



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE

INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

# MODERNÍ DOKONČOVACÍ METODY OPRACOVÁNÍ IMPLANTÁTŮ

MODERN FINISHING METHODS OF IMPLANT PROCESSING

## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

## AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tomáš Večeřa

## VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.

BRNO 2022

# Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav strojírenské technologie  
Student: **Tomáš Večeřa**  
Studijní program: Strojírenství  
Studijní obor: Základy strojírenského inženýrství  
Vedoucí práce: **prof. Ing. Miroslav Piška, CSc.**  
Akademický rok: 2021/22

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

## Moderní dokončovací metody opracování implantátů

### Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Kloubní implantáty z kovových i nekovových materiálů patří mezi výrobky s nejvyššími požadavky na strukturní kvalitu i opracování. V současnosti bylo vyvinuto několik metod dokončovacích technologií. Práce se zabývá jejich rešerší i návrhem srovnávacích zkoušky a porovnáním dosažených výsledků.

### Cíle bakalářské práce:

Rešerše materiálů kloubních implantátů, metod jejich výroby.  
Popis moderních dokončovacích metod opracování.  
Návrh srovnávací zkoušky.  
Vyhodnocení dosažených výsledků, doporučení pro praxi.

### Seznam doporučené literatury:

LIU, S., SHIN, Y. C. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review. *Materials and Design* 164. 2019. 107552, pp.1-23.

KUNČICKÁ, L., KOCICH, R., LOWE, T. C. Advances in metals and alloys for joint replacement. *Progress in Materials Science* 88, 2017. pp. 232–280.

POLISHETTY, A., LITTELEFAIR, G., KUMAR, P. Machinability Assessment of Titanium Alloy Ti-6Al-4V for Biomedical Applications *Advanced Materials Research*, Vols. 941-944, 2014. pp.1985-1990.

MURR, L., ESQUIVEL, E., QUINONE, S., GAYTAN, S., LOPEZ, M., MARTINEZ, E. et al. Microstructures and mechanical properties of electron beam-rapid manufactured Ti-6Al-4V biomedical prototypes compared to wrought Ti-6Al-4V, *Materials Characterization*. 60. 2009. pp. 96–105.

AXINTE, D. et al. Machining of biocompatible materials – Recent advantages. CIRP Annals – Manufacturing Technology 68 (2019) 629-652.

YANFENG, G. et al. An experimental research on the machinability of a high temperature titanium alloy BTi-6431S in turning process. Manufacturing Review (2018). 5. 12.  
10.1051/mfreview/2018011

NARUTAKI, N.; MURAKOSHI, A.; MOTONISHI, S.; TAKEYAMA, H. Study on machining of titanium alloys. CIRP Ann. 1983, 32, 65–69.

SUN, F., S. QU, G. LI, Y. PAN a X. LI. Comparison of the machinability of titanium alloy forging and powder metallurgy materials. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology [online]. London: Springer London, 2016, 85(5-8), pp. 1529-1538.

Drag machines. Available from: <https://www.otec.de/en/products/mass-finishing/drag-finishing-machines/df-series/>

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2021/22

V Brně, dne

L. S.

---

Ing. Jan Zouhar, Ph.D.  
ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
děkan fakulty

## **ABSTRAKT**

Tato práce přináší obecný přehled o kloubních implantátech a přehled současných používaných materiálů a metod výroby implantátů, včetně aditivních metod. Větší pozornost je věnována dokončovacím metodám omílání a nové metodě elektrolytického čištění za sucha systému DLyte. V experimentální části je navržen experiment pro vyhodnocení a porovnání vlivu systému DLyte na povrch vzorku. Připraveno je šest vzorků ze slitiny titanu Ti6Al4V o různých vstupních drsnostech. Jejich vstupní struktura povrchu je analyzována.

### **Klíčová slova**

DLyte, dokončovací technologie, kloubní implantát, struktura povrchu

## **ABSTRACT**

This paper provides a general overview of joint implants and an overview of used contemporary materials and methods of fabrication of implants, including additive methods. More attention is paid to finishing methods of drag finishing and a new method of dry electropolishing used in DLyte system. In the experimental part, an experiment for analyzing and comparing the effect of DLyte system on a sample surface is proposed. Six samples of titanium alloy Ti6Al4V with different initial roughness are prepared. Their initial surface structure is studied.

### **Key words**

DLyte, finishing methods, joint implant, surface structure

---

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

VEČEŘA, Tomáš. *Moderní dokončovací metody opracování implantátů*. Brno, 2022. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/140125>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. Vedoucí práce Miroslav Píška.

---

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou/diplomovou práci na téma Moderní dokončovací metody opracování implantátů vypracoval samostatně s využitím uvedené literatury a podkladů, na základě konzultací a pod vedením vedoucího práce.

.....  
místo, datum

.....  
Tomáš Večeřa

---

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji tímto prof. Ing. Miroslavu Píškovi, CSc. za cenné připomínky a rady, které mi poskytl při vypracování bakalářské práce.

---

**OBSAH**

ÚVOD .....	9
1 KONTEXT ROZEBÍRANÉ PROBLEMATIKY .....	10
1.1 Stárnoucí populace .....	10
1.2 Kloubní implantáty .....	11
1.2.1 Kolenní implantáty .....	12
1.2.2 Kyčelní implantáty .....	12
1.2.3 Současné metody implantace kloubních implantátů .....	13
1.3 Metody měření povrchu .....	14
1.3.1 Dotykové měřicí přístroje .....	14
1.3.2 Bezdotykové měřicí přístroje .....	15
1.4 Metody vyhodnocování povrchu .....	17
2 TEORETICKÝ ROZBOR PROBÍRANÉ PROBLEMATIKY .....	20
2.1 Materiály implantátů .....	20
2.1.1 Korozi-vzdorné oceli .....	20
2.1.2 Kobaltové slitiny .....	21
2.1.3 Slitiny titanu .....	22
2.1.4 Tantal .....	23
2.1.5 Slitiny hořčíku .....	24
2.1.6 Keramika .....	24
2.2 Metody výroby implantátů .....	25
2.2.1 Odlévání .....	26
2.2.2 Metody Rapid Prototyping .....	26
2.2.3 Frézování a soustružení .....	28
2.2.4 Nekonvenční způsoby obrábění .....	29
2.3 Dokončovací metody .....	29
2.3.1 Omílání .....	30
2.3.2 Elektrolytické leštění za sucha – Systém DLyte .....	31
3 SROVNÁVACÍ ZKOUŠKA .....	37
3.1 Příprava vzorků .....	37
3.2 Analýza povrchu vzorků před úpravou systémem DLyte .....	40
3.3 Analýza povrchu vzorků po úpravě systémem DLyte a porovnání výsledků .....	43
ZÁVĚR .....	44
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ .....	45
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK .....	50

## ÚVOD

Poslední roky jsou kloubní implantáty velmi aktuální téma a jejich důležitost se v nejbližší budoucnosti bude pouze zvyšovat. Tato problematika je tedy velice zajímavá a stále se rozvíjející. V roce 2017 představila společnost GPAINNOVA novou dokončovací metodu nazvanou elektrolytické čištění za sucha, která slibuje možnost obrábění komplexních struktur na velmi nízké hodnoty drsnosti. Vzhledem k rozvoji používání aditivních metod při výrobě implantátů je tedy zájem o studium této metody a její případné využití právě pro dokončovací úpravy povrchu implantátů. Ovšem kromě medicínské aplikace tato metoda může najít uplatnění i v jiných sektorech, kde je potřeba velmi hladkých povrchů.

Hlavním konkurentem této metody je omílání, které také patří k novým technologiím, které se na trhu objevili v posledním desetiletí. Na rozdíl od systému DLyte ovšem existuje již mnoho studií, které se omíláním zabývali a dále zabývají. Nabízí se tedy srovnání těchto metod z mnoha různých hledisek. Jako nezákladnější parametr pro toto srovnání je právě dosažitelná struktura povrch každou z metod, kterou se tato práce zabývá.

## 1 KONTEXT ROZEBÍRANÉ PROBLEMATIKY

Dnes je již dobře známým a prostudovaným jevem stárnutí lidské populace. Tento trend bylo možné poprvé pozorovat ve vyspělých zemích počátkem druhé poloviny dvacátého století. V následujících desetiletích se tento trend začal projevovat i v rozvojových státech a počátkem nového tisíciletí již jde vidět se projevilo na demografickém složení všech zemí světa. Z posledních dat vyplývá, že tento trend ani po více než půl století nezpomaluje, naopak ve většině koutů světa ještě pořád zrychluje [1].

Existuje mnoho různých způsobů, jak zobrazit v datech tento proces, přesto jedním z nejvíce vypovídajících, a přitom jedním z nejjednodušších způsobů, je obyčejný věkový medián. Tedy věková hranice, která rozděluje populaci na dvě stejně početné skupiny. V tab. 1 lze vidět, že proces stárnutí populace nezpomaluje, a podle predikcí do budoucna ještě dlouho zpomalovat nebude.

Tab. 1 Věkový medián v celosvětové populaci [2].

Rok	1950	1970	1990	2000	2010	2020	2050	2100
Věkový medián	23,6	21,5	24,0	26,3	28,5	30,9	36,1	41,6

Na rozdíl od celosvětového mediánu se věkový medián západních zemí, kde se tento trend začal objevovat jako první, pohybuje již dnes nad hranicí čtyřiceti let (viz tab. 2).

Tab. 2 Věkový medián ve České republice [2].

Rok	1950	1970	1990	2000	2010	2020	2050	2100
Věkový medián	32,5	33,6	35,3	37,5	39,6	43,3	47,9	47,8

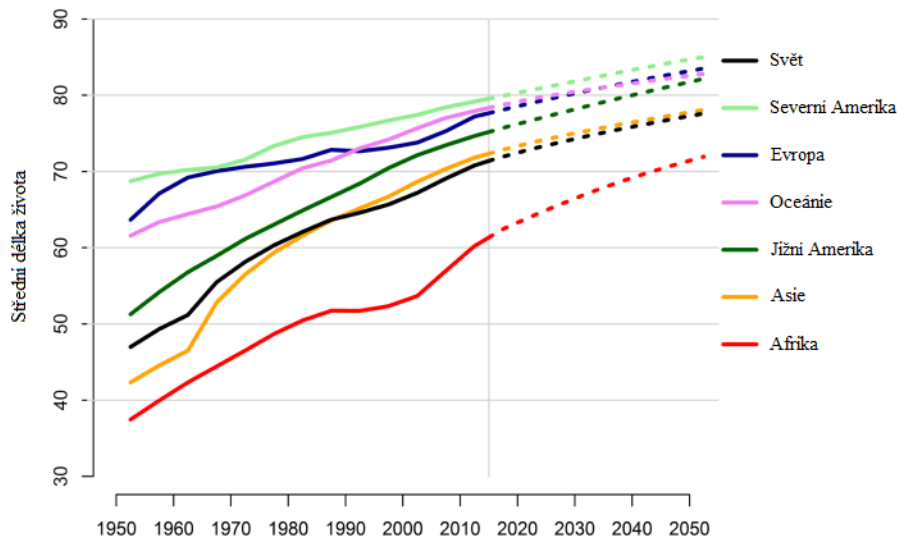
### 1.1 Stárnoucí populace

Koncem osmnáctého století bylo možné ve Velké Británii vidět pozoruhodný jev, manuální práce dělníků začala být doplňována, a místy zcela nahrazena, mechanickou prací prvních strojů. Toto je všeobecně považováno za počátek první industriální revoluce.

Od této chvíle se na trhu začaly objevovat nové technologie, které umožnily velice rychlý vývoj vědy ve všech vědních disciplínách, včetně medicíny. To mělo za následek množství nových léků (například antibiotik) a metod pro léčení dosud neléčitelných nemocí.

Toto bylo dále umocněno během druhé industriální revoluce, kdy se poprvé začala objevovat masová produkce a sociálně zaměřené reformy. To mělo za následek rozšíření dostupnosti léčiv a zdravotnických služeb mezi všechny vrstvy společnosti.

V historických datech lze vidět, že spolu s industrializací začala prudce růst právě průměrná délka dožití. Například ve Velké Británii se průměrná délka života zvedla ze čtyřiceti na osmdesát let za poslední dvě století [3]. Na obr. 1 lze vidět, že zpomalení tohoto jevu se nikde na světě v nejbližší době nepředpokládá.



Obr. 1 Střední délka dožití, obě pohlaví dohromady, od roku 1950 do roku 2050 [1].

S rostoucím věkem se bohužel také zhoršuje zdravotní stav lidského těla. I když existují studie, které předpokládají maximální možný věk, kterého se lidské tělo může dožít, až na 150 let [4], tak většina závažných onemocnění se objevuje mnohem dříve. Obzvláště na kloubní soustavu lidského těla je kladen během života velký nápor. Tento problém umocňuje kromě stárnoucí populace také obezita [5], která je poslední dobou čím dál více rozšířeným fenoménem, především v západní civilizaci. Celosvětově se podíl obézních lidí v civilizaci od roku 1975 ztrojnásobil [6].

Nejčastějšími příčinami opotřebení kloubů jsou kromě degenerativního opotřebení způsobeného stárnutím také různé kloubní onemocnění nebo úrazy. To má za následek poškození kloubní chrupavky. Chrupavka je porézní materiál, který absorbuje a zadržuje mazivo v kloubu. Hlavním úkolem tohoto maziva je snížit tření mezi chrupavkou a kostí během pohybu [7]. Proto úbytek nebo poškození chrupavčité tkáně v jakémkoliv kloubu je značný problém, který snižuje pohyblivost člověka. Aby se pacientovi navrátila pohyblivost, musí většinou podstoupit operaci daného kloubu. Proto se dnes stala implantace totální endoprotézy kolenního kloubu jednou z nejčastějších ortopedických operací na světě [7].

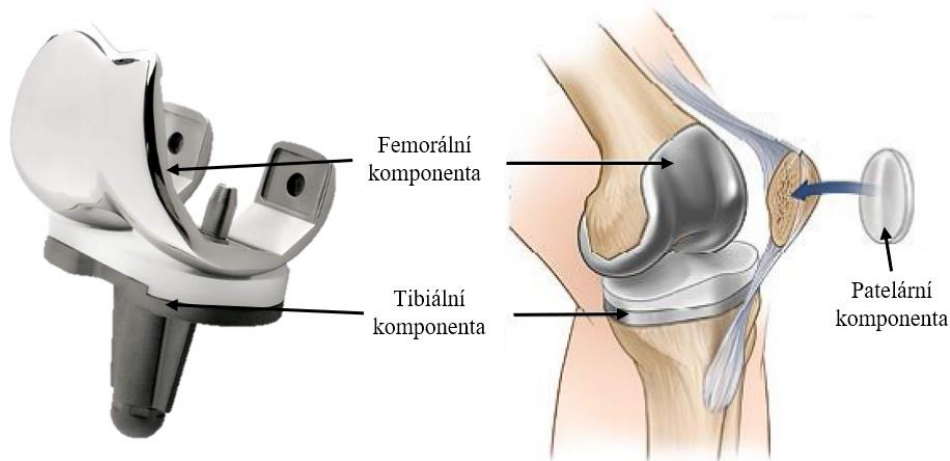
## 1.2 Kloubní implantáty

Kloubními implantáty se rozumí systém skládající se z více částí, který má za úkol po implantaci plně nahradit původní funkci nahrazovaného kloubu. V dnešní době jsou tyto implantáty prefabrikovány v několika základních tvarech a velikostech. Pacientova kost je pak upravena tak, aby s implantátem dobře zajišťovala původní funkci kloubu. Tato metoda má mnoho nevýhod, především pak větší, než je nezbytně nutný, zásah do živé tkáně pacienta. Díky současnému výzkumu na pracovišti FSI VUT v Brně by se tento způsob prefabrikace implantátů mohl v dohledné době změnit. Vyvinuli totiž metodu vyrábění kloubních implantátů pacientovi na míru [8]. Díky této metodě lze omezit zásah do zdravé tkáně pacienta.

Nejjednodušší dělení je podle toho, který kloub implantát nahrazuje. Nejčastěji se pak setkáváme s kolenními a kyčelními implantáty. Další možné dělení je podle materiálu na sebe dosedajících ploch. Možné varianty jsou kov na polymer, keramika na polymer, kov na kov a keramika na keramiku, přičemž nejčastěji je využíván styk kov na polymer. [9]

### 1.2.1 Kolenní implantáty

Kolenní implantáty se běžně skládají ze tří částí. Z femorální, tibiální a patelární komponenty (viz obr. 2). Femorální komponenta dosedá na stehenní kost, tibiální komponenta dosedá na kost holenní a patelární komponenta nahrazuje česku. Femorální i tibiální komponenta mají dva různé povrchy, jeden hladký, na který dosedá druhá komponenta, a druhý porézní, kterým prorůstá kost (obr. 3).



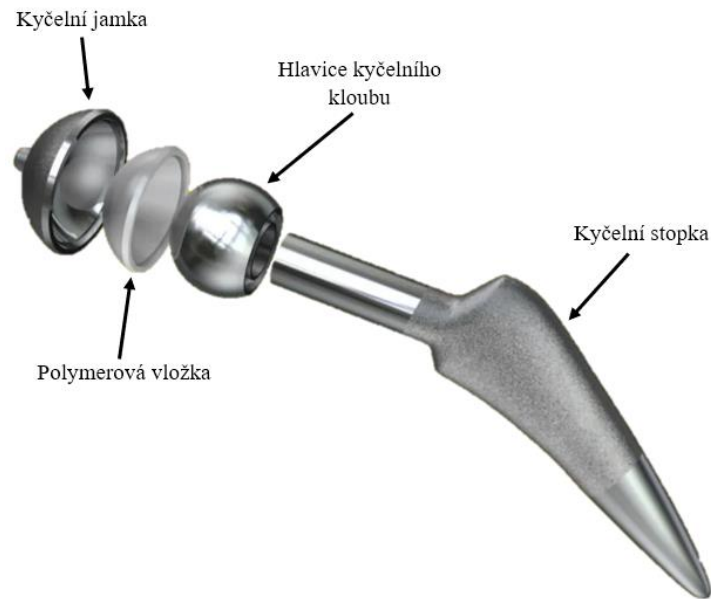
Obr. 2 Kolenní implantát [10; 11].



Obr. 3 Porézní struktura komponenty vyrobené technologií EBM [12].

### 1.2.2 Kyčelní implantáty

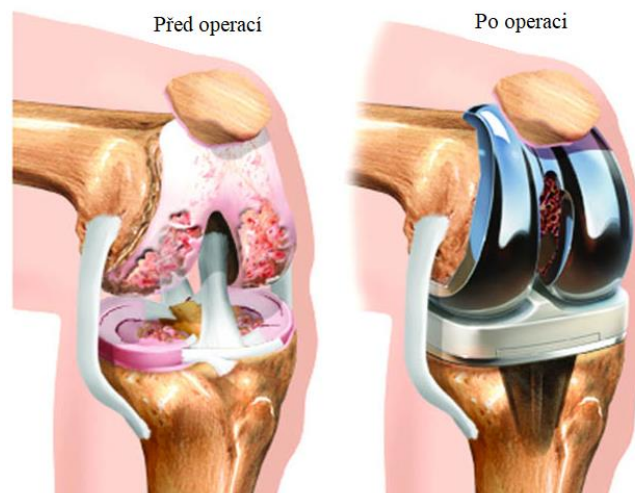
Kyčelní implantát se skládá ze tří hlavních částí, z kyčelní stopky, hlavice kyčelního kloubu a kyčelní jamky (obr. 4). Kyčelní jamka může být ještě doplněna o polymerovou vložku, která snižuje tření. Stejně jako u kolenního implantátu mají kyčelní stopka a jamka zčásti porézní povrch pro usnadnění prorůstání kosti do implantátu a jeho následnou fixaci.



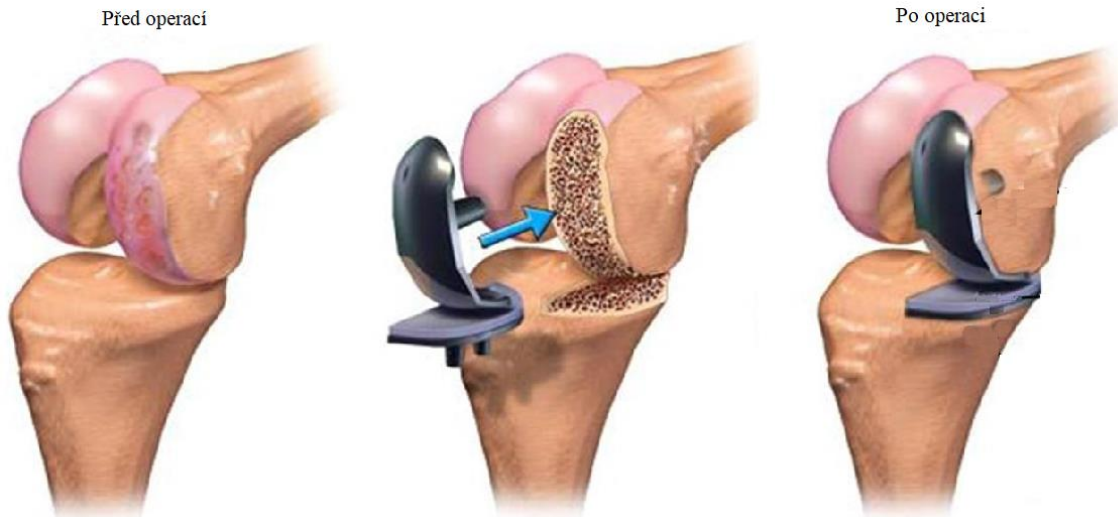
Obr. 4 Kyčelní implantát [13].

### 1.2.3 Současné metody implantace kloubních implantátů

V současnosti lze rozlišovat dva typy zákroků, úplnou kloubní náhradu (totální endoprotéza) a částečnou kloubní náhradu (částečná endoprotéza). Částečná endoprotéza je aplikovatelná pouze u kolenního kloubu a je také mnohem méně frekventovaná, ve většině případů se volí totální endoprotéza kloubu. Při úplné kloubní náhradě je pacientovi nahrazen implantátem celý kloub, jak je vidět na obr. 5. Statistiky uvádí, že 82 % těchto umělých kloubů je stále funkčních i po 25 letech [14]. Pokud není poškozen celý kloub, je možné podstoupit částečnou náhradu kloubu, díky které se pacientovi ponechá mnohem více jeho původní kosti (obr. 6) a rehabilitace je tak výrazně rychlejší a jednodušší [7].



Obr. 5 Totální endoprotéza kolenního kloubu [15].



Obr. 6 Částečná endoprotéza kolenního kloubu [16].

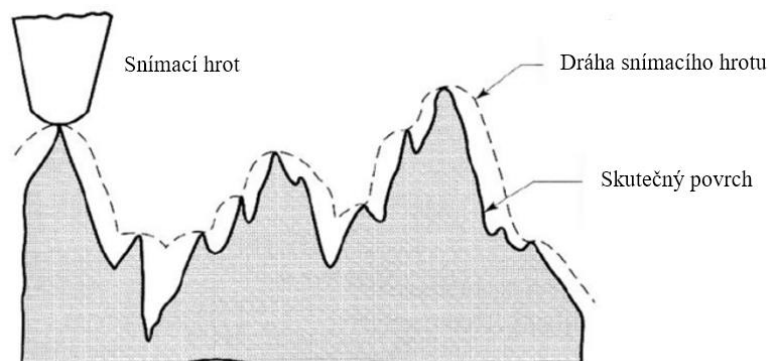
### 1.3 Metody měření povrchu

Vzhledem ke zvyšujícím se nárokům na přesnost obroběných součástí v posledních desetiletích se zvyšují také nároky na přesnost měření a opakovatelnost naměřených výsledků. Pod přesnost měření spadá dostatečné vertikální a horizontální rozlišení a hustota naměřených bodů vzhledem k plánované aplikaci.

Základní dělení měřicích přístrojů je na dotykové a bezdotykové [17]. Historicky největší problém je izolace a eliminace efektů okolního prostředí, které by mohly ovlivnit výsledky měření. Pro dotykové metody je tedy nutnost eliminace okolních vibrací a pro bezdotykové je nutnost eliminovat okolní zdroje světla.

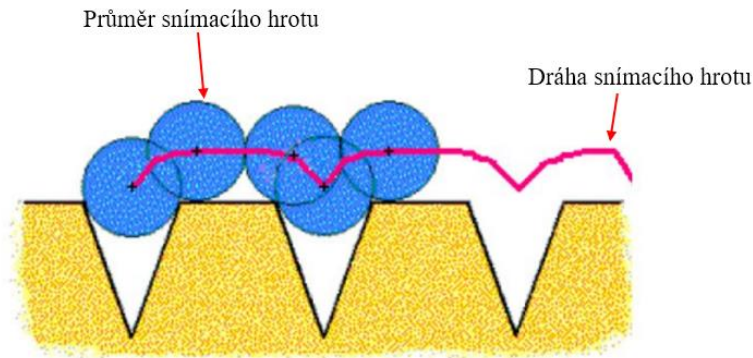
#### 1.3.1 Dotykové měřicí přístroje

Nejstarší a historicky nejčastěji používanými metodami měření jsou dotykové metody, fungující na bázi diamantového hrotu, který je v kontaktu s povrchem. Tento hrot je pak pomalu posouván po povrchu a jeho vertikální pohyb je převeden na digitální signál, který je možné následně analyzovat (viz obr. 7).



Obr. 7 Nákres snímaného profilu [17].

Zvolením vhodného poloměru diamantového hrotu lze mechanicky filtrovat, jak přesného měření můžeme dosáhnout. Je ale potřeba zvolit dostatečně malý poloměr, aby naměřený profil nebyl příliš zkreslený. Obecně je tento typ měření spojován s problémy měření prohlubní užších, než je sám hrot (viz obr. 8).



Obr. 8 Problém měření prohlubní spojený s dotykovou metodou [18].

Dotykovými metodami se obvykle měří pouze profil podél jedné přímky, je tedy získán 2D profil povrchu podél dané přímky. V dnešní době je ovšem možné díky počítačovým softwarům provádět pomocí těchto metod i 3D měření. Nejedná se však o kontinuální plochu, ale o síť bodů vytvořenou složením více 2D profilů. Vzhledem k nutnosti naměření několika profilů povrchu a jejich následnému skládání má tato metoda horší horizontální rozlišení ve směru napříč profily [19].

### 1.3.2 Bezdotykové měřicí přístroje

S rozvojem počítačové techniky a možnostmi efektivního zpracování velkého množství dat se v posledních desetiletích začaly rozvíjet různé typy bezkontaktních metod měření povrchu. Tyto metody mají mnoho výhod, například eliminace okolního světla je mnohem méně náročná než eliminace vibrací. Je možné také mnohem snadněji a přesněji zmapovat a vytvořit 3D topografii povrchu. Srovnání dalších výhod a nevýhod je v tab. 3.

Tab. 3 Srovnání měření kontaktní a bezkontaktní metodou [19].

Kritérium	Kontaktní metody	Bezkontaktní metody	Komentář
Typ dat	2D/3D	2D/3D	Optická zařízení mohou měřit 3D povrchy v rámci jednoho měření, pro dotyková zařízení je proces 3D mapování pomalejší.
Poškození povrchu během snímání	Možné poškození	Bez poškození	Snímací hrot může poškodit nebo poškrábat měřený povrch, zvláště v případě měkkých materiálů.
Množství dat	Menší	Větší	Velké množství dat naměřených optickým přístrojem.
Měření ve výrobním prostředí	Ne	Ano	Optická zařízení mohou pracovat i v prostředí blízké výrobě.
Ovládání	Jednoduché	Složité	Optická zařízení si žádají složitější nastavení.
Algoritmy	Jednoduché	Složité	Dotykové systémy používají znatelně jednodušší algoritmy než optické.
Rychlost měření	Nízká	Vysoká	Optická zařízení mívají vyšší rychlost měření.
Rychlost analýzy dat	Vysoká	Nízká	Větší množství dat, ale i větší možnost analýzy způsobují pomalejší analýzu naměřených dat.
Komplexnost tvarů	Nízká	Vysoká	Optickými 3D přístroji lze změřit větší množství součástí.
Nákladnost	Levnější	Dražší	Investice do optických zařízení je znatelně vyšší než do dotykových profiloměrů.

Existuje více způsobů bezkontaktního měření. Patří mezi ně například měření pomocí „Focus Variation“ mikroskopu, koherenčního skenovacího interferometrického mikroskopu, konfokálního mikroskopu, elektronového mikroskopu a mikroskopu s využitím působení meziatomových sil [17].

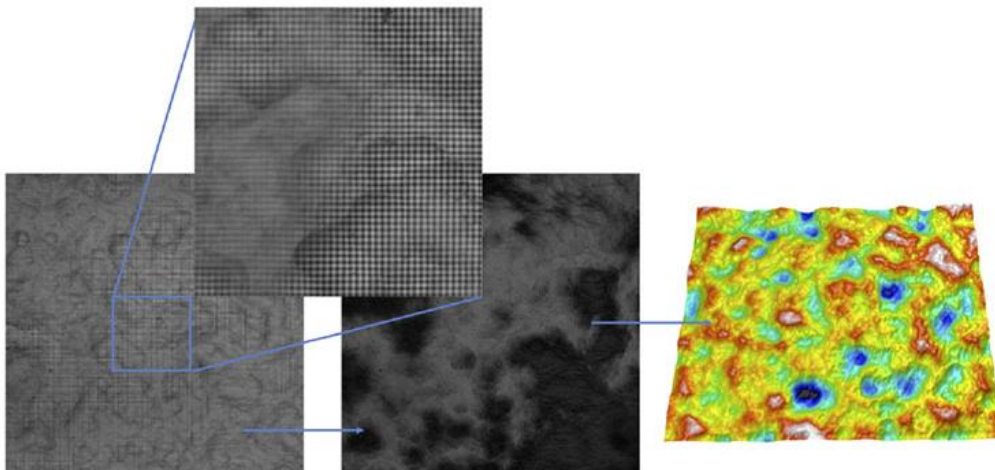
Měření pomocí „Focus Variation“ mikroskopu využívá kombinaci snímků s velmi malou hloubkou ostrosti optického mikroskopu a současného skenování v ose kolmé na povrch. Senzor se během skenování postupně přibližuje k povrchu, čímž se mění ostrost jednotlivých bodů. Pomocí algoritmů jsou pak vyhodnoceny jednotlivé snímky a každému bodu je přiřazena výšková souřadnice (viz obr. 9). Limitujícím faktorem pro vertikální rozlišení je vlnová délka použitého světla, která omezuje rozlišení na 400 nm [17].

Při měření pomocí koherenčního skenovacího interferometrického mikroskopu se vertikální souřadnice jednotlivých bodů určuje pomocí interferenčních proužků. Tato technologie dokáže dosáhnout vertikálního rozlišení až 3 nm [20].

Konfokální mikroskop využívá světelný paprsek rozdělený pomocí děliče paprsku. Mikroskop zaměří paprsek na plochu o průměru rozlišovací meze a následně skenuje povrch na této výškové úrovni. Stejně jako u koherenčního skenovacího interferometrického mikroskopu lze dosáhnout vertikálního rozlišení až 3 nm [20].

Elektronový mikroskop využívá místo paprsku světla paprsek elektronů pro zobrazování povrchu, což poskytuje mnohem větší rozlišení. Pro analýzu povrchu se používá rastrovací elektronový mikroskop [17]. Měření probíhá pomocí odražených elektronů zaznamenaných detektory v blízkosti vzorku. Tato data jsou pak zpracována a je z nich složen snímek povrchu. Vertikální rozlišovací schopnost této metody je zhruba 10 nm. Mezi výhody patří, že mezi získanými informacemi je i prvkové složení povrchu vzorku, a že měření nejsou ovlivněna reflexními vlastnostmi [17].

Poslední zmíněnou metodou je mikroskop s využitím meziatomových sil. Ten využívá hrotu který se pohybuje těsně nad povrchem. Hrot má poloměr 2–60 nm a působí na něj elektrostatické a Van der Waalsovy síly [21]. Výchylka hrotu je zaznamenána optickým laserovým paprskem. Vertikální rozlišení této metody může být až 2 nm [17].



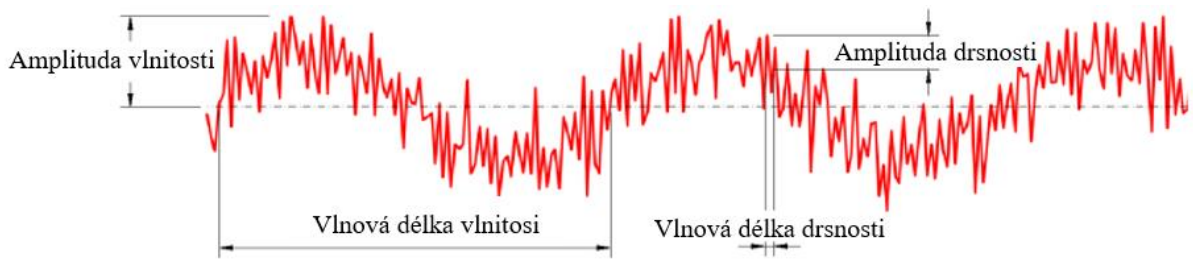
Obr. 9 Příklad povrchu měřeného metodou „Focus Variation“ [22].

#### 1.4 Metody vyhodnocování povrchu

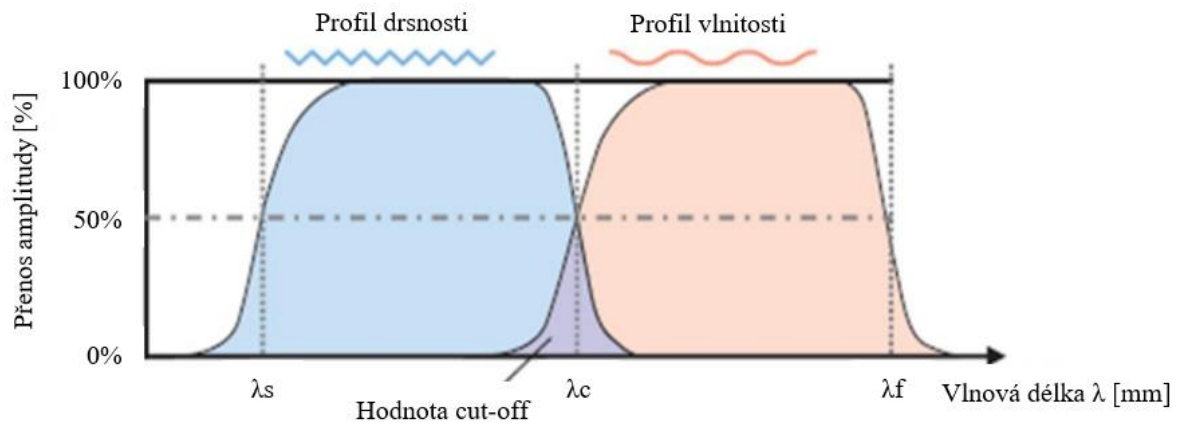
Pro vyhodnocování drsnosti je prvně potřeba určit rozdíl mezi vlnitostí a drsností. To je znázorněno na obr. 10. Během měření je potřeba nastavit tzv. hodnotu cut-off, tedy mezní hodnotu vlnové délky, která bude určovat hranici mezi frekvencí drsnosti a vlnitosti. Jak se tato hodnota vybírá lze vidět na obr. 11. Základní parametry, podle kterých se hodnotí drsnost povrchu, jsou v normě ČSN EN ISO 4287 (viz tab. 4) [23].

Tab. 4 Parametry spojené s analýzou povrchu [23].

Značka	Název	Definice parametru	Výpočet
Rp	Největší výška výstupku profilu	Největší výška výstupku profilu v rozsahu základní délky	$Max(Zp_i)$
Rv	Největší hloubka prohlubně profilu	Největší hloubka prohlubně profilu v rozsahu základní délky	$Max(Zv_i)$
Rz	Největší výška profilu	Součet výšky největšího výstupku a hloubky nejnižší prohlubně v rozsahu základní délky	$Max(Zp_i) + Max(Zv_i)$ $\rightarrow Rz = Rp + Rv$
Rc	Průměrná výška profilu	Průměrná hodnota výšek Zt prvků profilu v rozsahu základní délky	$\frac{1}{m} \sum_{i=+}^m Zt_i$
Rt	Celková výška profilu	Součet výšky největšího výstupku a hloubky nejnižší prohlubně v rozsahu vyhodnocované délky	$\rightarrow Rt \geq Rz$
Ra	Průměrná aritmetická úchylka posuzovaného profilu	Aritmetický průměr absolutních hodnot pořadnic Z(x) v rozsahu základní délky	$\frac{1}{l} \int_0^l  Z(x)  dx$
Rq	Průměrná kvadratická úchylka posuzovaného profilu	Kvadratický průměr pořadnic Z(x) v rozsahu základní délky	$\sqrt{\frac{1}{l} \int_0^l  Z^2(x)  dx}$
Rsk	Šikmost posuzovaného profilu	Míra symetrie a hustoty pravděpodobnosti hodnot pořadnic vyhodnocovaných v rozsahu základní délky	$\frac{1}{Rq^3} \left[ \frac{1}{l_r} \int_0^{l_r} Z^3(x) dx \right]$
Rku	Špičatost posuzovaného profilu	Míra špičatosti hustoty pravděpodobnosti hodnot pořadnic vyhodnocovaných v rozsahu základní délky	$\frac{1}{Rq^4} \left[ \frac{1}{l_r} \int_0^{l_r} Z^4(x) dx \right]$
RSm	Průměrná šířka prvků profilu	Aritmetický průměr šířek prvků Xs prvků profilu v rozsahu základní délky	$\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m Xs_i$



Obr. 10 Popis vlnových délek vlnitosti a drsnosti povrchu [17].



Obr. 11 Znáornění přenosové charakteristiky přenosových filtrů [17].

---

## 2 TEORETICKÝ ROZBOR PROBÍRANÉ PROBLEMATIKY

### 2.1 Materiály implantátů

Pro implantáty je potřeba použití tzv. biomateriálu [24], tedy syntetického materiálu používaného k nahrazení části živého systému nebo jeho určité funkce. Biomateriály je možné dále rozdělit na tři typy, a to na materiály bioinertní, biologicky rozložitelné a bioaktivní [25]. Bioinertní materiály jsou materiály, které v těle prakticky nereagují s okolím. Biologicky rozložitelné jsou materiály, které se s postupem času v těle neškodně rozloží a jsou absorbovány okolní tkání. Bioaktivní materiály reagují s okolní tkání a mohou například stimulovat růst kosti.

Vzhledem ke své funkci je tento materiál v přímém kontaktu s živou tkání, z čehož vyplývají mnohá omezení. Výzkum těchto materiálů zasahuje do velkého množství různých oborů. Je proto nutné na tuto problematiku pohlížet z mnoha různých hledisek. Přestože se tato problematika začala výrazněji rozvíjet až v posledních zhruba sto letech [26], existuje dnes veliké množství různých materiálů, které jsou v implantátech používány. Tyto materiály jsou nejčastěji korozivzdorné oceli, kobaltové slitiny, slitiny titanu, tantal, slitiny hořčíku a keramika [10].

Výběr správného materiálu záleží především na konkrétní medicínské aplikaci daného implantátu. Aby mohl implantát spolehlivě sloužit co nejdéle, musejí tyto materiály mít několik nezbytných vlastností. Mezi tyto vlastnosti patří především výborná biokompatibilita, vysoká korozivzdornost a odolnost proti opotřebením, vhodné mechanické vlastnosti a oseointegrace [27], tedy strukturální propojení mezi implantátem a kostí.

Nejdůležitější z těchto vlastností je biokompatibilita s živou tkání. Biokompatibilita je definována jako schopnost materiálu pracovat v bezprostřední blízkosti s živou tkání, aniž by byly vyvolány jakékoliv nepříznivé efekty u pacienta [28]. Zároveň je ale potřeba říci, že biokompatibilita výrazně závisí na korozním chování daného materiálu. Protože čím větší má materiál korozivzdornost, tím méně vypustí do okolní živé tkáně toxických iontů, které způsobují většinu problémů spojených s implantáty.

Dále je potřeba, aby byl zvolený materiál schopen vystát všechny síly a napětí, které budou na implantát v průběhu jeho životnosti působit. Jako nejdůležitější se jeví mez pevnosti materiálu [27]. Pokud dojde k fraktuře, musí pacient podstoupit operaci a vadný implantát nahradit novým. Mez pevnosti je důležitá především u keramických materiálů, které postrádají schopnost plasticky se deformovat před vzniknutím fraktury. Téměř stejně důležitá je i mez pružnosti materiálu [27], aby nedošlo k deformaci geometrie implantátu. Kromě deformace z důvodu příliš velké zátěže je potřeba brát v potaz také opotřebením z důvodu tření. To má za následek změnu geometrie implantátu a následné negativní vlivy na jeho funkčnost.

#### 2.1.1 Korozivzdorné oceli

Korozivzdorné oceli lze rozdělit na austenitické, martenzitické a feritické. Pro medicínské aplikace jsou nejvíce používány ty austenitické, a to především díky tomu, že jsou neferomagnetické [29]. Nejpoužívanější je ocel AISI 316L, která má díky vysoké koncentraci Cr (viz tab. 5) vysokou pasivační schopnost, tedy schopnost tvorby ochranné vrstvy na povrchu, která zabraňuje korozi a narušení povrchu materiálu. Bohužel má tento materiál také vysokou koncentraci Ni, což způsobuje v těle vypouštění Ni iontů, které pak vyvolávají negativní reakce v těle pacienta. Proto se v dnešní době tento materiál příliš nepoužívá pro výrobu implantátů, zůstává však hojně zastoupen v medicínské profesi ve formě nejrůznějších chirurgických nástrojů (viz obr. 12).

Tab. 5 Vlastnosti oceli AISI 316L [30].

Chemické složení (hmotnostní procenta)							
Chemický prvek	Ni	Cr	Mo	Mn	Si	C	Fe
AISI 316L	12 %	17 %	2,5 %	2 %	1 %	0,03 %	zbytek
Veličina				Typická hodnota			
Rm				590 MPa			
Re				290 MPa			
A				50 %			



Obr. 12 Chirurgické nástroje z korozi-vzdorné oceli [31].

### 2.1.2 Kobaltové slitiny

Pokud se jedná o čistý kobalt, tak ten svou pevností a tvrdostí překoná i některé oceli [10]. V oblasti biokompatibilních materiálů na bázi kobaltu se téměř výhradně používají chrom kobaltové slitiny, jejichž vlastnosti jsou vidět v tab. 6. Tyto slitiny se používají především díky jejich dobrým mechanickým vlastnostem. Mezi další dobré vlastnosti těchto slitin patří také jejich dobrá korozi-vzdornost, zpracovatelnost a biokompatibilita [29]. Dnes se tyto slitiny uplatňují nejčastěji v oblasti zubního lékařství (viz obr. 13), kde se osvědčily jako velmi univerzální a téměř zcela nahradily dříve používané slitiny s obsahem stříbra. Dále je také možné tyto slitiny využít jako materiál pro komponenty kloubních náhrad, kde se osvědčily díky své skvělé odolnosti proti opotřebení [29].

Tab. 6 Vlastnosti kobalt chromové slitiny [32].

Chemické složení (hmotnostní procenta)								
Chemický prvek	Co	Cr	Mo	Mn	Si	C	Fe	Ni
ASTM F75	65 %	28 %	5,5 %	0,5 %	0,5 %	0,3 %	0,1 %	0,1 %
Veličina				Typická hodnota				
Mez pevnosti				720 MPa				
Mez kluzu				480 MPa				
Tažnost				40 %				



Obr. 13 Využití kobalt chromové slitiny v zubním lékařství [33].

### 2.1.3 Slitiny titanu

Přesto, že titan byl znám jako prvek již od 19. století, kvůli jeho vysoké reaktivitě s kyslíkem, vodíkem, uhlíkem a dusíkem se jej podařilo izolovat jako čistý prvek až v polovině 20. století. Díky jeho velmi dobrým vlastnostem (tab. 7) se titan stal velmi rychle strategickým materiálem pro vojenskou leteckou techniku a pro kosmický průmysl. Do jeho výzkumu bylo tedy investováno ohromné množství času a peněz. Díky tomu se titan stal dostupnějším i pro civilní účely a začal se využívat i v medicíně.

Obecně slitiny titanu vykazují výbornou kombinaci vlastností, jsou totiž pevnější, méně elastické a více biokompatibilní než oceli. Tyto slitiny se tedy hojně využívají jako kloubní náhrady (viz obr. 14), dentální implantáty a kostní pláty. Základní rozdělení je na slitiny  $\alpha$ , které mají šesticelovou těsně uspořádanou krystalickou mřížku (HCP), na slitiny  $\beta$ , které mají kubickou tělesově středěnou krystalickou mřížku (BCC) a na slitiny  $\alpha + \beta$ , které jsou kombinací těchto dvou mřížek. V medicíně se nejčastěji využívá slitiny Ti6Al4V, která je na bázi  $\alpha + \beta$  [29].

Tab. 7 Složení a průměrné mechanické vlastnosti vybraných slitin titanu [34].

Typ slitiny	Hmotnostní složení	Tepelné zpracování	Re [MPa]	Rm [MPa]	A [%]
$\alpha$	99,2Ti	Žiháno	450	525	25
$\alpha$	Ti-5Al-2,5Sn	Žiháno	800	900	20
Super $\alpha$	Ti-8Al-1Mo-1V	Žiháno	950	1000	15
$\alpha + \beta$	Ti-6Al-4V	Žiháno	950	1000	15
		Kaleno a popouštěno	1120	1200	10
$\alpha + \beta$	Ti-6Al-4V-2Sn	Žiháno	1000	1100	14
		Kaleno a popouštěno	1200	1300	10
$\beta$	Ti-13V-11Cr-3Al	Kaleno a popouštěno	1200	1250	8



Obr. 14 Náhrada kolenního kloubu s tibiální komponentou ze slitiny titanu [10].

#### 2.1.4 Tantal

V posledních letech se začal používat také tantal a jeho slitiny. A to především díky tomu, že tantal je porézní (viz obr. 15) a umožňuje tak prorůstání s okolní kostí, navíc jsou jeho slitiny chemicky velice stabilní [35]. V medicíně je tento materiál používán například pro femorální komponenty kolenního kloubu. Podle dosavadních studií vypadá tento materiál slibně. Ovšem vzhledem k relativně krátkému času využívání tohoto materiálu jsou tyto studie zaměřeny pouze na krátké doby po implantaci a jestli díky svým vlastnostem bude mít v těle výhody i po delším časovém intervalu zatím není zřejmé [36].



Obr. 15 Kyčelní jamka z porézního tantalu a polymerová vložka [36].

### 2.1.5 Slitiny hořčíku

Oproti jiným implantátům z bioinertních materiálů jsou implantáty na bázi magnézia biologicky odbouratelné, to znamená že se v lidském těle postupně rozloží a vzniklý ion  $Mg^{2+}$  je v těle lehce absorbován nebo jinak využit [29]. To znamená, že tyto implantáty nejsou narozdíl od ostatních permanentní. Využití těchto implantátů je tedy velice specifické (viz obr. 16). Jedním z využití jsou například dočasné implantáty, jako kostní pláty nebo šrouby. Pokud jsou tyto implantáty vyrobeny z klasických materiálů, musí pacient po uzdravení kosti podstoupit druhou operaci pro odstranění implantátu. Pokud je ovšem použit biologicky odbouratelný materiál, je eliminována potřeba druhé operace a omezeno riziko a výdaje s ní spojené [37].



Obr. 16 Využití biologicky odbouratelných implantátů slitin hořčíku: (a) koronární stenty [38] (b) MAGNEZIX šroub [39] (c) mikroklipe pro hrtanové chirurgie [40] (d) biologicky odbouratelné ortopedické implantáty [41] (e) nástroje pro zacelení ran [42].

### 2.1.6 Keramika

Na rozdíl od běžně používaných materiálů na bázi kovu mají keramické materiály několik skvělých vlastností, jako například menší koeficient tření, vyšší odolnost proti opotřebení a skvělou biokompatibilitu [29]. V medicínském prostředí se dají keramické materiály rozdělit na dva hlavní typy, na bioinertní keramiku a bioaktivní keramiku.

Mezi nejpoužívanější inertní keramiku se řadí keramiky na bázi oxidu hlinitého a keramiky na bázi oxidu zirkoničitého (zirkonium) [29; 35]. Původně se používaly keramiky na bázi  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ , které, když jsou smíchané s malým množstvím MgO, vykazují extrémně nízký koeficient tření [35]. Díky tomu se tento materiál začal využívat pro kontaktní povrchy jako například hlavice kyčelních kloubů. Kombinace kyčelní hlavice z  $\text{Al}_2\text{O}_3$  s kyčelní stopkou ze slitiny titanu Ti6Al4V byla v minulosti dokonce doporučována jako teoreticky nejlepší řešení [43].

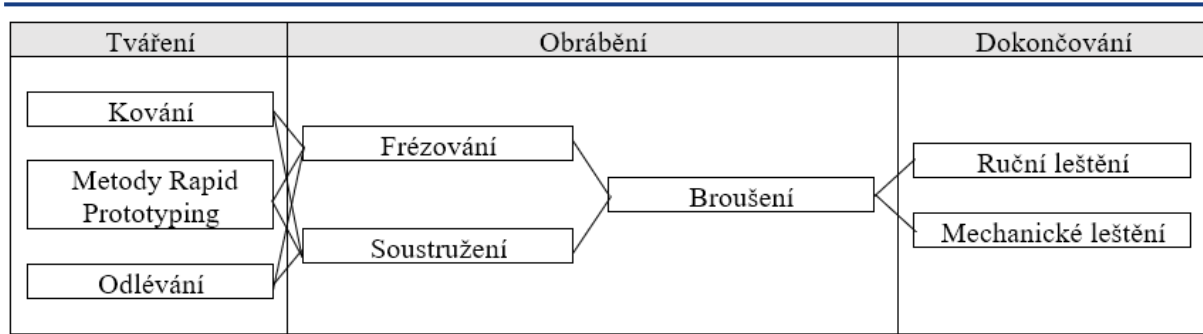
Vzhledem k možnému prasknutí keramických implantátů se začalo používat zirkonium, které má lepší mechanické vlastnosti. Navíc pokud je na povrch vytvořen tlak, dojde na povrchu ke krystalické přeměně, která je spojena se zvýšením objemu a následným zacelením možných mikroskopických fraktur [44]. Bohužel jako hlavní nevýhoda tohoto materiálu se ukázala postupná degradace za nízkých teplot, a to i za tělesné teploty 37 °C [45]. Jako možné řešení tohoto problému se v poslední době začaly objevovat keramiky složené z kombinace zirkonia a oxidu hlinitého [29].



Obr. 17 Příklad femorální komponenty ze zirkonia [46].

## 2.2 Metody výroby implantátů

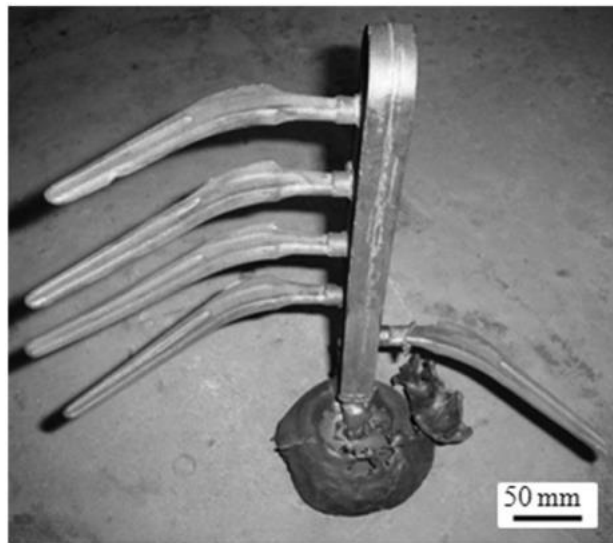
Příprava implantátů je víceetapový proces (viz obr. 18). Prvně se vytvoří hrubý tvar implantátu, který se následně dále zpracovává, aby se dosáhlo požadované geometrie a drsnosti povrchu. Tradiční příprava kloubních implantátů obvykle začíná odléváním materiálu do formy v požadovaném tvaru. V dnešní době jde tento krok, díky výzkumu a novým technologiím, nahradit technologiemi 3D tisku, které nabízejí mnohem větší flexibilitu. Po tomto úvodním kroku následuje frézování, díky kterému je dosaženo požadované geometrie a zároveň výrazného zjemnění drsnosti povrchu. Následuje broušení, které dále zlepšuje drsnost povrchu a odstraní stopy po frézování. Poslední operací je leštění povrchu různými metodami, aby byly odstraněny rýhy po broušení a dosáhlo se povrchu se zrcadlovým leskem.



Obr. 18 Postup výroby implantátu [47].

### 2.2.1 Odlévání

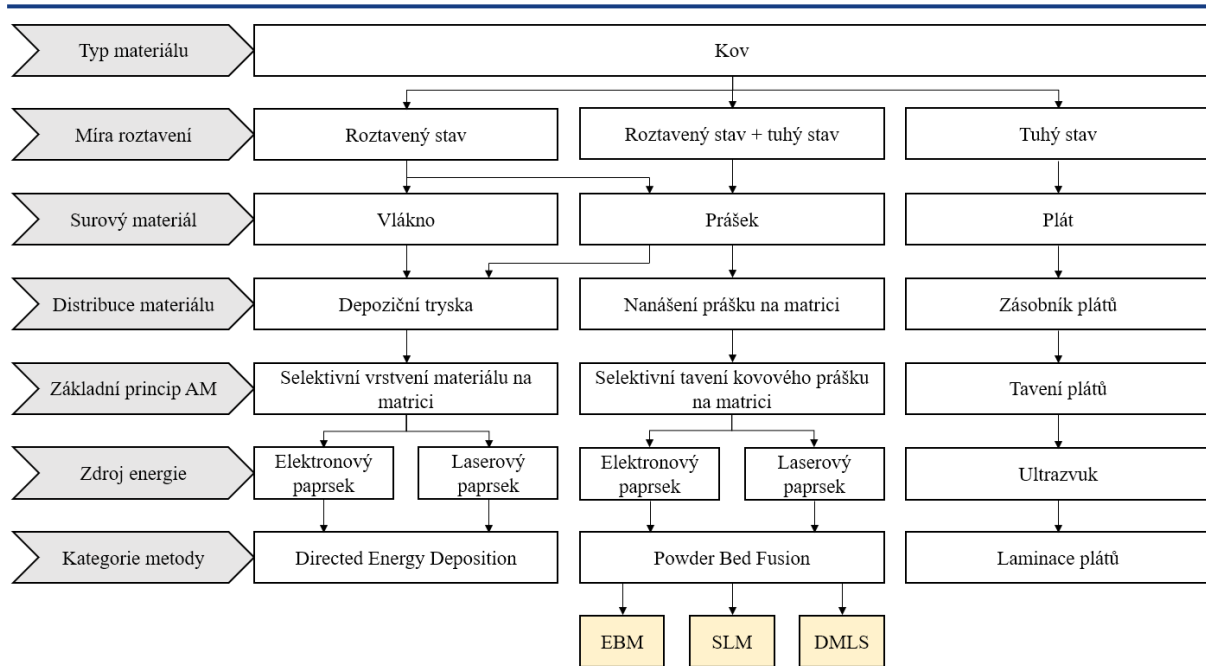
Odlévání je výborná technologie pro masovou výrobu. Pro prefabrikované implantáty, které mají pár základních velikostí a tvarů, například kyčelní stopky (viz obr. 19), je tedy tato technologie ideálním prvním krokem. Získaný odlitek je nutné dále obrobit, aby byla odstraněna vtoková soustava a správně upravena geometrie a povrch implantátu. V dnešní době se ovšem začíná brát více ohled na geometrii kloubu pacienta, a proto například u kolenního kloubu se musí každá forma vytvářet znovu, nebo se musí využít jiné technologie. Další nevýhodou je nemožnost vytvořit porézní povrch, který by umožnil prorůstání kosti do implantátu. Podle použitého materiálu formy lze dosáhnout přesností IT 11 až IT 7 a drsností povrchu Ra od 12,5  $\mu\text{m}$  do 1,6  $\mu\text{m}$  [48].



Obr. 19 Odlévání kyčelní stopky z korozi-vzdorné oceli [49].

### 2.2.2 Metody Rapid Prototyping

V poslední době se začíná využívat aditivních metod příprav implantátů, které umožňují tvorbu komplexních porézních struktur, ale také jednoduchou úpravu modelu pro specifické potřeby pacienta. Implantáty vyrobené pomocí aditivních metod mohou mít v závislosti na zvolené metodě přesnost IT 15 až 8 a drsnost povrchu Ra od 25  $\mu\text{m}$  do 3,2  $\mu\text{m}$  [7]. Dělení těchto metod je vidět na obr. 20.



Obr. 20 Dělení technologií Rapid Prototyping [50].

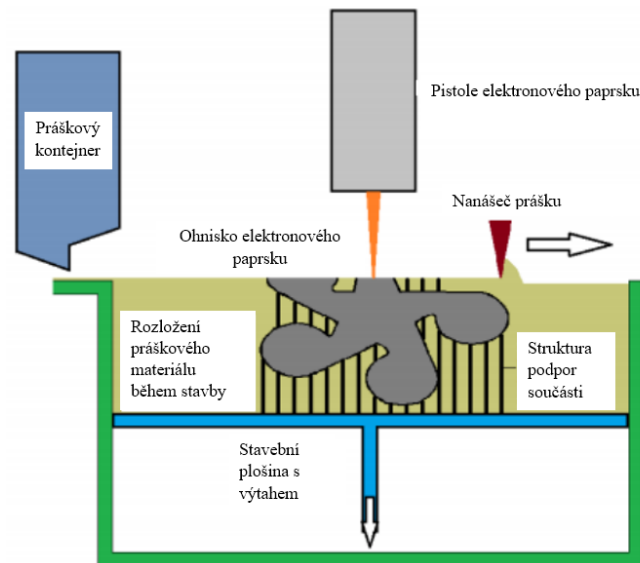
Pro výrobu implantátů jsou ideální práškové aditivní metody, protože umožňují spékat i náročné biokompatibilní materiály, jako jsou slitiny titanu a kobalt chromové slitiny, a lze jimi získat dostatečné mechanické vlastnosti [51]. Jak lze vidět na obr. 20 mezi tyto metody patří mimo jiné také Selective Laser Melting (SLM), Electron Beam Melting (EBM) a Direct Metal Laser Sintering (DMLS).

Všechny tyto metody fungují na principu postupného spékání vrstev prášku (viz obr. 21). Začíná se vždy na stavební desce, na kterou je nanášena první vrstva prášku. Pro metody na bázi laseru musí být stavební deska otryskána, aby nedocházelo k odrazu paprsku. Jednotlivé vrstvy prášku jsou tlusté zhruba 0,05–0,1 mm [52]. V závislosti na zvolené vrstvě je obdržena různá drsnost součástí. Pro všechny tři metody také platí, že během spékání musí být v komoře inertní atmosféra, aby nedocházelo k reakci roztaveného materiálu se vzduchem. Nejčastěji se používá atmosféra tvořená z 99 % argonem.

Výsledné mechanické vlastnosti jsou obvykle srovnatelné, v jistých případech i lepší, než jsou vlastnosti stejného materiálu vytvořeného odléváním (viz tab. 8).

Tab. 8 Srovnání mechanických vlastností kobalt chromové slitiny po odlévání a po procesu SLM [32].

Veličina	Odlévání	SLM
Re [MPa]	410	720
E [GPa]	209	213
Tvrdost [HRC]	33	39



Obr. 21 Proces EBM [50].



Obr. 22 Ukázka kolenního implantátu s porézní i hutnou strukturou vyrobeného pomocí technologie EBM [7].

### 2.2.3 Frézování a soustružení

Vzhledem k tomu, že v implantátu jsou prakticky všechny plochy funkční, neboť jsou v kontaktu s živou tkání, musí být všechny plochy po odlévání obrobena. To stejné platí pro implantáty vytvářené aditivními metodami, s výjimkou porézních povrchů. Pro většinu implantátů se tedy využívá jako druhý krok frézování. Soustružení se používá jen u rotačních součástek, mezi implantáty tedy například u obrábění kyčelní jamky. Samotný proces odebrání materiálu je ovšem stejný u obou metod.

Během této úpravy implantátu je hlavním cílem vytvořit požadovanou geometrii a snížit drsnost povrchu tak, aby byl implantát připraven na broušení nebo jiné dokončovací metody [53]. Po dokončení obrábění je získána součást s drsností až  $Ra\ 0,4\ \mu\text{m}$  a s rozměrovými tolerancemi až IT 7 [48].



Obr. 23 Frézování femorální komponenty kolenního implantátu [54].

#### 2.2.4 Nekonenční způsoby obrábění

Vzhledem k tomu, že většina používaných materiálů je vzhledem ke svým mechanickým vlastnostem těžce obrobitelná konvenčními metodami, jako například slitiny titanu, začalo se experimentovat s různými nekonvenčními metodami. Mezi tyto metody lze zařadit obrábění vodním paprskem (AWJM), obrábění ultrazvukem (USM), obrábění paprskem iontů (IBM), obrábění laserovým paprskem (LBM) a elektroerozivní obrábění (EDM) [53]. Všechny tyto metody mají různá omezení, a ne všemi metodami lze obrábět všechny materiály. Jaké metody lze použít pro dané materiály lze vidět v tab. 9.

Tab. 9 Aplikování nekonvenčních obráběcích metod na biokompatibilní materiály [53].

Metoda	Materiály
AWJM	Slitiny titanu, oceli
USM	Slitiny titanu, zirkonium
IBM	Slitiny titanu, kobalt chromové slitiny, oceli
LBM	Oceli, slitiny hořčíku, slitiny titanu, zirkonium
EDM	Kobalt chromové slitiny, slitiny titanu, slitiny hořčíku

### 2.3 Dokončovací metody

Kvůli čím dál častějšímu používání aditivních metod pro výrobu implantátů a tím zavedení komplexních strukturních povrchových implantátů, je v posledních letech investováno do nových nekonvenčních dokončovacích metod, které by dokázaly tyto komplexní struktury obrábět. V posledním desetiletí se tedy objevil na trhu například systém OTEC, který funguje na bázi abrazivního omílání, nebo systém DLyte, který funguje na bázi elektrolytického čištění za sucha.

### 2.3.1 Omílání

Omílání je dokončovací metoda založená na mechanickém čištění povrchu. Zaměřená je především na malé kovové obrobky. Tyto obrobky jsou leštěny pomocí brusných a leštících tělísek a procesní kapaliny (viz obr. 24), ve kterých obrobek koná planetární nebo rotační pohyby [55].



Obr. 24 Omílací zařízení DF5 [7].

Celý proces se skládá z několika kroků, kde jsou pro každý krok použita jiná abraziva. Obvykle se začíná na keramických abrazivech, další abraziva jsou z polymeru a pro dosažení nejlepšího možného povrchu bývá posledním abrazivem granulát se zrnky diamantu [7]. Tyto abraziva lze vidět na obr. 25. Proto volba těchto abraziv je jedním z hlavních parametrů pro správné provedení tohoto procesu. Zároveň je to jednou z nevýhod tohoto procesu. Nutnost použití různých abraziv, jejich výměna a čas obrábění v každém z abraziv znamená, že celý proces trvá několik hodin [56].



Obr. 25 Abrazivo DBS 6/6 na bázi karbidu křemíku SiC (a) Abrazivo KM 12 na bázi plastické hmoty (b) Abrazivo M5 400 s diamantovými zrnky (c) [7].

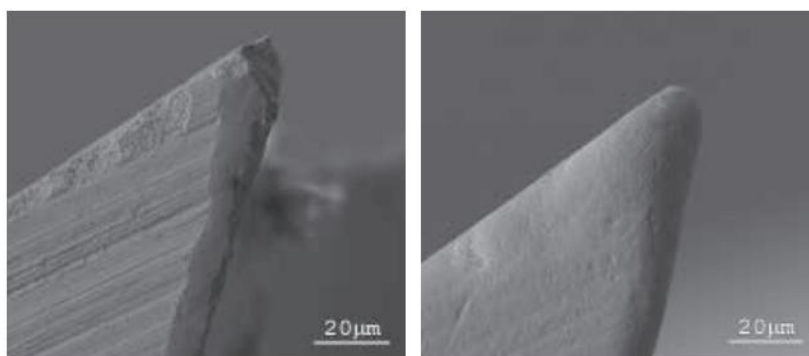
Před aplikováním procesu omílání není teoreticky nutno upravovat obrobek. Omílání tedy může být aplikováno například hned po 3D tisku. Je důležité ovšem vědět, že tento proces upravuje pouze povrch, a ne geometrii obrobku, jakékoliv geometrické vady tedy budou zachovány. Je

proto vhodné před omíláním provést frézování nebo soustružení obrobku a upravit jeho geometrii [7]. Po správném aplikování tohoto procesu lze však získat drsnost povrchu až v řádu jednotek mikrometrů (viz tab. 10)

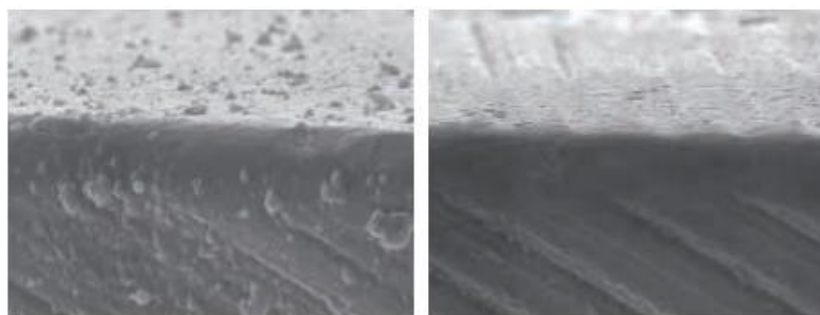
Tab. 10 Hodnoty po spékání, po obrábění a po omílání [7].

	Po spékání	Po obrábění	Po omílání
Ra [ $\mu\text{m}$ ]	30,90	0,70	0,03
Rq [ $\mu\text{m}$ ]	38,20	1,00	0,04
Rt [ $\mu\text{m}$ ]	254,50	11,50	0,27

Vzhledem k tomu, že se jedná o abrazivní metodu, upravuje tato metoda také ostré hrany, které se pohybem v abrazivu lehce zaoblují (viz obr. 26). Stejně tak zahlazuje tento proces povrchové nerovnosti například po povlakování (viz obr. 27) [56]. Výrazně se tak sníží tření, což je vhodné právě pro kloubní náhrady.



Obr. 26 Hrana obrobku před a po omílání [56].



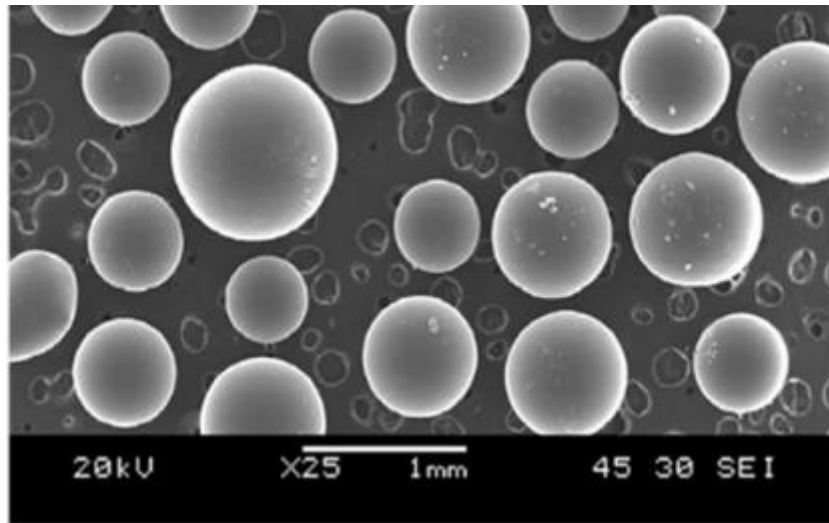
Obr. 27 Odstranění nerovností po PVD povlakování [56].

Vzhledem k tomu, že tato metoda probíhá pouze za přítomnosti daných abraziv a destilované vody, není problém s biokompatibilitou obrobku. Omílání je tak vhodné pro použití pro implantáty.

### 2.3.2 Elektrolytické leštění za sucha – Systém DLyte

Tato metoda funguje na bázi elektrolytického leštění. Ovšem na rozdíl od klasického elektrolytického leštění není obrobek ponořen v dielektriku, ale v nádobě s elektricky vodivými zrny [57], připomínajícími písek. Tyto zrnka mají průměr kolem 0,5 mm, což jim umožňuje obrábět i velmi malé a komplexní geometrie na obrobku [58]. Jedná se o pevné porézní organické polymerní částice obsahující sulfonovou kyselinu (viz obr. 28) [59]. Zároveň tyto zrna mají v běžném provozu zanedbatelný abrazivní efekt na obrobek [59], nehrozí tedy poškrábání a výsledek obrábění je povrch implantátu upravený do zrcadlového lesku (viz obr.

29). Čas jednoho cyklu leštění závisí na výchozí drsnosti povrchu, požadované finální drsnosti a na materiálu obrobku. Například pro dentální implantáty z kobalt chromové slitiny je obvykle používán cyklus o délce jedné hodiny [58].



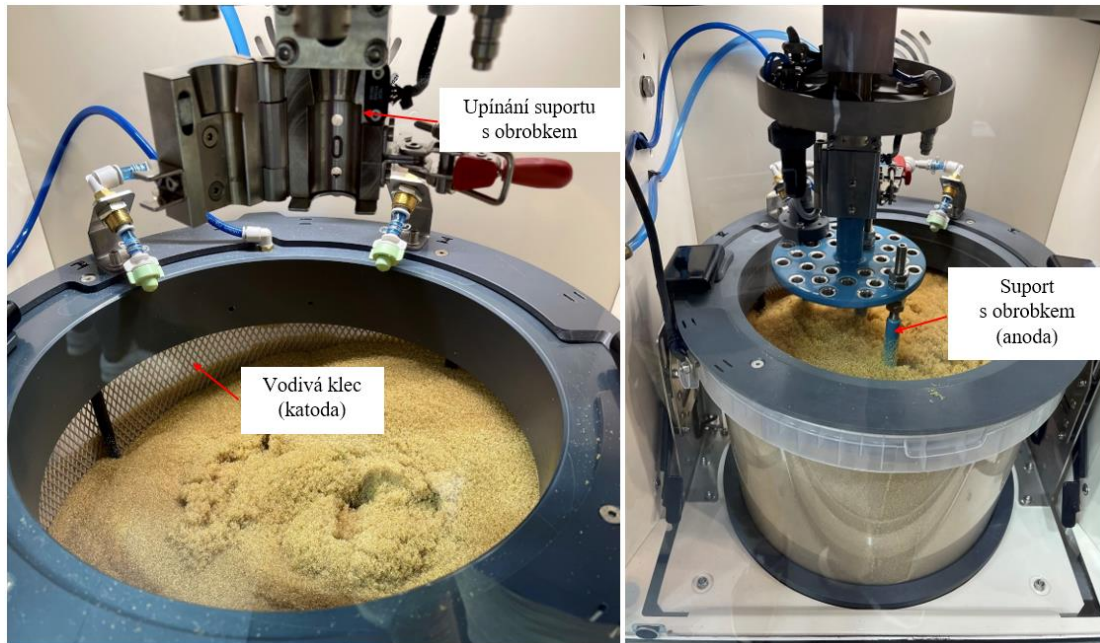
Obr. 28 Zrnka elektrolytu pod elektronovým mikroskopem [60].



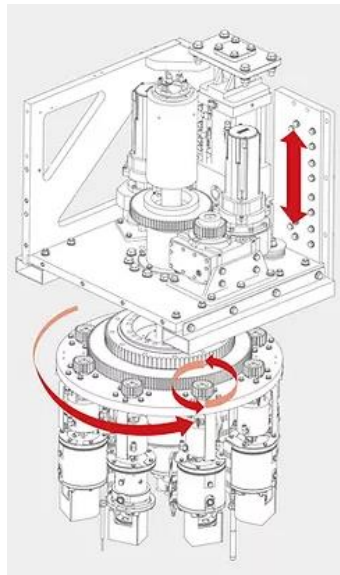
Obr. 29 Ukázka povrchu kolenního implantátu před (vlevo) a po (vpravo) projitím systému DLyte [57].

Tento systém, stejně jako klasické metody elektrolytického leštění, funguje jako uzavřený elektrický obvod. Suport, na kterém je obrobek upevněn, je připojen k pozitivnímu pólu zdroje. Po okraji nádoby, ve které jsou umístěna zrna, je umístěna vodivá klec, která je připojena na negativní pól zdroje (viz obr. 30). Jako vodič mezi těmito dvěma zdroji funguje sulfonová kyselina obsažená v zrnech.

Na rozdíl od klasického leštění, kde je tekuté vodivé médium, v systému DLyte není automaticky zajištěno rovnoměrné obrobení všech ploch, především pak těch vnitřních a komplexnějších. Proto je zapotřebí komplexního pohybu obrobku v médiu. Tento pohyb se skládá ze tří základních pohybů, vertikální pohyb podél hlavní osy suportu, rotační pohyb kolem hlavní osy suportu a rotační pohyb kolem osy obrobku (viz obr. 31).



Obr. 30 Systém DLyte 100I.



Obr. 31 Znáznornění pohybu suportu v systému DLyte PRO500 [57].

U elektrolytického leštění se obecně využívá dvou základních mechanismů přenosu částic. Prvním je tzv. *dissolution product limited transport* (přenos omezený produktem rozpouštění) a druhým je tzv. *acceptor limited transport* (přenos omezený akceptorem) [61]. V prvním mechanismu se ionty tvořené na anodě (tedy obrobku) nestíhají difundovat do elektrolytu a objevuje se rozpouštění těchto iontů, primárně na vrcholech povrchu. V druhém mechanismu je zapotřebí tzv. akceptoru, který za pomoci chelatace odebírá ionty z povrchu obrobku. V systému DLyte hrají roli oba tyto mechanismy, i když každý v jiném poměru [59]. Samotný proces se skládá z opakujícího se cyklu, který se skládá ze čtyř fází.

Ve fázi T1 není aplikováno žádné napětí, aby se systém mohl chemicky vyrovnat a aby se vytvořila tzv. mokrá vrstva na povrchu obrobku a na jednotlivých zrnkách elektrolytu. Tato mokrá vrstva se vytvoří díky porézním zrnkům elektrolytu, které obsahují sulfonovou kyselinu.

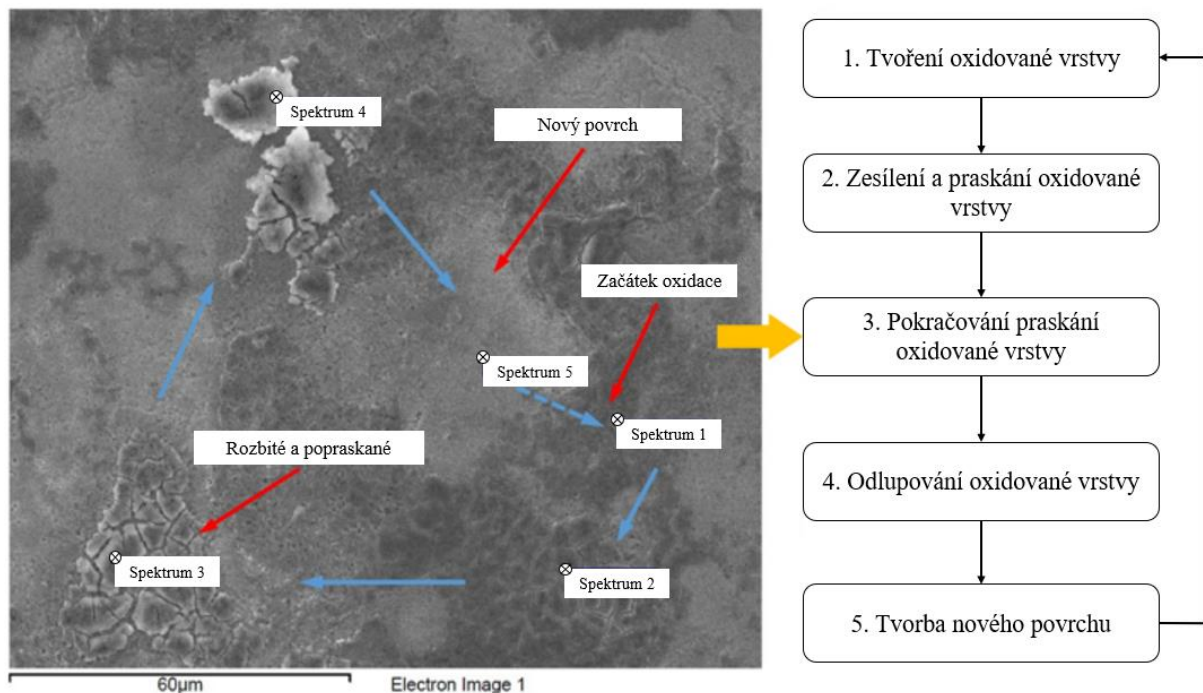
Ve fázi T2 je aplikováno pozitivní napětí, díky kterému začne docházet k oxidaci povrchu a následnému rozpouštění iontů materiálu obrobku za procesu *acceptor limited transport*

(viz obr. 32 a tab. 11). Během této části tedy dochází k odebrání materiálu a úpravě povrchu. Aplikované napětí závisí na materiálu obrobku, obvyklé hodnoty jsou od 20 V do 50 V [60].

Ve fázi T3 není aplikováno žádné napětí, aby se systém mohl opět chemicky vyrovnat a aby se obnovila mokrá vrstva na povrchu obrobku a zrcích elektrolytu.

Ve fázi T4 je aplikováno negativní napětí, díky kterému se redukuje oxidovaná vrstva materiálu na povrchu obrobku.

Výslednou drsnost lze ovlivnit změnou hodnoty aplikovaného napětí ve fázích T2 a T4 a změnou délky času fáze T2 (obvyklé hodnoty jsou v řádu desítek  $\mu\text{s}$ ), při které dochází k odběru materiálu z povrchu obrobku. Při zvýšení napětí a času fáze T2 je dosahováno nejen lepšího povrchu, ale také lepší efektivity procesu [59].



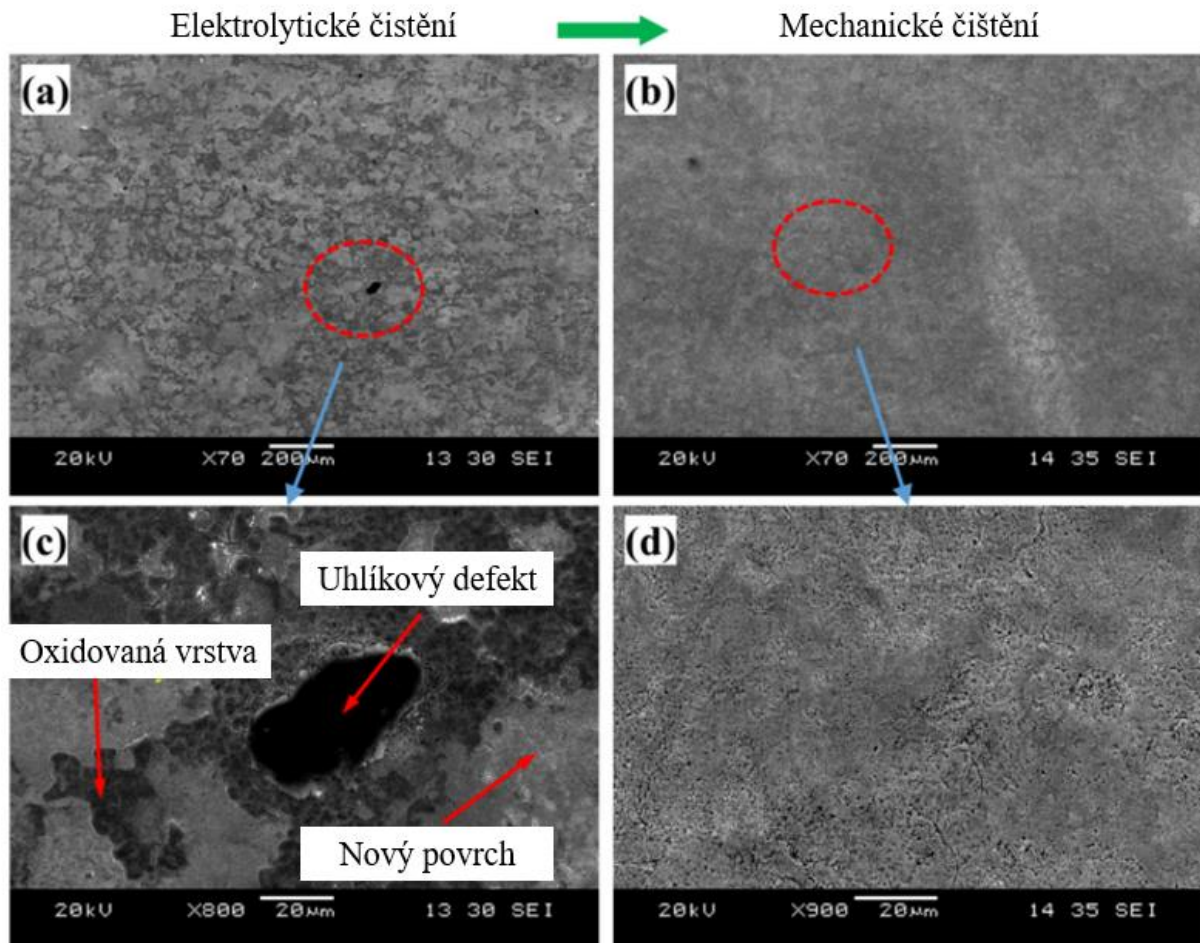
Obr. 32 Mechanismus odebrání materiálu elektrolytického čištění za sucha [60].

Tab. 11 Chemické složení (hmotnostní %) oceli 316L v různých místech korespondující s obr. 32 [60].

Prvek	Spektrum 1	Spektrum 2	Spektrum 3	Spektrum 4	Spektrum 5
O	21,13	31,15	46,80	50,45	6,34
Cr	14,87	12,86	7,96	9,04	17,23
Mn	2,39	1,98	1,20	0,96	3,11
Fe	48,65	41,41	29,30	28,28	56,58
Ni	9,58	7,51	4,06	3,50	12,31
Mo	2,82	4,23	10,11	7,07	3,81

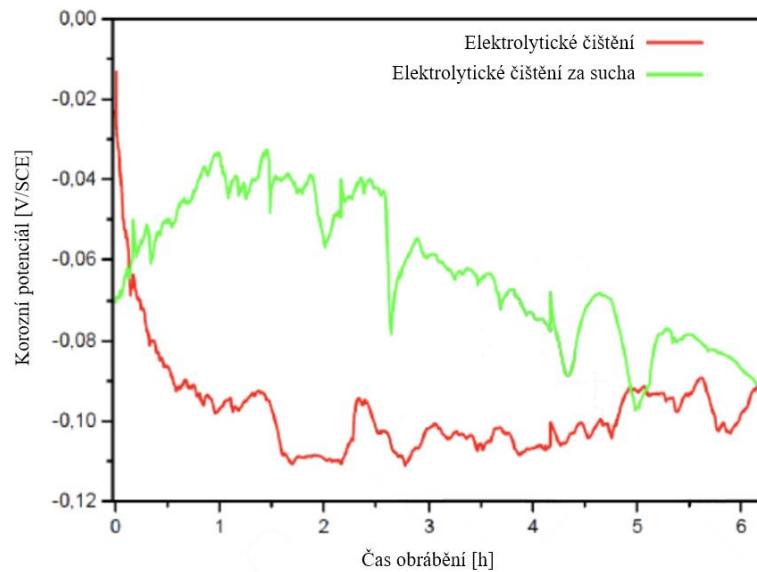
Po tomto procesu mohou na povrchu zůstat různé defekty, jako například místa s vysokou koncentrací uhlíku nebo zbytky zoxidovaných vrstev materiálu. Tyto defekty jdou jednoduše odstranit použitím čistě mechanického leštění (viz obr. 33). To lze provést přímo v systému

DLyte. Abrasivní efekt je sice za běžného provozu, tedy při aplikaci napětí, zanedbatelný, pokud je ovšem vypnuto aplikované napětí, lze tento systém použít jako čistě mechanické leštění [60].



Obr. 33 Povrch před (a, c) a po (b, d) odstranění defektů pomocí 1 hodiny mechanického leštění [60].

Oproti běžným metodám elektrolytického obrábění slibuje tento systém mimo jiné i lepší korozivní chování [62]. Během prvních dvou hodin obrábění se korozní potenciál obrobku dokonce zlepšuje. Po šesti hodinách obrábění se pak tento potenciál dostává na úroveň klasických elektrolytických metod (viz obr. 34).



Obr. 34 Korozní potenciál v závislosti na čase obrábění [62].

Vzhledem k použití sulfonové kyseliny v médiu je důležitou otázkou biokompatibilita této metody. Podle laboratorních studií lze tento systém považovat za biokompatibilní a ne-cytotoxický [63]. Vzhledem k tomu, jak nová je tato technologie, však zatím nejsou tyto laboratorní studie podloženy praxí.

Na rozdíl od omílání, které je potřeba dělat ve více krocích, nabízí společnost DLyte zrychlení a zjednodušení výroby. V závislosti na povrchu, který je požadován, doporučují před použitím jejich systému nechat implantát upravit jedním, až dvěma kroky omílání. Poté stačí použít jejich systém a povrch by měl být upraven do finální podoby (viz obr. 35).



Obr. 35 Zrychlení dokončovacích úprav výrobku [57].

### 3 SROVNÁVACÍ ZKOUŠKA

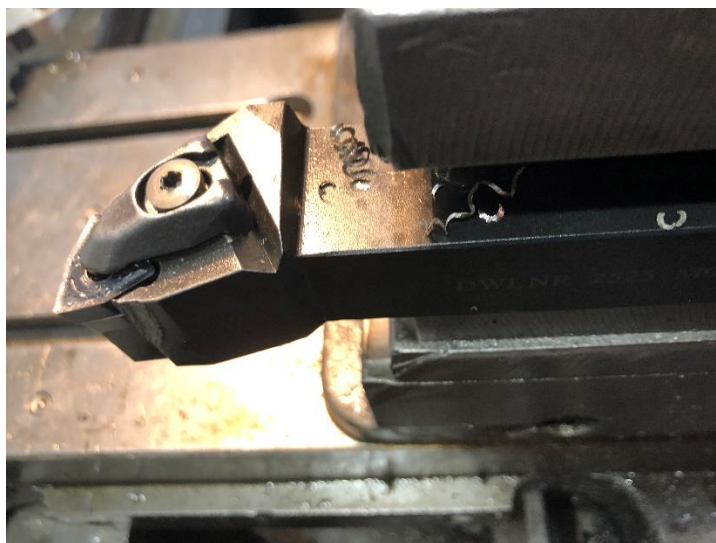
Úkolem srovnávací zkoušky bude analyzovat strukturu povrchu dosaženou po obrábění systémem DLyte a tyto výsledky následně porovnat s veřejně dostupnými výsledky současných dokončovacích metod, především tedy omíláním. Jako materiál vzorků byla zvolena slitina titanu Ti6Al4V, především díky jejímu hojnému zastoupení v kloubních implantátech. Vzhledem k tomu, že se jedná o novou metodu, nejsou zatím dohledatelné požadované vstupní vlastnosti povrchu. Zkouška tedy bude probíhat na šesti různých vzorcích s různou vstupní drsností. Tyto vzorky budou odeslány do Španělska do sídla firmy GPAINNOVA, která tuto metodu vytvořila. Tam budou obrobena systémem DLyte a následně odeslány zpět do Brna. Povrch vzorků bude následně vyhodnocen a porovnán s výchozím stavem a s jinými dokončovacími metodami.

#### 3.1 Příprava vzorků

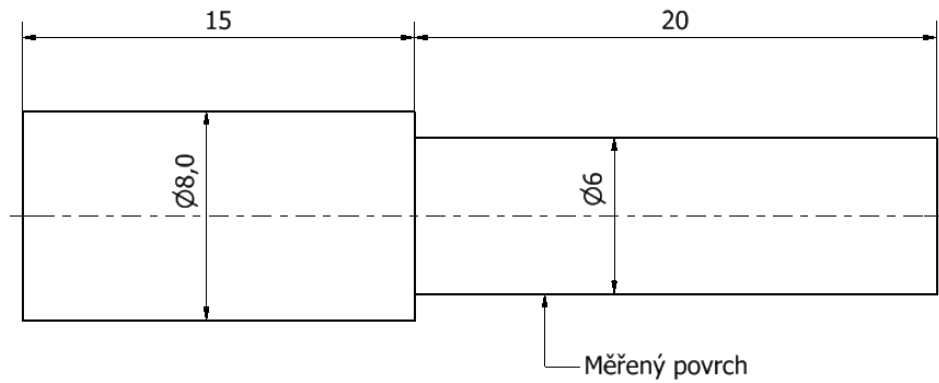
Vzorky byly původně soustruženy na čtyři různé drsnosti, které jsou společně s dalšími reznými parametry vidět v tab. 12. Obráběny byly nožem s výměnnou břitovou destičkou ze slinutého karbidu WNMG080408-HRM AH8005, která byla upevněna na držáku DWLNR 2525 M08 KT 305 (viz obr. 36). Tato destička je určena pro obrábění materiálů skupin M a S, tedy austenitické a feriticko-austenitické oceli korozivzdorné, žáruvzdorné a žárupevné, oceli nemagnetické a ořezavzdorné a speciální žárupevné slitiny na bázi Ni, Co, Fe a Ti. Technický výkres vzorku, který bude analyzován, lze vidět na obr. 37 a průběh obrábění lze vidět na obr. 38.

Tab. 12 Posuv na otáčku při obrábění jednotlivých vzorků.

Vzorek	$v_c$ [m/min]	$a_p$ [mm]	$f$ [mm/ot]
1	48	1	0,14
2	48	1	0,1
3	48	1	0,075
4, 5, 6	48	1	0,05



Obr. 36 Upevnění destičky v držáku.



Obr. 37 Výkres vzorku.



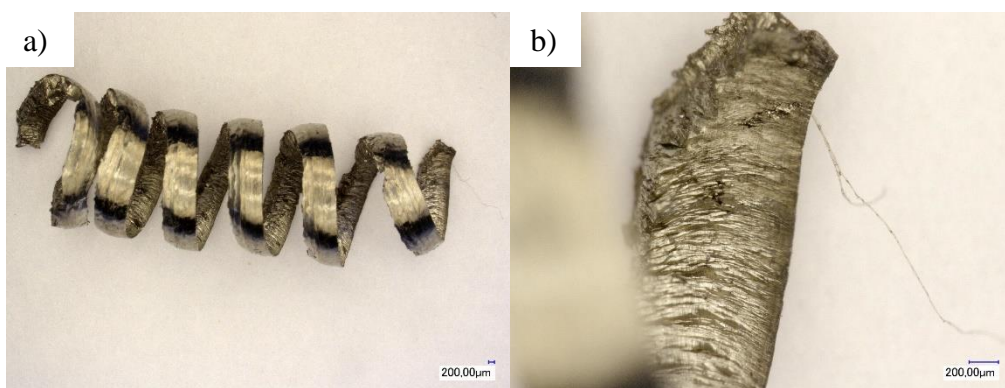
Obr. 38 Soustružení vzorku (vlevo) a výsledný vzorek (vpravo).

Povrch prvních čtyř vzorků byl ponechán pouze ve stavu po soustružení. Vzhledem k tomu, že pro systém DLyte platí pravidlo, čím lepší vstupní drsnost, tím lepší výsledná drsnost povrchu, a sám výrobce doporučuje pro co nejlepší výsledek obrobek předem leštit [57], povrch vzorků 5 a 6 byl dále upravován. Zároveň se díky tomu zvětší zkoumaná škála vstupních drsností. Oba vzorky byly postupně broušeny smirkovými papíry o hrubostech 120, 240, 600, 800 a 1000. Následně byly vzorky leštěny za pomoci diamantové pasty Struers o různé zrnitosti (viz tab. 13), která byla na obrobek nanášena jelenicovou kůží. Obvodová rychlost ( $v_c$ ) byla 100 m/min a jelenicová kůže byla přitlačována ručně.

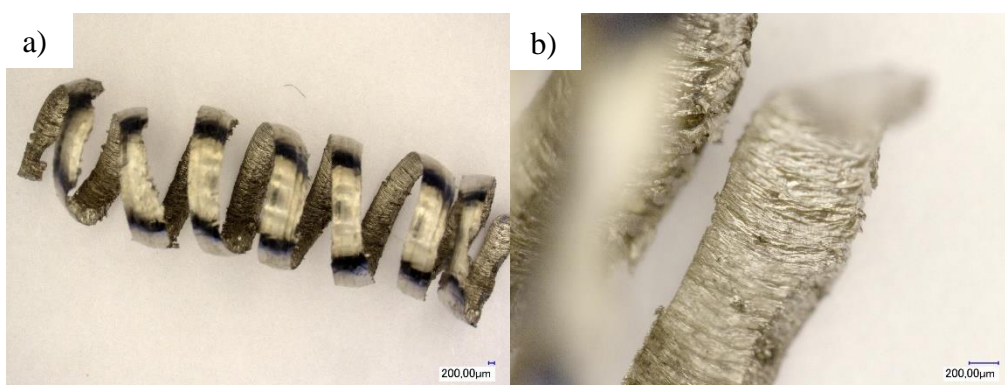
Tab. 13 Vstupní úprava povrchu vzorků.

Vzorek	Metoda úpravy povrchu
1, 2, 3, 4	Soustruženo
5	Soustruženo, broušeno, leštěno (diamantová pasta o zrnitosti 2 $\mu\text{m}$ )
6	Soustruženo, broušeno, leštěno (diamantová pasta o zrnitosti 1 $\mu\text{m}$ )

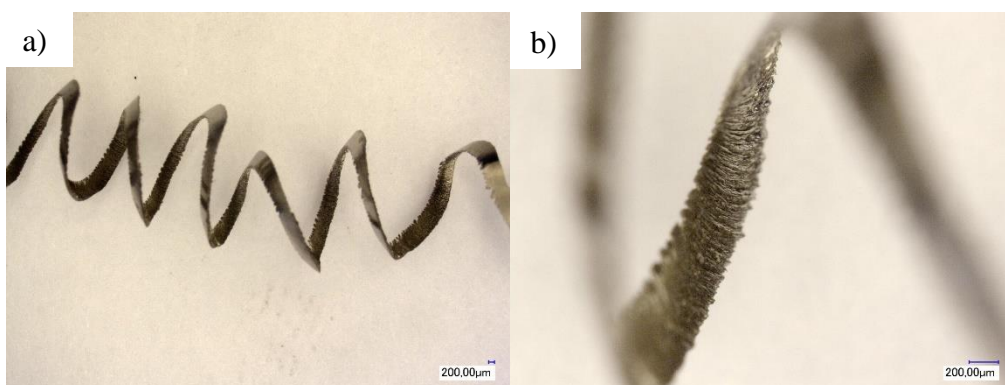
Na analýze třísek každého ze vzorků (viz obr. 39, 40, 41, 42) je vidět, že řezné podmínky procesu byly nastaveny správně. Všechny třísky jsou vinuté krátké, jejich objemový součinitel ( $W$ ) se tedy pohybuje mezi 60 a 80. Tvar třísek je tvářený, soudržný a plynulý. Na mikroskopických snímcích třísek jdou také dobře vidět jednotlivé roviny stříhu a kluzu. Rozdíl mezi třískami jednotlivých vzorků je především šířka třísky, a to z důvodu použití různé posuvové rychlosti.



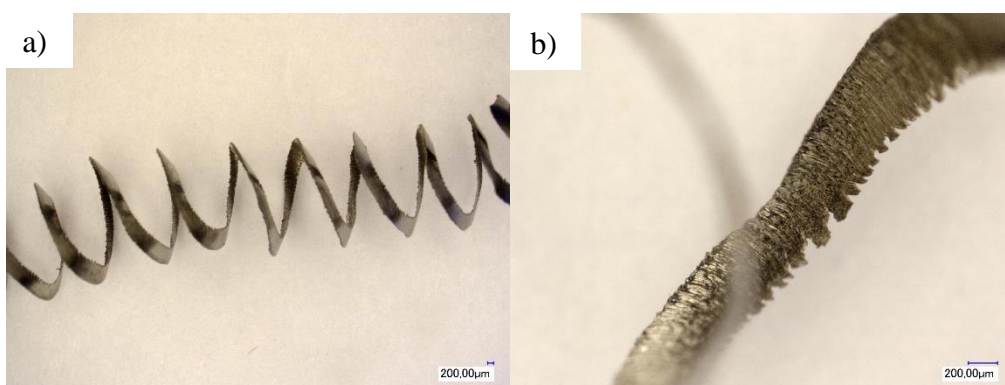
Obr. 39 Tříška tvořená při obrábění vzorku 1, zvětšení 20x (a) nebo 100x (b)



Obr. 40 Tříška tvořená při obrábění vzorku 2, zvětšení 20x (a) nebo 100x (b)



Obr. 41 Tříška tvořená při obrábění vzorku 3, zvětšení 20x (a) nebo 100x (b)



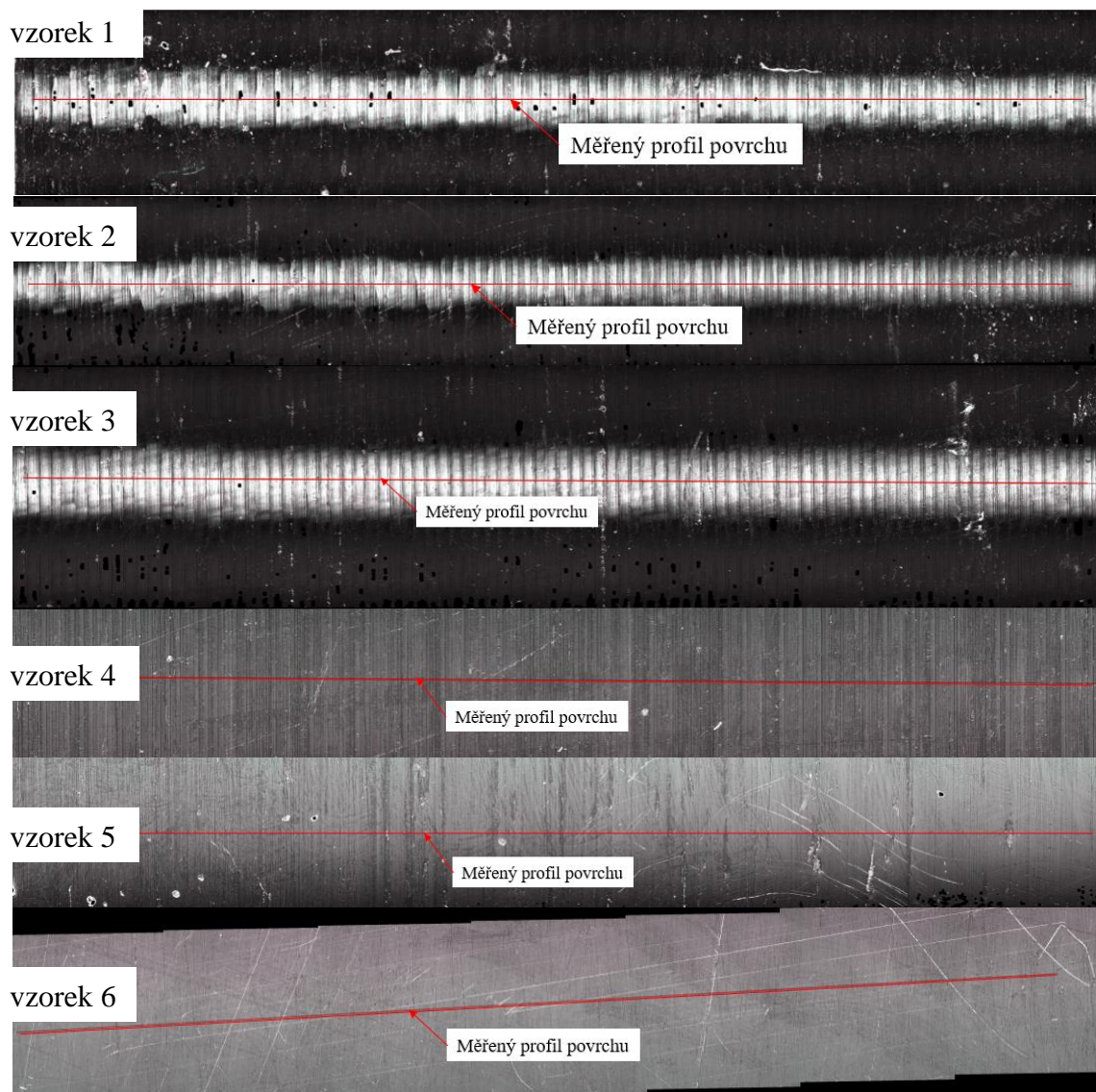
Obr. 42 Tříška tvořená při obrábění vzorků 4,5 a 6, zvětšení 20x (a) nebo 100x (b)

### 3.2 Analýza povrchu vzorků před úpravou systémem DLyte

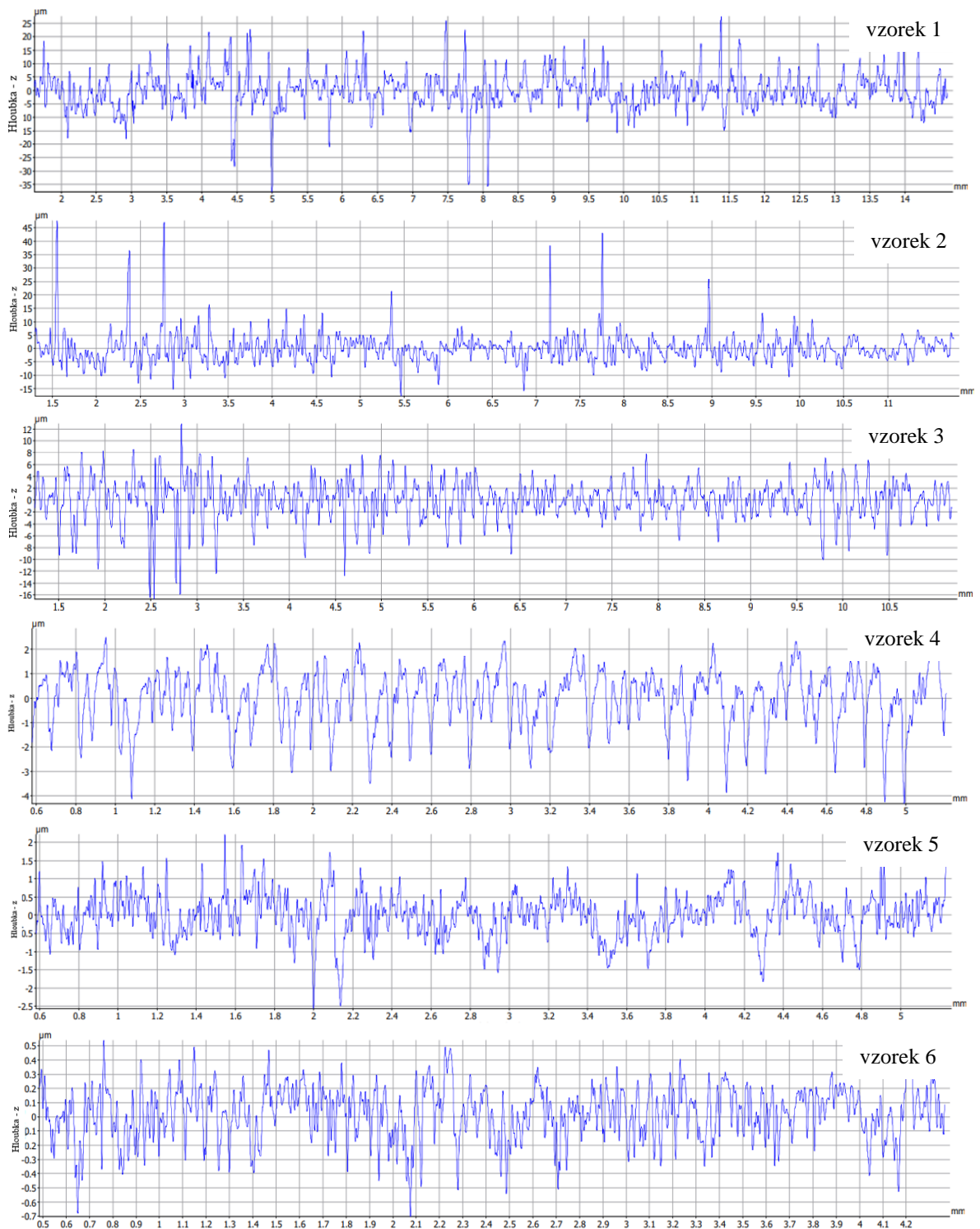
Povrch všech šesti vzorků byl analyzován na bezdotykovém měřicím přístroji Alicona Infinite Focus, který funguje na bázi „Focus Variation“. Vyhodnocovány byly základní parametry povrchu, konkrétně Ra, Rq, Rt, Rz a Rsk.

Na obr. 43 jde vidět vzhled povrchu jednotlivých vzorků a naznačení profilu, jehož drsnost byla měřena. Na prvních čtyřech vzorcích jdou jasně vidět stopy po soustružení a rozdíl v aplikované posuvové rychlosti. Na vzorcích 5 a 6, které byly leštěny, již tyto stopy téměř vidět nelze.

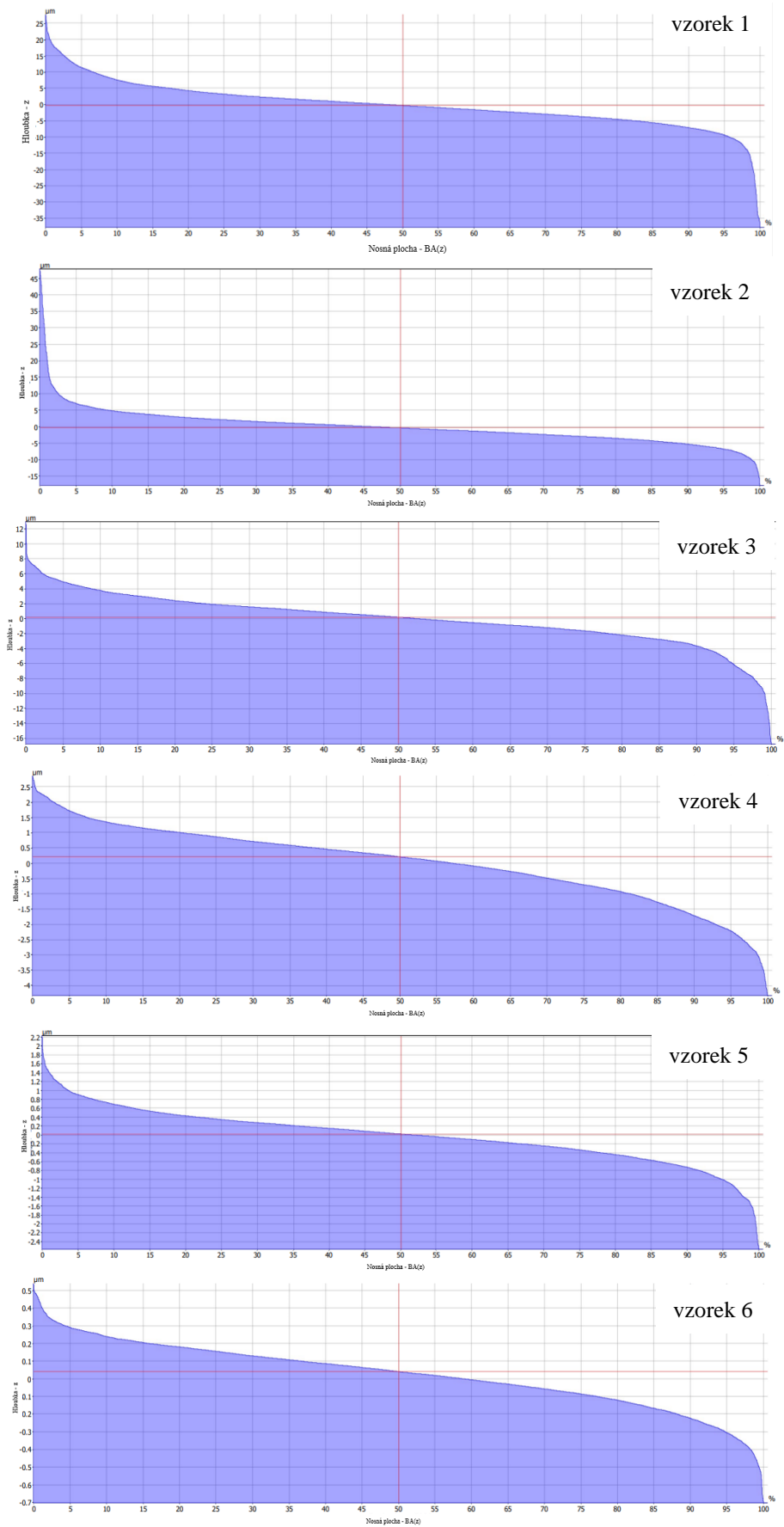
Vyhodnocený profil drsnosti po odstranění vlnitosti lze vidět na obr. 44 a na obr. 45 lze vidět Abbottova-Firestonova křivka všech vzorků. Na ní lze vidět rozložení nerovností povrchu kolem nosné roviny. Lze z ní též odhadnout znaménko šikmosti profilu povrchu (Rsk), která je pro implantáty důležitá. Pozitivní šikmost profilu generuje problémy na styku dvou kloubních ploch. Jediný vzorek, který má pozitivní šikmost profilu je vzorek 2, bude tedy zajímavé vidět, jak se tato hodnota změní po obrábění systémem DLyte. Konkrétní hodnoty měřených veličin jsou vidět v tab. 14.



Obr. 43 Vzhled povrchu vzorků a naznačení měřeného profilu drsnosti.



Obr. 44 Naměřený profil drsnosti jednotlivých vzorků.



Obr. 45 Abbottova–Firestoneova křivka jednotlivých vzorků.

Tab. 14 Naměřené hodnoty jednotlivých vlastností povrchu.

Vzorek	Ra [ $\mu\text{m}$ ]	Rq [ $\mu\text{m}$ ]	Rt [ $\mu\text{m}$ ]	Rz [ $\mu\text{m}$ ]	Rsk [-]	Lc [ $\mu\text{m}$ ]
1	4,797	6,756	65,356	47,222	-0,360	2500
2	3,492	5,427	65,394	46,317	2,883	2500
3	2,418	3,268	29,558	19,397	-0,743	800
4	0,947	1,193	7,173	6,174	-0,585	800
5	0,444	0,588	4,787	3,346	-0,375	800
6	0,148	0,185	1,242	1,025	-0,031	800

### 3.3 Analýza povrchu vzorků po úpravě systémem DLyte a porovnání výsledků

V této závěrečné části měla proběhnout analýza získaného povrchu a srovnání dosažených výsledků s výsledky jiných dokončovacích metod. Bohužel z důvodu současné pandemické situace došlo k prodlení na straně firmy GPAINNOVA a vzorky nebyly včas vráceny k analýze na pracoviště VUT.

---

## ZÁVĚR

Tato práce se stručně zabývá problematikou spojenou s kloubními implantáty, tedy řeší používaných materiálů a metodami výroby kloubních implantátů. Větší pozornost je pak věnována novým dokončovacím metodám, především systému DLyte. Tyto nové dokončovací metody jsou odpovědí na rozvoj a čím dál tím častější využívání aditivních technologií při výrobě implantátů. Umožňují totiž dokončovací práce na komplexních strukturách vytvořených předem zmíněnými aditivními technologiemi.

Navržená zkouška spočívá v porovnání drsnosti povrchu a šikmosti profilu na šesti vzorcích. Vzorky byly vyrobeny ze slitiny titanu Ti6Al4V, která je velmi často používaná pro kloubní implantáty. Každý vzorek byl předem obroben na různou drsnost, pohybující se od Ra 4,797  $\mu\text{m}$  do Ra 0,148  $\mu\text{m}$ . Jejich povrch byl analyzován na pracovišti VUT a následně byly vzorky odeslány společnosti GPAINNOVA do Španělska, kde prošly procesem DLyte.

Bohužel z důvodu současné pandemické situace došlo k prodlení na straně firmy GPAINNOVA a vzorky nebyly včas vráceny k analýze na pracoviště VUT. V daném termínu tedy proběhla pouze příprava a analýza vzorků před obráběním systémem DLyte. Podle studie [59] se po půl hodině obrábění zlepší drsnost povrchu dvou vzorků postupně z Ra 0,44  $\mu\text{m}$  na Ra 0,16  $\mu\text{m}$  a z Ra 0,15  $\mu\text{m}$  na Ra 0,08  $\mu\text{m}$ . Pro vzorky 5 a 6 lze tedy očekávat podobných výsledků.

Tato práce se zabývá pouze analýzou struktury povrchu, dalo by se však analyzovat mnoho dalších vlastností obrobku po projití touto dokončovací metodou. Biokompatibilita metody zatím není dobře ověřená v praxi, její aplikace pro kloubní implantáty je tedy pořád otevřenou otázkou. V jiných sektorech, kde není potřeba biokompatibility by se však tato metoda mohla uplatnit. Mohl by se tak například zkoumat vliv této dokončovací metody na jiné vlastnosti obrobku, jako například tvrdost nebo křehkost.

---

**SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ**

- [1] *World population ageing: highlights* [online]. 2017 [cit. 2022-03-13]. ISSN 9789211515510. Dostupné z: <https://digitallibrary.un.org/record/3799351>
- [2] *World population prospects: Volume 2, demographic profiles* [online]. 2017 [cit. 2022-03-13]. Dostupné z: <https://digitallibrary.un.org/record/3921236?ln=en>
- [3] Life expectancy. In: *Our World in Data* [online]. [cit. 2022-03-13]. Dostupné z: <https://ourworldindata.org/grapher/life-expectancy?tab=chart>
- [4] PYRKOV, Timothy, Konstantin AVCHACIOV, Andrei TARKHOV, Leonid MENSHIKOV, Andrei GUDKOV a Peter FEDICHEV. Longitudinal analysis of blood markers reveals progressive loss of resilience and predicts human lifespan limit. *Nature Communications*. 2021, **12**(1). ISSN 2041-1723. Dostupné z: doi:10.1038/s41467-021-23014-1
- [5] LEE, Ryan a Walter KEAN. Obesity and knee osteoarthritis. *Inflammopharmacology*. 2012, **20**(2), 53-58. ISSN 0925-4692. Dostupné z: doi:10.1007/s10787-011-0118-0
- [6] Obesity and overweight. In: *World Health Organization* [online]. [cit. 2022-04-20]. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
- [7] BUČKOVÁ, Katrin. *Studium technologií spékání slitiny Ti6Al4V pro implantáty*. Brno, 2018. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
- [8] Kloubní náhrady pacientům na míru. In: *Science mag* [online]. [cit. 2022-04-20]. Dostupné z: <https://sciencemag.cz/kloubni-nahrady-pacientum-na-miru/>
- [9] 4 types of knee implants. In: *Harvard Health* [online]. [cit. 2022-04-20]. Dostupné z: <https://www.health.harvard.edu/pain/4-types-of-knee-implants>
- [10] KLUSÁK, O. *Biokompatibilní materiály na bázi kovů a jejich využití*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Lenka Klakurková, Ph. D.
- [11] Knee implant. In: *MyHealth* [online]. [cit. 2022-04-20]. Dostupné z: [https://myhealth.alberta.ca/Health/\\_layouts/15/healthwise/media/medical/hw/h9991264\\_005.jpg](https://myhealth.alberta.ca/Health/_layouts/15/healthwise/media/medical/hw/h9991264_005.jpg)
- [12] MURR, Lawrence, Sara GAYTAN, Edwin MARTINEZ, Frank MEDINA a Ryan WICKER. Next Generation Orthopaedic Implants by Additive Manufacturing Using Electron Beam Melting. *International Journal of Biomaterials*. 2012, **2012**, 1-14. ISSN 1687-8787. Dostupné z: doi:10.1155/2012/245727
- [13] Náhrada kyčelního kloubu. In: *Sandvik Coromat* [online]. [cit. 2022-04-20]. Dostupné z: <https://www.sandvik.coromant.com/cs-cz/industrysolutions/medical/hip/pages/default.aspx>
- [14] Clinical Outcomes and Statistics of Knee Replacement. In: *Healthline* [online]. [cit. 2022-04-20]. Dostupné z: <https://www.healthline.com/health/total-knee-replacement-surgery/outcomes-statistics-success-rate>
- [15] Vše o totální endoprotéze kolene (TEP). In: *Proormented* [online]. [cit. 2022-04-20]. Dostupné z: <https://www.proormented.cz/operace-kloubu-a-vyuziti-motodlahy/vse-o-totalni-endoproteze-kolene--tep/>
- [16] Kompletní průvodce pro pacienta před operací (TEP). In: *Proormented* [online]. [cit. 2022-04-20]. Dostupné z: <https://www.proormented.cz/operace-kloubu-a-vyuziti-motodlahy/kompletni-pruvodce-pro-pacienta-pred-operaci-tep/>
-

- 
- [17] METELKOVÁ, Jitka. *Pokročilé metody vyhodnocování topografie povrchu*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
- [18] HOBSON, Taylor. *Form Talysurf Intra: Operator's Handbook* [online]. In: . [cit. 2022-04-26]. Dostupné z: [https://www.taylor-hobson.com/-/media/ametektaylorhobson/files/learning-zone/user-guides/form-talysurf-intra-handbook-1\\_5.pdf](https://www.taylor-hobson.com/-/media/ametektaylorhobson/files/learning-zone/user-guides/form-talysurf-intra-handbook-1_5.pdf)
- [19] DURAKBASA, M.N., P.H. OSANNA a P. DEMIRCIOGLU. The factors affecting surface roughness measurements of the machined flat and spherical surface structures – The geometry and the precision of the surface. *Measurement*. 2011, **44**(10), 1986-1999. ISSN 02632241. Dostupné z: doi:10.1016/j.measurement.2011.08.020
- [20] VORBURGER, Ted. *Optical Methods of Surface Measurement* [online]. In: . [cit. 2022-04-26]. Dostupné z: <https://www.nist.gov/system/files/documents/oles/3-Vorburger-Ted-Optical-Methods-of-Surface-Measurement-MSSFAA-10jul12.pdf>
- [21] MATHIA, T.G., P. PAWLUS a M. WIECZOROWSKI. Recent trends in surface metrology. *Wear*. 2011, **271**(3-4), 494-508. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2010.06.001
- [22] BERMUDEZ, Carlos. Active Illumination Focus Variation. In: *Sensofar Metrology* [online]. [cit. 2022-04-26]. Dostupné z: <https://www.sensofar.com/pub-active-illumination-focus-variation-paper/>
- [23] ČSN EN ISO 4287. *Geometrické požadavky na výrobky (GPS) - Struktura povrchu: Profilová metoda - Termíny, definice a parametry struktury povrchu*.
- [24] KOUTSKÝ, Jaroslav. *Biomateriály*. Plzeň: Západočeská univerzita, 1997. ISBN 80-708-2370-4.
- [25] Biomaterials - Classifications and Behaviour of Different Types of Biomaterials. In: *AZO materials* [online]. [cit. 2022-04-24]. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=2630>
- [26] PARK, Joon a Roderic LAKES. *Biomaterials: an introduction*. 3rd ed. New York: Springer, 2007. ISBN 978-0-387-37880-0.
- [27] ASRI, R.I.M., W.S.W. HARUN, M. SAMYKANO, N.A.C. LAH, S.A.C. GHANI, F. TARLOCHAN a M.R. RAZA. Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. *Materials Science and Engineering: C*. 2017, **77**, 1261-1274. ISSN 09284931. Dostupné z: doi:10.1016/j.msec.2017.04.102
- [28] HEDBERG, Yolanda, Bin QIAN, Zhijian SHEN, Sannakaisa VIRTANEN a Inger ODNEVALL WALLINDER. In vitro biocompatibility of CoCrMo dental alloys fabricated by selective laser melting. *Dental Materials*. 2014, **30**(5), 525-534. ISSN 01095641. Dostupné z: doi:10.1016/j.dental.2014.02.008
- [29] AXINTE, Dragos, Yuebin GUO, Zhirong LIAO, Albert SHIH, Rachid M'SAOUBI a Naohiko SUGITA. Machining of biocompatible materials — Recent advances. *CIRP Annals*. 2019, **68**(2), 629-652. ISSN 00078506. Dostupné z: doi:10.1016/j.cirp.2019.05.003
- [30] A.6.3. *Stainless Steel AISI 316L* [online]. In: . [cit. 2022-04-02]. Dostupné z: [http://esmat.esa.int/Services/Preferred\\_Lists/Materials\\_Lists/a63.htm](http://esmat.esa.int/Services/Preferred_Lists/Materials_Lists/a63.htm)
- [31] Surgical Equipment. In: *IndiaMART* [online]. [cit. 2022-04-21]. Dostupné z: <https://www.indiamart.com/debson-enterprise/surgical-instruments.html>
-

- 
- [32] DOLGOV, , DIKOVA, DZHENDOV, PAVLOVA a SIMOV. Mechanical properties of dental Co-Cr alloys fabricated via casting and selective laser melting. *Scientific Proceedings*. 2016, 29-33.
- [33] *Cobalt Chrome Denture* [online]. In: . [cit. 2022-04-02]. Dostupné z: <https://www.dentureclinic.ie/index.php/services/cobaltchromedenture/>
- [34] BAİLON, Jean-Paul a Jean-Marie DORLOT. *Des matériaux*. 3e édition. Quebec: Presses internationales Polytechnique, 2000. ISBN 978-2-553-00770-5.
- [35] MANTRIPRAGADA, Venkata, Beata LECKA-CZERNIK, Nabil EBRAHEIM a Ambalangodage JAYASURIYA. An overview of recent advances in designing orthopedic and craniofacial implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2012, -. ISSN 15493296. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.a.34605
- [36] BOBYN, J., R.A. POGGIE, J.J. KRYGIER et al. *Clinical Validation of a Structural Porous Tantalum Biomaterial for Adult Reconstruction*. 2004, **86**, 123-129. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/00004623-200412002-00017
- [37] CHAKRABORTY BANERJEE, Parama, Saad AL-SAAD, Lokesh CHOUDHARY, Shervin HARANDI a Raman SINGH. Magnesium Implants: Prospects and Challenges. *Materials*. 2019, **12**(1). ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma12010136
- [38] ERBEL, Raimund, Carlo DI MARIO, Jozef BARTUNEK et al. Temporary scaffolding of coronary arteries with bioabsorbable magnesium stents: a prospective, non-randomised multicentre trial. *The Lancet*. 2007, **369**(9576), 1869-1875. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(07)60853-8
- [39] WINDHAGEN, Henning, Kerstin RADTKE, Andreas WEIZBAUER et al. Biodegradable magnesium-based screw clinically equivalent to titanium screw in hallux valgus surgery: short term results of the first prospective, randomized, controlled clinical pilot study. *BioMedical Engineering OnLine*. 2013, **12**(1). ISSN 1475-925X. Dostupné z: doi:10.1186/1475-925X-12-62
- [40] CHNG, C.B., D.P. LAU, J.Q. CHOO a C.K. CHUI. A bioabsorbable microclip for laryngeal microsurgery: Design and evaluation. *Acta Biomaterialia*. 2012, **8**(7), 2835-2844. ISSN 17427061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2012.03.051
- [41] WAIZY, Hazibullah, Jan-Marten SEITZ, Janin REIFENRATH, Andreas WEIZBAUER, Friedrich-Wilhelm BACH, Andrea MEYER-LINDENBERG, Berend DENKENA a Henning WINDHAGEN. Biodegradable magnesium implants for orthopedic applications. *Journal of Materials Science*. 2013, **48**(1), 39-50. ISSN 0022-2461. Dostupné z: doi:10.1007/s10853-012-6572-2
- [42] HÄNZI, Anja, Andrej METLAR, Michael SCHINHAMMER, Heba AGUIB, Tim LÜTH, Jörg LÖFFLER a Peter UGGOWITZER. Biodegradable wound-closing devices for gastrointestinal interventions: Degradation performance of the magnesium tip. *Materials Science and Engineering: C*. 2011, **31**(5), 1098-1103. ISSN 09284931. Dostupné z: doi:10.1016/j.msec.2011.03.012
- [43] CAMPBELL, Pat, Fu-Wen SHEN a Harry MCKELLOP. Biologic and Tribologic Considerations of Alternative Bearing Surfaces. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004, **418**, 98-111. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/00003086-200401000-00017
- [44] DEGIDI, Marco, Luciano ARTESE, Antonio SCARANO, Vittoria PERROTTI, Peter GEHRKE a Adriano PIATTELLI. Inflammatory Infiltrate, Microvessel Density, Nitric Oxide Synthase Expression, Vascular Endothelial Growth Factor Expression, and Proliferative Activity in Peri-Implant Soft Tissues Around Titanium and Zirconium
-

- 
- Oxide Healing Caps. *Journal of Periodontology*. 2006, **77**(1), 73-80. ISSN 0022-3492. Dostupné z: doi:10.1902/jop.2006.77.1.73
- [45] SCHUBERT, H. a Friedrich FREY. Stability of Y-TZP during hydrothermal treatment: neutron experiments and stability considerations. *Journal of the European Ceramic Society*. 2005, **25**(9), 1597-1602. ISSN 09552219. Dostupné z: doi:10.1016/j.jeurceramsoc.2004.03.025
- [46] TSUKAMOTO, Riichiro, Sam CHEN, Taiyo ASANO, Mikio OGINO, Hiromu SHOJI, Takashi NAKAMURA a Ian CLARKE. Improved wear performance with crosslinked UHMWPE and zirconia implants in knee simulation. *Acta Orthopaedica*. 2009, **77**(3), 505-511. ISSN 1745-3674. Dostupné z: doi:10.1080/17453670610046479
- [47] ABELLÁN-NEBOT, J., H. SILLER, C. VILA a C. RODRÍGUEZ. An experimental study of process variables in turning operations of Ti–6Al–4V and Cr–Co spherical prostheses. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2012, **63**(9-12), 887-902. ISSN 0268-3768. Dostupné z: doi:10.1007/s00170-012-3955-0
- [48] PRAT, David. *PROCÉDÉS: Découverte synthétique des procédés de fabrication de pièces industrielles*. 2019.
- [49] EL-HADAD, Shima, Waleed KHALIFA a Adel NOFAL. Surface modification of investment cast-316L implants: Microstructure effects. *Materials Science and Engineering: C*. 2015, **48**, 320-327. ISSN 09284931. Dostupné z: doi:10.1016/j.msec.2014.12.038
- [50] KLAS, Boivie. *Metals: An Overview of Processes and Materials* [online]. In: . [cit. 2022-04-22]. Dostupné z: <http://3dp.se/wp-content/uploads/2013/09/Klas-Boivie-Sintef.pdf>
- [51] TRUBAČOVÁ, Pavlína. *Moderní metody výroby implantátů technologiemi Rapid prototyping*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
- [52] LEVY, Gideon, Ralf SCHINDEL a J.P. KRUTH. RAPID MANUFACTURING AND RAPID TOOLING WITH LAYER MANUFACTURING (LM) TECHNOLOGIES, STATE OF THE ART AND FUTURE PERSPECTIVES. *CIRP Annals*. 2003, **52**(2), 589-609. ISSN 00078506. Dostupné z: doi:10.1016/S0007-8506(07)60206-6
- [53] SAPTAJI, Kushendarsyah, Mebrahitom GEBREMARIAM a Mohd AZHARI. Machining of biocompatible materials: a review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2018, **97**(5-8), 2255-2292. ISSN 0268-3768. Dostupné z: doi:10.1007/s00170-018-1973-2
- [54] Manufacturing medical implants at a high speed. In: *Phys.org* [online]. [cit. 2022-04-22]. Dostupné z: <https://phys.org/news/2010-12-medical-implants-high.html>
- [55] OTEC: *Precision finishing solutions* [online]. [cit. 2022-04-30]. Dostupné z: <https://www.otec.de/en/>
- [56] OTEC: *Drag finishing units* [online]. In: . [cit. 2022-04-30]. Dostupné z: [https://www.otec.de/fileadmin/uploads/Downloads/Prospekte/Prospekt\\_Drag\\_finishing\\_DF\\_EN.pdf](https://www.otec.de/fileadmin/uploads/Downloads/Prospekte/Prospekt_Drag_finishing_DF_EN.pdf)
- [57] DLYte [online]. [cit. 2022-04-03]. Dostupné z: <https://www.dlyte.es/>
- [58] DLYte Dental Compact Series Review | DLYte1, DLYte10, DLYte100 Dry Electropolishing Systems. In: *YouTube* [online]. [cit. 2022-04-03]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=GYtYP4cQgDg>
- [59] SIMEUNOVIC, Sven, Christiane JUNG, Dominik MORY, Daniel SEILER a Michael WILD. Investigating dry electro-chemical polishing of titanium structures. *Current*
-

*Directions in Biomedical Engineering*. 2021, **7**(2), 77-80. ISSN 2364-5504. Dostupné z:  
doi:10.1515/cdbme-2021-2020

[60] BAI, Yuchao, Cuiling ZHAO, Jin YANG, Jerry FUH, Wen LU, Can WENG a Hao WANG. *Dry mechanical-electrochemical polishing of selective laser melted 316L stainless steel*. 2020, **193**. ISSN 02641275. Dostupné z:  
doi:10.1016/j.matdes.2020.108840

[61] LANDOLT, D., P.-F. CHAUVY a O. ZINGER. Electrochemical micromachining, polishing and surface structuring of metals: fundamental aspects and new developments. *Electrochimica Acta*. 2003, **48**(20-22), 3185-3201. ISSN 00134686. Dostupné z:  
doi:10.1016/S0013-4686(03)00368-2

[62] DLYTE. *Corrosion tests*.

[63] VIEJO, Colmenar. *Cytotoxicity study performed on the product: DLyte dry electropolishing DryLyte-DLyte-01*. Madrid, 2019.

## SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

## Symboly

Označení	Legenda	Jednotka
A	tažnost	[%]
E	modul pružnosti	[GPa]
Lc	mezní vlnová délka	[ $\mu\text{m}$ ]
Ra	průměrná aritmetická úchylka profilu drsnosti	[ $\mu\text{m}$ ]
Rc	průměrná výška profilu	[ $\mu\text{m}$ ]
Re	mez kluzu	[MPa]
Rku	špičatost posuzovaného profilu	[-]
Rm	mez pevnosti	[MPa]
Rp	největší výška výstupku profilu	[ $\mu\text{m}$ ]
Rq	průměrná kvadratická úchylka posuzovaného profilu	[ $\mu\text{m}$ ]
Rsk	šikmost posuzovaného profilu	[-]
RSm	průměrná šířka prvků profilu	[ $\mu\text{m}$ ]
Rt	celková výška profilu drsnosti	[ $\mu\text{m}$ ]
Rv	největší hloubka prohlubně profilu	[ $\mu\text{m}$ ]
Rz	největší výška profilu	[ $\mu\text{m}$ ]
W	objemový součinitel	[-]
$a_p$	šířka záběru ostří	[mm]
f	posuvová rychlost	[mm/ot]
$v_c$	řezná rychlost	[m/min]
$\lambda$	vlnová délka	[mm]
$\lambda_c$	mezní vlnová délka	[mm]
$\lambda_f$	vlnová délka dlouhovlnného filtru profilu	[mm]
$\lambda_s$	vlnová délka krátkovlnného filtru profilu	[mm]

## Zkratky

Označení	Legenda
2D	dvourozměrné
3D	trojrozměrné
Al	hliník
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	oxid hlinitý
AM	additive manufacturing
AWJM	obrábění vodním paprskem
BCC	kubická tělesově středěná mřížka
C	uhlík
Co	kobalt
Cr	chrom
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
EBM	Electron Beam Melting
EDM	elektroerosivní obrábění
Fe	železo
HCP	šesterečná těsně uspořádaná mřížka
IBM	obrábění paprskem iontů
IT	interval tolerance
LBM	obrábění laserovým paprskem
Mg	hořčík
MgO	oxid hořečnatý

Mn	mangan
Mo	molybden
Ni	nikl
O	kyslík
PVD	nanášení odpařením z pevné fáze
Si	křemík
SLM	Selective Laser Melting
Sn	cín
Ti	titan
UHMWPE	Ultra-high-molecular-weight polyethylene
USM	obrábění ultrazvukem
V	vanad