. 71: Graf ukazující vliv šestnácti hodin ve vakuové komoře na úhel smáčivosti	79
Obr. 72: Vlevo - kapičky na vzorcích z vakua focené telefonem z boku, Vpravo – vyhodnocený kontaktní úhel z měřicího přístroje OCA -15	79
Obr. 73: Graf závislosti kontaktního úhlu na čase pro vzorky s post-zpracováním ve vakuové komoře pro první i druhý experiment	80



Obr. 74: Výsledné grafické závislosti kontaktního úhlu v závislosti na čase pro topografie A-C	83
Obr. 75: Vliv post-zpracování ve vakuu na kontaktní úhel a následné měření po dalších 5 dnech	85
Obr. 76: Graf závislosti kontaktního úhlu pro jednotlivé topografie pro post-zpracování ve vakuu a čištění	86
Obr. 77: Graf závislosti kontaktního úhlu na parametru drsnosti povrchu Ra pro jednotlivé topografie s ohledem na druh post-zpracování	87



Seznam tabulek

Tabulka 1: Kovové materiály pro lidské tělo. [66]	43
Tabulka 2: Přepočítání nastaveného výkonu na reálný výkon laserového zařízení	54
Tabulka 3: Zvolené procesní parametry laseru pro matici vzorků	57
Tabulka 4: Drsnost soustružených polotovarů	58
Tabulka 5: Parametry laseru pro výrobu vzorků.....	61
Tabulka 6: Drsnost vzorků A-C, změřeno na mikroskopu IFM Alicona.....	62
Tabulka 7: Hodnoty z měření ablačního prahu.....	65
Tabulka 8: Parametry laseru pro nejlepší vzorek z hlediska kvality povrchu	69
Tabulka 9: Výsledky měření smáčivosti na referenčním vzorku:.....	71



Seznam příloh

Elektronické přílohy

1. CD s diplomovou prací