



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE

INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

VYUŽITÍ MODERNÍCH TECHNOLOGIÍ PRO VÝROBU TVAROVĚ SLOŽITÝCH PLOCH

APPLICATION OF MODERN TECHNOLOGIES FOR PRODUCTION OF COMPLEX SHAPE SURFACES

DIZERTAČNÍ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. Matúš Varhaník

ŠKOLITEL

SUPERVISOR

doc. Ing. Josef Sedlák, Ph.D.

BRNO 2024

ABSTRAKT

Súbor moderných výrobných technológií, bol aplikovaný pri návrhu a výrobe individualizovanej femorálnej komponenty totálnej kolennej endoprotézy. Pred začatím samotného návrhu implantátu bolo uskutočnené testovanie materiálu Ti6Al4V vyrobeného technológiou 3D tlače SLM z hľadiska tribologického kontaktu s artikulačným členom z vysokomolekulárneho polyetylénu. Získané výsledky potvrdili možnosť použitia tejto technológie pre výrobu polotovaru zamýšľaného implantátu.

Ďalšia séria testov postupne definovala charakteristiky technologicko-výrobného procesu z hľadiska smeru tlače, tepelného spracovania, spôsobu opracovania funkčnej plochy či morfológie povrchu.

Depozícia povlakov technológiou PVD cieľila na zvýšenie funkčných vlastností implantátu ako napríklad antibakteriálne vlastnosti, zníženie trenia či zvýšenie odolnosti voči opotrebeniu. Testovanie povlakov v kategóriách topografia, adhézia, kohézia, delaminácia a koeficient trenia postupne vygenerovalo víťaza z pomedzi 3 testovaných povlakov (TiN, WZrB, TiCC).

Záverečná časť dizertačnej práce rámčuje získané poznatky a prenáša ich do predvýrobnej a výrobnjej fázy tvorby femorálnej komponenty totálnej kolennej endoprotézy. Počas tejto fázy sú aplikované poznatky z oblasti reverzného inžinierstva, konštrukcie a technológie trieskového obrábania.

Výstupom práce je implantát, ktorého výroba zahŕňala použitie celkovo 4 softvérových riešení reverzného inžinierstva, CAD/CAM podporu, CNC frézovanie všeobecných plôch, leštenie funkčnej časti a PVD povlakovanie.

Kľúčové slová

Individualizovaný implantát, technológia SLM, titánové zliatiny, PVD povlaky, reverzné inžinierstvo, tribológia, integrita povrchu

ABSTRACT

A set of modern production technologies was applied in the design and production of the individualized femoral component of the total knee endoprosthesis. Before starting the design of the implant itself, the Ti6Al4V material produced by SLM 3D printing technology was tested in terms of tribological contact with the articulation member made of high molecular weight polyethylene. The obtained results confirmed the possibility of using this technology for the production of the semi-finished product of the intended implant.

Another series of tests gradually defined the characteristics of the technological-production process in terms of the direction of printing, heat treatment, the method of processing the functional surface and the morphology of the surface.

The deposition of coatings using PVD technology was aimed at increasing the functional properties of the implant, such as antibacterial properties, reducing friction and increasing wear resistance. Coatings testing in the categories of topography, adhesion, cohesion, delamination and coefficient of friction successively generated a winner from among the 3 tested coatings (TiN, WZrB, TiCC).

The final part of the dissertation frames the acquired knowledge and transfers it to the pre-production and production phase of the creation of the femoral component of the total knee endoprosthesis. During this phase, knowledge from the field of reverse engineering, construction and chip machining technology is applied.

The output of the work is an implant, the production of which included the use of a total of 4 reverse engineering software solutions, CAD/CAM support, CNC milling of general surfaces, polishing of the functional part and PVD coating.

Keywords

Patient specific implant, SLM technology, titanium alloy, PVD coating, reverse engineering, tribology, surface integrity

BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA

Citácia elektronického zdroja

VARHANÍK, Matúš. *Využití moderních technologií pro výrobu tvarově složitých ploch* [online]. Brno, 2024 [cit. 2024-02-25]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/154855>. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. Vedoucí práce Josef Sedlák.

Citácia tlačenej práce

VARHANÍK, Matúš. *Využití moderních technologií pro výrobu tvarově složitých ploch*. Brno, 2024. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/154855>. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. Vedoucí práce Josef Sedlák.

PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že som dizertačnú prácu na tému Využití moderních technológií pro výrobu tvarově složitých ploch, vypracoval samostatne s využitím uvedenej literatúry a podkladov, na základe konzultácií a pod vedením vedúceho práce.

miesto, dátum

Matúš Varhaník

POĎAKOVANIE

Týmto by som chcel poďakovať školiteľovi doc. Ing. Josefovi Sedlákovi, Ph.D. za jeho cenné rady a pripomienky pri vypracovaní práce. Nemenej dôležitým faktorom úspešného odovzdania práce bola moja rodina, ďakujem manželke a rodičom za podporu a vytvorenie podmienok pre vypracovanie tejto práce. Ďakujem jednotlivcom, firemným či vedeckým kolektívom, ktorí mi pomohli svojimi skúsenosťami, vedomosťami či výrobnými kapacitami a sú spomenutí v texte.

OBSAH

Zadanie práce

Abstrakt

Bibliografická citácia

Čestné prehlásenie

Poďakovanie

Obsah

ÚVOD	10
1 DEFINOVANIE CIEĽOV PRÁCE	11
2 MEDICÍNSKE HĽADISKO TEP KOLENA.....	12
2.1 Anatómia kolenného kĺbu	12
2.2 Chronologický vývoj kolenných implantátov	15
2.3 Diagnostika kolenného kĺbu	17
2.3.1 Indikácie pre TEP kolenného kĺbu	18
2.3.2 Kontraindikácie pre TEP kolenného kĺbu	18
2.4 Operačný zákrok.....	18
2.4.1 Rehabilitácia po vykonaní TEP kolena	21
2.4.2 Komplikácie po TEP kolena	22
3 MATERIÁLY PRE VÝROBU IMPLANTÁTOV	24
3.1 Štruktúra povrchu implantovaných materiálov	25
3.2 Vrstvy a povlaky na materiálovom substráte implantátov	27
4 ADITÍVNE TECHNOLOGIE	29
4.1 Reverzné inžinierstvo	31
4.1.1 Zobrazovacie metódy a ich využitie v reverznom inžinierstve	32
4.1.2 Princíp tvorby modelu z MR dát	34
4.1.3 Úprava STL modelu	35
4.2 Využitie aditívnych technológií v zdravotníctve.....	36
4.2.1 Dentálna oblasť.....	36
4.2.2 Biotlač.....	36
4.2.3 Oblasť medical.....	38
4.3 3D tlač materiálu Ti6Al4V	40
5 TRIBOLÓGIA ARTIKULUJÚCEJ DVOJICE TEP KOLENA.....	43
5.1 Metodika experimentu.....	44
5.2 Použité prístroje.....	45
5.3 Výsledky experimentu.....	48
6 ZVYŠKOVÉ NAPÄTIE V ADITÍVNE TLAČENOM TI6AL4V	54
6.1 Metódy merania reziduálnych napätí	56
6.1.1 Röntgenová difrakcia.....	56
6.2 Výroba a príprava vzoriek	58
6.3 Materiálový rozbor	61
6.4 Metodika experimentu.....	62

6.5	Použité přístroje.....	63
6.6	Výsledky experimentu.....	65
7	TOPOGRAFIA POVRCHU A POVLAKY	69
7.1	Topografické parametre.....	69
7.2	Povlaky	70
7.2.1	Deponované povlaky	71
7.3	Metodika experimentu.....	72
7.4	Použité přístroje.....	73
7.5	Výsledky experimentu.....	76
8	VÝROBA INDIVIDUÁLNEJ FEMORÁLNEJ KOMPONENTY.....	84
8.1	Transformácia dát z MRI	84
8.2	3D model distálnej časti femuru.....	86
8.3	Návrh femorálnej komponenty.....	88
8.4	Výroba femorálnej komponenty.....	90
8.4.1	3D tlač.....	90
8.4.2	Technológie postprocesingu	90
	ZÁVER.....	95

Zoznam použitých zdrojov

Zoznam použitých symbolov a skratiek

Zoznam príloh

ÚVOD

Využívanie moderných technológií je vo všeobecnosti jediným spôsobom ľudského pokroku. Pohľadom do histórie je zrejmé, že každý technologický pokrok, teda využitie moderných technológií danej doby, viedlo k zvýšeniu celkovej životnej úrovne spoločnosti. Najvypuklejším príkladom tohto tvrdenia je priemyselná revolúcia v 18. storočí.

Táto dizertačná práca si kladie za cieľ aplikovať moderné technológie pre výrobu tvarovo zložitých plôch. Všeobecne znejúce zadanie naberá jasnejšie kontúry bližšou špecifikáciou súčasti, ktorá takéto plochy obsahuje.

V úvode postgraduálneho štúdia som utrpel rozsiahle zranenie pravého kolenného kĺbu, čo ma nasmerovalo k bližšiemu záujmu o operačné techniky kolena ako také. Finálnym a najviac rozsiahlym operačným zákrokom kolena je vykonanie totálnej kolennej endoprotézy. Na prvý pohľad sa môže táto problematika javiť ako výlučne medicínsky problém. Avšak pri detailnejšom štúdiu je možné konštatovať, že akýkoľvek medicínsky pokrok v oblasti implantácie kĺbových náhrad bol priamo závislý na technickom pokroku, respektíve aplikácii najnovších poznatkov z oblasti techniky.

Aktuálne je výkon operačného zákroku totálnej endoprotézy kolena sprevádzaný výraznou resekciou kostného tkaniva. Resekcia kosti musí prebiehať v definovaných uhloch, odvíjajúcich sa od mechanickej a anatomickej osi pacienta. Tieto osi je pri pacientoch s predchádzajúcimi rozsiahlymi poraneniami tíbie či femuru komplikované určiť. Nesprávne osadenie implantátu môže viesť k narušeniu pohybového stereotypu a biomechaniky, následnému odmietnutiu implantátu, čo vedie k potrebe reoperačného zákroku. Platí že jednou z premenných pri dĺžke rekonvalescencie po vykonaní operácie je množstvo odobratého tkaniva, respektíve miera invazívnosti.

Návrh a výroba implantátu podľa individuálnych potrieb pacienta má za cieľ prispieť k miniinvazívnosti zákroku a skrátiť čas potrebný na rekonvalescenciu. Anatomické a mechanicke osi pacienta je možné určiť vďaka použitiu vhodného inžinierskeho prístupu už v predoperačnej fáze v 3D priestore, a na základe toho vyrobiť špecifické inštrumenty, ktoré pomôžu správne indexovať kĺbnu náhradu aj pri pacientoch s indikovanými komplikáciami.

Úlohou tejto dizertačnej práce je na základe snímkov distálnej časti femuru z magnetickej rezonancie navrhnuť a vyrobiť femorálnu komponentu podľa individuálnych potrieb pacienta. Navrhnutá komponenta bude kopírovať tvar a veľkosť distálnej časti femuru čím sa minimalizuje potreba resekcie kostného tkaniva. Napodobnenie tvaru originálnej artikulujúcej plochy by malo priniesť benefity v oblasti vnímania endoprotézy samotným pacientom.

Predvýrobná, respektíve experimentálna fáza tejto práce zahŕňa testovanie funkčných vlastností navrhnutého materiálu a použitej technológie výroby. Základnou víziou je vyrobiť kovovú komponentu pomocou 3D tlače technológiou SLM s následným trieskovým obrábaním funkčných plôch a PVD povlakovaním pre zvýšenie užitočných vlastností vyrobeného implantátu.

1 DEFINOVANIE CIEĽOV PRÁCE

Elementárnym cieľom tejto dizertačnej práce je aplikácia moderných výrobných technológií pri výrobe 3D tvarovo zložitých plôch. Za predstaviteľ a plochy všeobecného tvaru bola vybraná femorálna komponenta totálnej endoprotézy kolena, ako najzložitejšieho a najviac zaťažovaného kĺbu v ľudskom tele.

Tvarová zložitosť, prostredie a vlastnosti artikulačného kontaktu v kolennej endoprotéze sú inžinierskymi úlohami, ktorých správna interpretácia povedie k predĺženiu životnosti a spoľahlivosti endoprotézy kolena a teda k celkovému zvýšeniu komfortu pre indikovaných pacientov. Interdisciplinárne poňatie takto stanoveného smeru dizertačnej práce si vyžaduje pochopenie základných operačných princípov, ktoré sú vysvetlené v nasledujúcej kapitole.

Pre splnenie primárneho cieľa je potrebné naplniť poznatkami a experimentálnymi výsledkami viacero sekundárnych cieľov.

Prvá fáza experimentálneho testovania je zameraná na overenie heterogénneho materiálového kontaktu medzi polyetylénovou vložkou a zliatinou Ti6Al4V vyrobenej pomocou metódy 3D tlače. Referenčnými hodnotami na porovnanie budú výsledky artikulácie polyetylénovej vložky a zliatiny Ti6Al4V vyrobenej štandardným metalurgickým postupom.

Druhá a zároveň najrozsiahlejšia experimentálna časť v sebe zahŕňa testovanie smeru 3D tlače (tzv. anizotropné chovanie výtlačkov), spôsobu opracovania funkčnej plochy, tepelného spracovania a typu povlaku s cieľom nadefinovať technologickú kombináciu, schopnú využiť maximálny potenciál funkčných vlastností endoprotézy. Kombinácia vyššie uvedeného, experimentálne spracovanie a štatistické porovnanie poskytuje komplexný pohľad na technologicko-výrobné vlastnosti produkovaného dielu.

Záverečnou fázou tejto práce je získanie MRI dát distálnej časti femuru, ich prevod do formátu STL a následné navrhnutie tvaru femorálnej komponenty s pomocou CAD softwarov. Využitie budú postupy plošného aj objemového modelovania.

Dizertačná práce bude rámcovaná overením navrhnutého technologického postupu tým najkomplexnejším spôsobom – teda samotnou výrobou, počas ktorej budú aplikované moderné výrobné technológie z oblasti CAD/CAM, 3D tlače a CNC frézovania všeobecných tvarových plôch.

Základný plán organizácie práce je uvedený nižšie, skladá sa z na seba logicky nadväzujúcich krokov:

- ➔ Testovanie tribologických vlastností 3D výtlačkov.
- ➔ Výroba, opracovanie a tepelné spracovanie vzoriek z materiálu Ti6Al4V.
- ➔ Meranie zvyškových napätí v povrchovej a podpovrchovej vrstve vzoriek.
- ➔ Testovanie topografie a povlakov.
- ➔ Aplikácia moderných výrobných technológií pre výrobu individualizovaného implantátu.

2 MEDICÍNSKE HĽADISKO TEP KOLENA

Koleno je najzložitejší i najväčší kĺb ľudského tela. Pre jeho nosnú funkciu je neustále zaťažovaný počas jednoznačne sa predlžujúceho ľudského života. Postupne dochádza k degeneratívnym zmenám, ktoré od určitého obdobia výrazne znižujú jeho funkčnosť a spôsobujú pacientovi bolesti a obmedzenie jeho mobility. Hovoríme o gonartróze. Životnosť kĺbu podstatným spôsobom znižujú úrazy kolena, ktorých počet pribúda pre zmeny životného štýlu a zvyšujúcu sa obľúbenosť aktívnych, často však vysoko rizikových športových aktivít. Nemalou mierou k trvalému poškodeniu kolena prispievajú infekčné, reumatické a iné zápalové ochorenia, ktorých incidencia sa so stúpajúcim vekom zvyšuje. Samostatným trvale rizikovým faktorom gonartrózy je i obezita. Spolu so starnutím populácie sa počet adeptov na náhradu kolenného kĺbu endoprotézou stále zvyšuje. Podľa prognózy obyvateľstva Slovenska do roku 2060 sa najvýraznejšie zmeny očakávajú v skupine obyvateľov vo veku 65 rokov a viac. Ide o jedinú vekovú skupinu, v ktorej sa do roku 2060 počet obyvateľov zvýši [1]. Očakávané zvýšenie sa bude pohybovať od 600 tisíc do 900 tisíc osôb, s najväčšou pravdepodobnosťou o 760 tisíc osôb, čo predstavuje skoro dvojnásobok súčasného počtu (zvýšenie o 86%). Počet nemocníc ani personálu v nich však nerastie.

Pred zdravotníctvom je postavená výzva ako zabezpečiť takémuto veľkému počtu pacientov zvýšenie kvality života aj implantáciou endoprotézy kolena. Dá sa to zabezpečiť neustálym zefektívňovaním liečebných aj režimových opatrení pri operácii, ktoré umožňujú minimalizovať dobu pobytu v nemocnici [2]. Na systém ERAS[®], ktorý skracaje pobyt v nemocnici na 1 až 5 dní, prechádza čoraz viac pracovísk.

Nemenej dôležitým faktorom je neustále zvyšovanie kvality samotného implantátu, zabezpečujúce čo najoptimálnejšiu integráciu do organizmu a zároveň čo najlepšie tribologické vlastnosti, ktoré predlžujú jeho životnosť. Cieľom je, aby implantát prežil pacienta a zároveň čo najlepšie nahradil funkciu jeho pôvodného kolena.

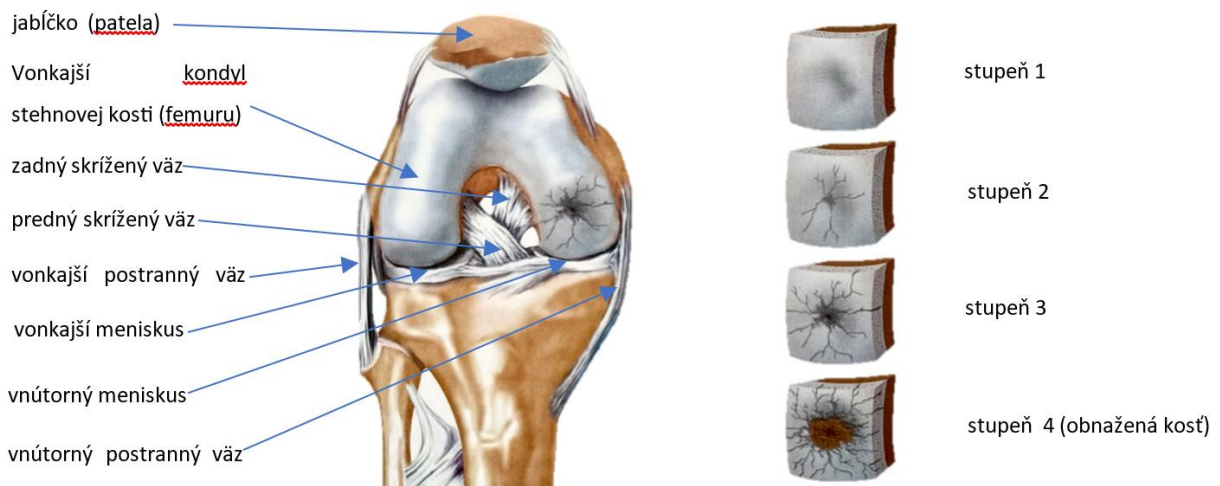
Len štyria z piatich pacientov [3], respektívne 82-89% [4] sú spokojní so svojou endoprotézou kolena. Väčšina z nich toleruje svoju endoprotézu, ktorá však nespĺňa ich očakávania. Podľa údajov Slovenského artroplastického registra 3,37-5,48% z celkového počtu operovaných endoprotéz kolena tvoria reoperácie (Tab.1). Preto je potrebné pokračovať vo vývoji endoprotéz kolena.

Tab. 1 Počty primárnych a revízných TEP kolena v Slovenskej republike [4].

Rok	Primárna TEP kolena	Revízna TEP kolena	Spolu	% revízných operácií
2015	5595	195	5790	3,37
2016	5830	243	6073	4,00
2017	5533	231	5764	4,01
2018	5378	240	5618	4,27
2019	5184	285	5469	5,21
2020	3754	175	3929	4,45
2021	2534	147	2681	5,48
2022	4887	182	5069	3,59

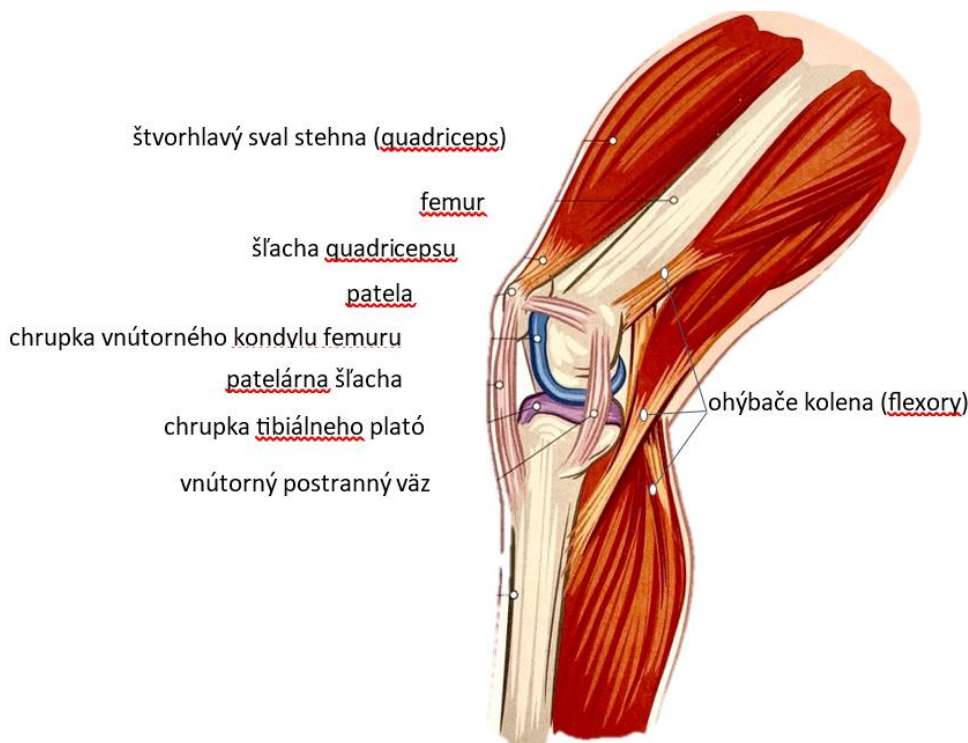
2.1 Anatómia kolenného kĺbu

Kolenný kĺb tvoria artikulujúce kosti, menisky, kĺbové puzdro, väzy a svaly. Distálna časť stehrovej kosti (femur) je rozšírená a vytvára dva kondyly, ktoré artikulujú s proximálnou časťou píšťaľy (tíbie), ktorá taktiež vytvára dva korešpondujúce kondyly. Kĺbový povrch tíbie má mierne nepravidelný tvar a preto ho nazývame plató tíbie. V jeho strednej časti sú dva hrbolky (interkondylická eminencia), na ktoré sa upínajú skrížené väzy. Na prednej ploche femuru je vytvorený žliabok (sulkus), ktorým femur artikuluje s jabĺčkom (patelou) [6].



Obr. 1 Anatomia kolena a stupne poškodenia klbovej chrupky, prevzaté z [7].

Tvar klbových plôch kondylov i femoropatelárneho klbu nezabezpečuje dostatočnú stabilitu kolena. Avšak bez stability nie je možná správna funkcia kolenného klbu. Jeho pasívnu stabilitu zabezpečuje tvar klbových plôch, klbové puzdro, vřzy a menisky, ktoré zároveň vyrovnávajú inkongruenciu kondylov. Aktívnymi stabilizátormi sú svaly so svojimi úponmi.

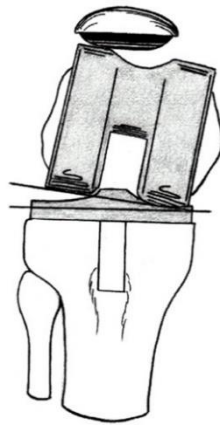


Obr. 2 Svaly a řľachy v oblasti kolena, prevzaté z [7].

Kolenný klb teoreticky umožňuje řest druhov pohybov. Rozlišujeme tri rotačné pohyby (zohnutie-flexia/vystretie-extenzia, vnútorná a vonkajšia rotácia tıbie, abdukcia/addukcia) a tri posuvné - translačné pohyby (predná/zadná translácia tıbie, kompresia a distrakcia, mediálna a laterálna translácia tıbie, ktorá je možná len pri poranení vřzivového aparátu. Základným pohybom kolena je rotácia v sagitálnej rovine /flexia/extenzia). Je kombináciou valivého

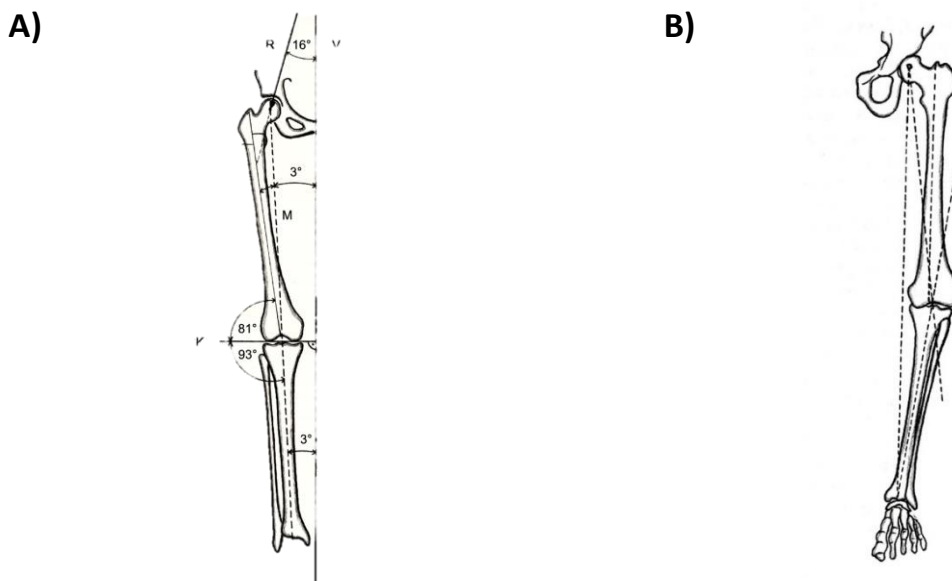
a klzavého pohybu kondylov femuru po túbii. Koordináciu tohto pohybu zabezpečujú skrížené väzy. V skutočnosti je pohyb kolenného kĺbu zložitý a rozdielny v jednotlivých fázach pohybu končatiny. Charakter tohto pohybu je určený geometriou artikuláčnych plôch a funkciou stabilizátorov kolena. Podmienkou dobrých dlhodobých výsledkov TEP je rešpektovanie fyziologickej kinematiky so zohľadnením funkcie zadného skríženého väzu. Úplne napodobnenie fyziologického femorotibiálneho a femoropatelárneho pohybu kolenného kĺbu implantátom je veľmi ťažké. I s použitím moderných implantátov je výsledný pohyb iba aberantný [8].

Nesprávne vzájomné postavenie komponent TEP a asymetrické napätie jej stabilizátorov vedie k nestabilite kĺbu, akcelerácii opotrebovania polyetylénu a následnému uvoľneniu TEP alebo k obmedzeniu jej pohybu až ku stuhnutiu kĺbu.



Obr. 3 Nesprávne vzájomné postavenie komponent endoprotézy kolena [8].

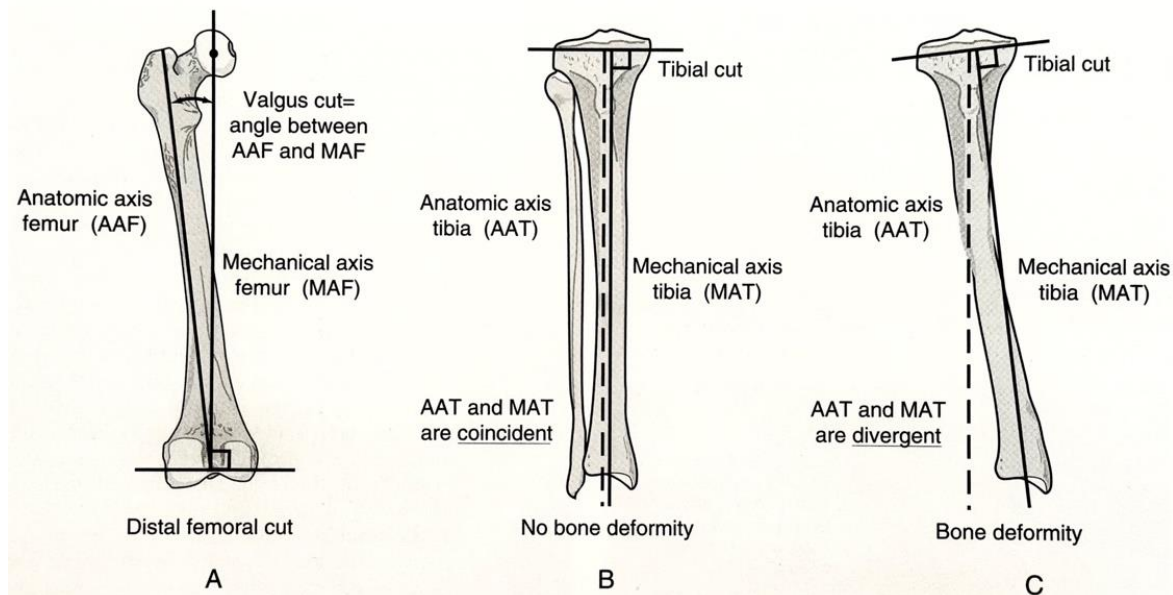
Za fyziologických okolností uhol medzi anatomickou osou femuru a túbie dosahuje $173\text{--}175^\circ$ (alebo $5\text{--}7^\circ$ ako doplnkový uhol). Mechanická os končatiny sa určuje z dlhej RTG snímky ako spojnica centra hlavice bedrového kĺbu a centra členkovej kosti (talu) a prechádza interkondylickou eminenciou alebo v jej tesnej blízkosti.



Obr. 4 A) Mechanická a anatomická os femuru, B) vychýlenie mechanickej osi pri varozite kolena [9].
 Legenda k Obr.4 : **V**-vertikála, **M**-mechanická os, **MT**-mechanická os túbie, **MF**-mechanická os femuru, **K**-horizontálna os, **R**-silová výslednica záťaže bedrového kĺbu.

Ak mechanická os prechádza laterálne od centra kolenného kĺbu, je končatina vo valgóznom postavení (kolená do X). Pri varóznom postavení končatiny, mechanická os končatiny prechádza mediálne od centra kolenného kĺbu - kolená do O, (Obr. 4 B).

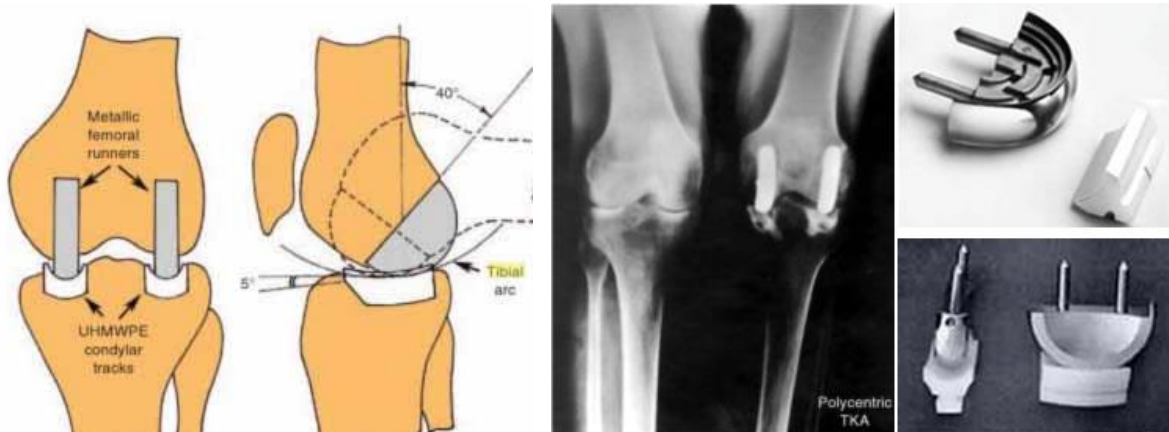
Za fyziologických okolností je kĺbový povrch tíbie v 3° varozite voči jej anatomickej osi. Tangenta kondylov femuru vo frontálnej rovine zvierá 9° , 81° uhol s anatomickou osou femuru. V súčasnosti sa všeobecne odporúča postavenie tibiálnej komponenty kolmo na jej anatomickú os a teda i anatomickú os končatiny a $5\text{--}7^\circ$ uhol medzi tangentou kondylov femuru a anatomickou osou femuru (Obr.5) [9].



Obr. 5 Resekcie kosti pre komponenty TEP podľa mechanických osí [9].

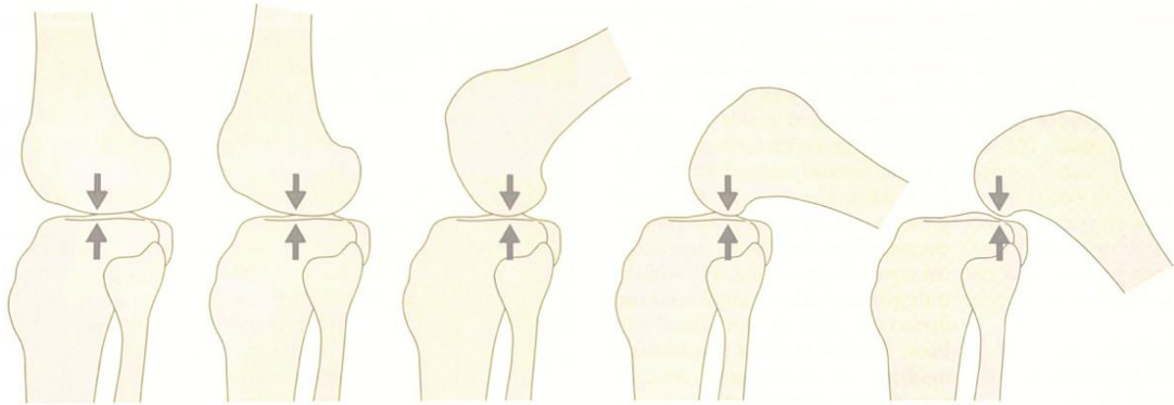
2.2 Chronologický vývoj kolenných implantátov

Už v 19. storočí sa zaznamenávajú prvé pokusy chirurgicky liečiť poškodené a nefunkčné koleno. Najskôr sa robila resekčná artroplastika. Poškodené konce kostí sa zrezali a medzi artikulujúce kosti sa vkladali lalok z kĺbového puzdra, kože, zo svalu, tuku i chromovanej sliznice močového mechúra. Neskôr používali lalok z fascie (Campbell). Výsledky operácii neboli dobré, lebo koleno bolo nestabilné a pohyb obmedzený. Ďalším krokom bolo použitie interpozita z kovu (Campbell, Boyd, Smith Petersen). Prvá totálna endoprotéza, ktorá nahrádzala celé kĺbové plochy, bol implantát vyvinutý Waldiusom Shiersom v 50. rokoch 20. storočia. Vyžadoval veľkú resekciu kostí. Do kostí bol zaistený mohutnými driekmi a kovové kĺbové plochy boli spojené kĺbom, ktorý umožňoval pohyb len v jednej rovine, čo spôsobovalo uvoľňovanie driekov od kostí a ich únavové zlomeniny. Vyvinula sa potreba umožnenia mierneho pohybu i v ďalších rovinách. Prešlo sa na nespojené kondylárne náhrady. V roku 1971 Gunston publikuje svoje "polycentric knee", ktoré sa snaží rešpektovať fyziologickú kinematiku ľudského kolena [10]. Implantát pozostával z dvoch polyetylénových častí, ktoré nahrádzali kondyly tíbie a dvoch kovových hemisférických modulov nahradzujúcich kondyly femuru. Komponenty boli fixované ku kosti kostným cementom. Vzhľadom na veľmi malé kontaktné plochy dochádzalo k pomerne skorému zlyhávaniu implantátov [11].



Obr. 6 Endoprotéza FH Gunstona z roku 1971 [12].

Výrazným stimulom rozvoja endoprotéz kolena bolo objavenie nových materiálov. V roku 1963 bol na trh uvedený polyetylén s vysokou hustotou, dnes známy ako UHMWPE (ultra high molecular weight polyethylene). V roku 1971 metylmetakrylátový cement. V tomto období sa pokračuje vo vývoji tzv. anatomických endoprotéz. Kodama a Yamamoto zhotovili endoprotézu z kovovej femorálnej komponenty a z polyetylénovej tibiálnej platničky, ktorá mala výrez pre skrížené väzy. V tomto období Dr. Coventry vyvinul tzv. "geomedic knee". Táto endoprotéza taktiež zachovávala skrížené väzy, takže ignorovala kinematické princípy už predtým popísané Gunstonom. Výsledkom bol malý rozsah pohybu a včasné uvoľňovanie implantátu. Freeman a Swanson pochopili, že na zlepšenie kinematiky endoprotézy je potrebné obetovať skrížené väzy. Rovná resekcia horného konca tíbie zároveň umožnila vytvorenie dvoch paralelných resekčných línií, ktoré sú kolmé na mechanickú os končatiny. Zároveň zaviedli vnútrodreňové tyče, na ktorých sa dala previesť presná resekcia kostí pod adekvátnym uhlom. Nevýhodou ich implantátu však bolo, že tibiálna komponenta bola síce konkávna, avšak nemala driek a preto sa často uvoľňovala. Femorálna komponenta bola z chromkobaltovej zliatiny, tibiálna z polyetylénu, ale bola len jedna veľkosť. Femoropatelárny kĺb sa nezohľadňoval. Pokrokom vo vývoji bol implantát vyvinutý Insallom v roku 1973. Femorálna komponenta z chrómkobaltmolybdénu má symetrickú prednú časť s vytvorenou artikulátnou plochou pre patelu. Polyetylénová tibiálna komponenta má dve konkávne plochy so zvýšenými okrajmi, ktoré kopírujú okraje femorálnej komponenty, čím zvyšujú stabilitu endoprotézy. Výsledkom ďalšieho vývoja bolo zvýšenie a úprava tvaru centrálnej časti tibiálnej platničky, ktorá zasahovala medzi kondyly femorálnej komponenty, čo prispelo k ďalšiemu zvýšeniu stability. Tibiálna komponenta bola i s driekom najskôr celá z polyetylénu. Neskôr bola zdokonalená tým, že do tíbie bola ukotvená kovová časť aj s driekom, na ktorej hornú plochu bola pevne vložená tvarovaná polyetylénová vložka. V roku 1974 Dr. Eftekhari už používa 3 variabilné veľkosti polyetylénového insertu tíbie. V ďalšom období sa pozornosť zamerala na zlepšenie kinematiky endoprotézy s rešpektovaním posunu kondylov femuru po tibiálnej platničke (Obr.7) [12].



Obr. 7 Kinematika posunu femuru po tíbii [8].

Insall a Burstein vyvíjajú implantát so zadnou stabilizáciou. Výbežok na polyetylénovej platničke zapadá medzi kondyly femorálnej komponenty, čím nahrádza funkciu zadného skríženého väzu (tzv. posterior stabilised- PS implantát) [13]. Tento princíp implantátu sa doteraz používa. Jeho nevýhodou je strata proprioceptívnej funkcie zadného skríženého väzu a väčšia resekcia kosti. Preto sa používajú aj implantáty typu CR (cruciate retaining), ktoré zachovávajú aspoň čiastočne zadný skřížený väz. Po zdokonalení kinematiky femorotibiálneho spojenia sa pozornosť zamerala na femoropatelárny kĺb, ktorý bol častou príčinou bolesti kolena a neraz dochádzalo k vykĺbeniu pately. Dizajn femorálnej komponenty sa zmenil na asymetrický, so zvýšeným laterálnym kondylom a s prehĺbením žliabku na patelu rešpektujúcim pohyb pately pri ohýbaní kolena. V súčasnosti sa vývoj zameriava na individuálny prístup a prispôsobenie implantátu kinematike pohybu konkrétneho pacienta. Podľa modelu pacientovho kolena sú vytvorené individuálne resekčné šablóny (patient specific instruments) (Obr.8), ktoré vedú resekcie kostí tak, aby bol zabezpečený čo najlepší pohyb a zároveň stabilita kolena počas všetkých fáz resekcie [14].



Obr. 8 Ukážka individuálnej resekčnej šablóny femuru [15].

2.3 Diagnostika kolenného kĺbu

Odstránením kĺbových povrchov kostí kolenného kĺbu pacient definitívne stráca svoj kolenný kĺb, takže indikácia implantácie totálnej endoprotézy kolenného kĺbu musí byť vždy uvážlivá. Základným predpokladom je zhotovenie RTG snímky kolena v ľahu a pri záťaži v stoji, kde je jednoznačne viditeľný stupeň poškodenia kĺbových plôch (podľa Kellgren-Lawrenca) a osové postavenie kolena [6].



Obr. 9 Kellgren-Lawrence RTG klasifikácia gonartrózy [16].

Optimálne je mať RTG snímku celej dolnej končatiny od bedrového kĺbu až po členok, kde sa zmeria skutočná anatomická a mechanická os končatiny i samostatná anatomická a mechanická os femuru a tibiae. Podľa toho plánujeme uhly kostných resekcíí. Indikáciou na TEP kolena podľa RTG je závažná osová a štrukturálna deformita kolenného kĺbu. Zároveň musí byť obmedzená funkcia kolena pri bežných denných aktivitách a jeho bolestivosť [6].

2.3.1 Indikácie pre TEP kolenného kĺbu

Hlavnými klinickými indikáciami pre vykonanie operačného zákroku totálnej náhrady kolena sú [6]:

- Gonartróza III. a IV. stupňa podľa Kellgren-Lawrenca.
- Zápalové reumatické ochorenia s deštrukciou kolenného kĺbu (reumatoidná artritída, Bechterevova choroba).
- Vrodené a poúrazové deformity kolena, kde hrozí rýchla progresia nestability, čo zhoršuje podmienky pre implantáciu endoprotézy.
- Iné zriedkavejšie ochorenia deformujúce kĺb - dna, chondrokalcinóza, ochronóza, hemofília, následky kĺbovej infekcie, aseptické kostné nekrózy, nádory, neriešiteľné zlomeniny.

2.3.2 Kontraindikácie pre TEP kolenného kĺbu

Klinické kontraindikácie pre vykonanie operačného zákroku je možné rozdeliť do niekoľkých kategórií v závislosti na ich závažnosti. Rovnováha medzi závažnosťou kontraindikácií, veku a stavu pacienta a očakávaných benefitov plynúcich z operačného zákroku sú faktormi, ktoré ovplyvňujú rozhodnutie operátora o vykonaní TEP kolena.

Medzi absolútne kontraindikácie sa zaraďujú [8]:

Ischemická choroba tepien dolných končatín, stavy po opakovaných flebotrombózach, infekčné ložiská v kolene a v jeho okolí vrátane kože, závažné mykózy končatiny, vredy predkolenia, závažná porucha funkcie extenzorového aparátu kolena, straty kostného tkaniva neumožňujúce dostatočnú fixáciu komponent, pokročila mozgová ateroskleróza a iné choroby CNS neumožňujúce pooperačnú spoluprácu a rehabilitáciu pacienta, závažné kardiopulmonálne ochorenia znemožňujúce adekvátnu anestéziu [8].

2.4 Operačný zákrok

Totálna náhrada kolenného kĺbu sa vykonáva v celkovej alebo spinálnej anestézii. Súčasťou operačného tímu okrem operátora, asistenta, inštrumentárky je i obiehajúca inštrumentárka, sanitár a samozrejme anestéziologický lekár a jeho sestra.

Pozdĺžnym kožným rezom na prednej ploche kolena sa dostaneme na kĺbové puzdro, ktoré pozdĺžne prerežeme popri vnútornom okraji pately. Patelu odklopíme na laterálnu stranu a dostaneme sa do kĺbu (Obr.10) [6].



Obr. 10 Pozdĺžny kožný rez a odklopenie pately [17].

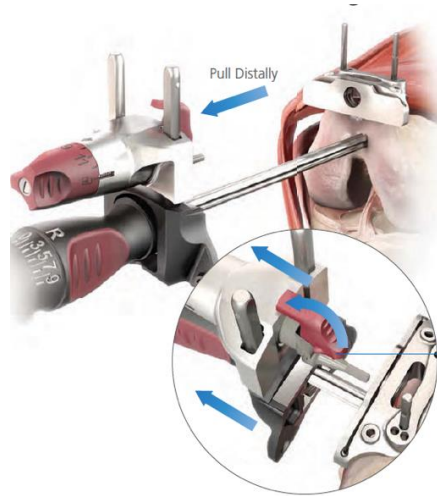
Odstránime menisky a predný skrížený väz, aby sme mobilizovali tibiú a mohli ju predsunúť dopredu. Koleno zohneme a k prednej ploche tibiae priložíme vonkajšie cieliace zariadenie, na ktorom hornom konci je odnímateľná resekčná šablóna na plató tibiae (Obr.11). Priložíme ju tak, aby kopírovala anatomickú os predkolenia a resekcia tibiae bola jej kolmicou. Zároveň nastavujeme uhol predozadnej resekcie (tzv. slope), keďže plató tibiae sa predozadne znižuje. Tento uhol je zvyčajne 0–7° a snažíme sa prispôbiť pôvodnej anatómii konkrétneho pacienta. Pri niektorých typoch endoprotéz je tento uhol fixne daný biomechanikou endoprotézy a musíme ho dodržať. Resekčnú šablónu pripevníme ku kosti a cieliace zariadenie odpojíme [6].



Obr. 11 Osadenie resekčnej šablóny pomocou vonkajšieho cieliaceho zariadenia [17].

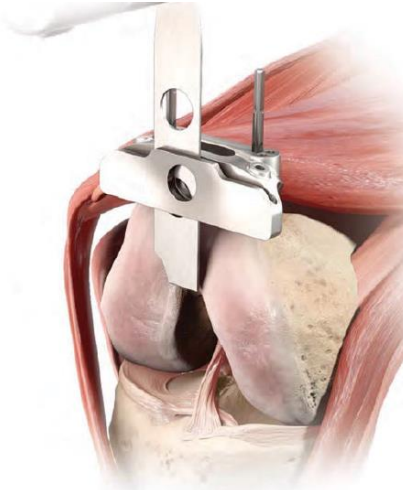
V prípade, že tibia je zdeformovaná, najčastejšie po zlomeninách, nedokážeme presne zvonka zamerať anatomickú os tibiae. V tomto prípade musíme zhora otvoriť dreňový kanál tibiae a do vnútra kosti zaviesť dlhý vrták, na ktorého horný koniec pripevníme resekčnú šablónu tibiae. Ak aj to nie je možné, na exaktné priloženie resekčnej šablóny k tibií použijeme počítačovú navigáciu, ktorá po zadaní údajov z povrchu kosti a získaní údajov o celej končatine od bedra až po členok, vypočíta optimálnu resekciu a naviguje operátora na správne priloženie resekčnej

šablóny ku kosti. Resekčnú šablónu stabilne prifixujeme k túbii a po overení presnosti osadenia zrežeme hornú plochu tíbie. Následne pri zohnutom kolene vrtákom otvoríme dreňový kanál femuru a zavedieme doň cieliacu tyč s pripevnenou resekčnou šablónou na distálny femur (Obr.12) [6].



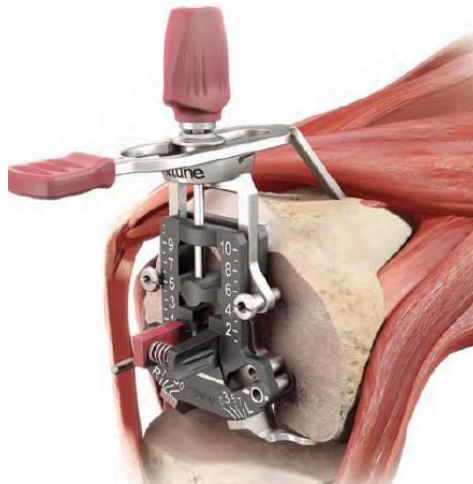
Obr. 12 Zavedenie cieliacej tyče do distálnej časti femuru [17].

Táto tyč nám reprezentuje anatomickú os femuru. Uhol resekcie tejto šablóny zvierá s vnútrodreňovou tyčou presne taký uhol, aký zvierá anatomická a mechanická os femuru. V štandardnom prípade to býva 5° , ale musí sa nastavovať podľa anatómie konkrétneho pacienta. Po overení postavenia resekčnej línie na vystretom kolene resekčnú šablónu pripevníme ku kosti a cieliacu tyč odpojíme (Obr.13). Po zrezaní distálneho femuru končatinu vystrieme a kontrolujeme štrbinu získanú po kostných resekciách [6].



Obr. 13 Resekčná šablóna na distálnej časti femuru [17].

Musí mať symetrický obdĺžnikový tvar i symetrické napätie. V prípade potreby upravujeme kostnú resekciu alebo uvoľňujeme kĺbové puzdro a postranné väzy, aby sme získali symetrický priestor. Následne koleno zohne a na distálny femur pripevníme meracie zariadenie (Obr. 14). Ozrejmime si predozadnú veľkosť distálneho femuru, čo zodpovedá veľkosti femorálnej komponenty endoprotézy [6].



Obr. 14 Meracie zariadenie [17].

Na zrezanú časť distálneho femuru priložíme resekčnú šablónu 4v1 (Obr. 15) a overíme jej postavenie. Dôležité sú jej rotácia, ktorá ovplyvňuje postavenie femoropatelárneho kĺbu a jej vzťah k proximálnej tibií, kde musí taktiež vzniknúť identický symetrický priestor rovnakej veľkosti ako pri vystretom kolene. Jeho tvar ovplyvňujeme zmenou veľkosti šablóny a jej posunom a rotáciou. Ak sme to dosiahli, šablónu stabilne pripevníme k femuru a zrežeme všetky 4 resekčné plochy [6].



Obr. 15 Resekčná šablóna femuru 4v1 [17].

Na zrezané plochy priložíme skúšobné komponenty - femuru, tibiie a insert, a sledujeme pohyb v kĺbe a os končatiny. Ak je to správne, po príprave kostných lôžok prifixujeme femorálnu aj tibiálnu komponentu ku kosti zacementovaním a medzi ne vložíme polyetylénový insert.

Po zatvrdnutí cementu opäť vyskúšame pohyb kolena, priložíme patelu, (z ktorej sme predtým odstránili osteofyty, prípadne jeho kĺbovú plochu nahradili umelou plochou a vyskúšame jeho pohyb po endoprotéze. Ak sme spokojní, po kontrole krvácania kĺbové puzdro a operačnú ranu zašijeme. Pooperačne podávame analgetiká, kryoterapiu a snažíme sa pacienta čo najskôr vertikalizovať [6].

2.4.1 Rehabilitácia po vykonaní TEP kolena

Cieľom rehabilitácie je odstránenie svalovej nerovnováhy spôsobenej predoperačnou osovou deformitou kolena a jeho bolestivosťou, obnoviť správny stereotyp chôdze a rozsah pohybu kolena v sagitálnej rovine. Plná extenzia kolena je potrebná pre stoj a chôdzu. Na chôdzu dole schodmi je potrebná minimálne 90° flexia v kolene, na vstávanie zo sedu minimálne 93° flexia.

Predoperačná rehabilitácia skracaje dobu pooperačnej rehabilitácie. Je zameraná na uvoľnenie a naťahovanie skrátených svalových skupín kolenného a bedrového kĺbu. Zároveň je potrebné posilňovať oslabené svalové skupiny, najmä štvorhlavý sval stehna, precvičovať aktívnu a pasívnu hybnosť v kolene, a trénovať chôdzu s barlami s odľahčovaním poškodenej končatiny, vrátane chôdze po schodoch. Prevádzajú sa i celkové kondičné cvičenia a dychové cvičenia na prevenciu tromboembolickej choroby [6, 8].

Predoperačná edukácia a informovanosť výrazne napomáha rýchlej rekonvalescencii pacienta. Pooperačná rehabilitácia začína už na pooperačnom lôžku, kde je končatina polohovaná do plnej extenzie kolena. V prípade masívnejšieho pooperačného krvácania polohovanie v 40° flexii znižuje množstvo krvných strát. Po doznení anestézie sa prevádzajú dychové cvičenia a aktívne cvičenia členkového kĺbu operovanej končatiny a izometrické cvičenia sedacích svalov. Pacient je postavený v deň operácie (systém ERAS®), prípadne na prvý pooperačný deň. Predpokladom je dobrá analgéza. Od prvého pooperačného dňa sa začína pasívne cvičiť flexia kolena na motorovej dlahe. Po cvičení je aplikovaná lokálna kryoterapia znižujúca opuch a bolestivosť kolena. Prvé 2 dni sa cvičí flexia do 40°, aby nedošlo k poruche prekrvenia a masívnejšiemu zakrvácaniu do prednej časti kolena. Následne sa začína cvičiť aktívna flexia i extenzia kolena s podložením končatiny mäkkým valcom. Zároveň sa nacvičuje chôdza s odľahčovaním končatiny s francúzskymi, prípadne nemeckými barlami. Od 4. pooperačného dňa sa prevádzajú cvičenia na bruchu. Cieľom je postupne zlepšovať flexiu kolena. Pacient je prepustený, ak zvláda samostatne chôdzu po schodoch. Na upevnenie pohybových stereotypov je vhodné nadviazať ambulantnou formou rehabilitácie prípadne hospitalizáciou na rehabilitačnom oddelení. Komplexná kúpeľná liečba je síce veľmi obľúbená, nie však nevyhnutná. Prínosná je najmä pri postihnutí druhej končatiny, prípadne u jedincov s výrazne fixovanými nesprávnymi pohybovými stereotypmi [8].

2.4.2 Komplikácie po TEP kolena

Komplikácie sa môžu vyskytnúť samostatne, ale bohužiaľ aj súčasne. Podľa časového odstupu ich rozdelíme na peroperačné, včasné pooperačné a neskoré pooperačné.

Počas operácie: zlomenina femuru, tibiie, pately, neúmyselné prerušenie väzu (najčastejšieho postranného), poranenie tepny, žily, nervu, šľachy, nesprávne osadenie alebo fixácia komponent TEP.

Včasne pooperačné - do 7 dní: nadmerné krvácanie, včasná pooperačná infekcia, hĺbková žilová trombóza a pľúcna embólia, aneurizma alebo trombóza popliteálnej artérie, poruchy hojenia rany.

Neskoré pooperačné: pooperačná stuhnutosť kolena, neskorá alebo mitigovaná infekcia, polyetylénový oter, pretrvávajúce opuchy a bolesti, bolestivosť a porucha funkcie femoropatelárneho kĺbu, vrátane vyklbenia jabĺčka, patela baja, uvoľnenie implantátu, alergia na implantát.

Uvoľnenie implantátu môže byť v dôsledku infekcie - septické, alebo v dôsledku osteolýzy spôsobenej chronickým dráždením a reakciou organizmu na nadmerné množstvo mikročastíc opotrebovaného polyetylénu (PE) - catastrophic wear [9].

Príčina tohto oteru je často viacnásobná. Základom prevencie je dostatočná hrúbka UHMPWE. Súčet hrúbky tibiálnej kovovej platničky a polyetylénu musí byť minimálne 8 mm. Tento faktor je dôležitý najmä u mladých pacientov, kde sa snažíme odstrániť čo najmenej kosti pre prípad neskoršej reoperácie. Avšak títo pacienti najintenzívnejšie a najdlhšie zaťažujú TEP. Geometria kĺbových plôch je taktiež dôležitý faktor. Plochý tvar tibiálneho insertu spôsobuje malú kontaktnú plochu pri veľkom lokálnom tlakovom zaťažení. Preto je tendencia zvyšovať kongruenciu povrchov implantátov. Intenzitu zaťažovania v pohybe ovplyvňuje kinematika TEP. Dyskinéza v sagitálnej rovine nerešpektujúca posun femuru po túbii (rollback) a nadmerné

napätie zadného skríženého väzu spôsobujú nadmerný oter zadnej časti polyetylénu. Správny predozadný sklon resekcie tíbie, posun tibiálnej platničky čo najviac dorzálne, a použitie implantátov s náhradou zadného skríženou väzu zlepšujú kinematiku TEP. Ďalším dôležitým faktorom je sterilizácia polyetylénu. Ak sa PE sterilizuje metódou radiácie za prítomnosti kyslíka, dochádza k jeho oxidácii, čo spôsobuje zníženie jeho mechanických vlastností (delaminácia, trhliny, pitting). Radiácia vo vákuu alebo inertnom plyne podporuje vytváranie priečnych väzieb (cross-linking), čo zvyšuje odolnosť PE voči oteru [18].

Na kvalitu vlastností PE vplýva aj metóda jeho mechanického opracovania. Pri klasickom trieskovom opracovávaní sú najzraniteľnejšie PE reťazce v hĺbke 1-2mm pod jeho povrchom. Dôsledkom prenosu mechanických síl od nástroja dochádza k napínaniu PE reťazcov, zmene ich energetického stavu, čo spôsobuje zvýšenú citlivosť voči oxidačnému stresu a rýchlejšiu degradáciu. Direct compression molding technológia tvarovania PE takýto efekt nemá. Stále sa pracuje na nových materiálových alternatívach povrchu protéz s lepšími mechanickými vlastnosťami (keramika, PE s vitamínom E,...) Veľkou výzvou do budúcnosti je zaistenie ochrany implantátu pred kolonizáciou baktériami, ktoré spôsobujú jeho chronické pomalé uvoľnenie [18].

Za pomoc pri vypracovaní tejto časti práce ďakujem Mudr. Jurajovi Masarykovi, PhD., z Ortopedickej kliniky Fakultnej nemocnice Trenčín.

3 MATERIÁLY PRE VÝROBU IMPLANTÁTOV

Elementárnou vlastnosťou materiálu, ktorý je pri implantátoch používaný, je jeho zdravotná nezávadnosť a biokompatibilita. Materiály je z hľadiska jeho biovlastností možné deliť do troch skupín [19]:

- Biotolerovaný.
- Bioinertný.
- Bioaktívny.

V súčasnej dobe sú pre výrobu implantátov najviac rozšíreným materiálom zliatiny kovov, nasledované keramickými a plastovými materiálmi. Medzi zliatiny kovov, ktoré sú pre výrobu implantátov používané patria hlavne [19,20]:

- Zliatiny na báze kobaltu, napr. CoCrMo.
- Zliatiny na báze titánu, napr. Ti6Al4V.
- Nehrdzavejúce ocele, napr. CrNiMo.

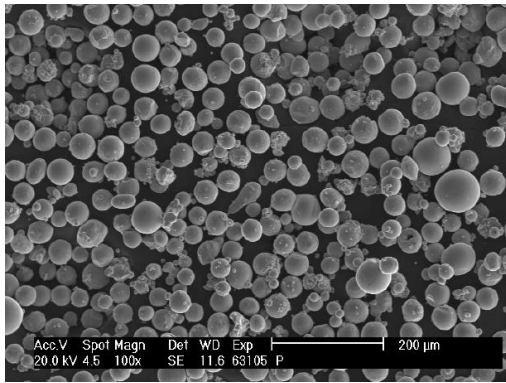
Keramické materiály sú zastúpené oxidmi hliníku, zirkonia a titanu alebo Si_3N_4 . V implantačnej praxi je keramika využívaná na výrobu hlavíc bedrových implantátov, pri TEP kolena sa jej nasadenie neuplatnilo, aj napriek pokusom niektorých výrobcov. Zastúpenie plastových materiálov v implantátoch je reprezentované napríklad vysokomolekulárnym polyetylénom (UHMWPE) ako artikulačnej vložky v endoprotéze kolena, prípadne materiálom polyetherether ketón (PEEK), ktorý našiel uplatnenie pri výrobe napr. kraniálneho implantátu. V prípade operačného výkonu TEP kolena je na fixáciu femorálnej komponenty na kondyly femuru využívaný polymetylmakrylát – keramický biotolerovaný materiál, v praxi známy ako kostný cement.

Biokompatibilita je materiálová vlastnosť, ktorá sa kvantifikuje pri styku živého tkaniva a povrchu implantátu, sleduje sa bunkové správanie, rast a rýchlosť množenia buniek na implantovanom materiáli. Povrch implantátov je možné ošetriť nanášaním vrstiev a povlakov s cieľom zvýšenia biologických a tribologických vlastností, prípadne vlastností na zvýšenie koróznej odolnosti. Príkladom ako zvýšiť bioaktivitu endoprotézy, je naniesť na povrch implantátu hydroxyapatit. Ak chceme znížiť trenie a zvýšiť odolnosť voči korózii, je možné aplikovať povlak TiN, pre zvýšenie antibakteriálnych vlastností sa s úspechom používajú vrstvy s obsahom striebra, ktoré tvoria rozhranie medzi živým tkanivom a materiálom endoprotézy [19,20].

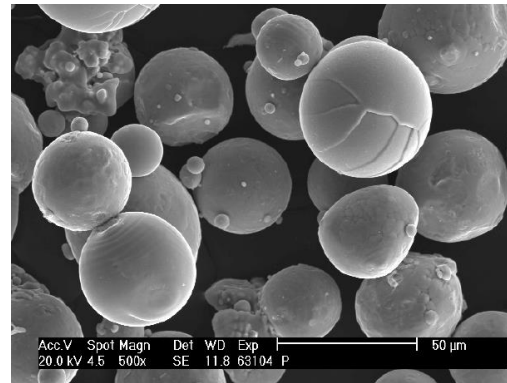
Vstupný materiál pre výrobu implantátu môže mať podobu odliatku, výkovku, hutného polotovaru prípadne prášku pre práškovú metalurgiu alebo 3D tlač (Obr. 16, 17). V súčasnosti je najviac frekventovaným materiálom pre výrobu kolenných implantátov kobaltová zliatina CoCrMo, ktorá sa vyznačuje dobrou leštiteľnosťou, odolnosťou proti abrazívnemu opotrebeniu a vhodnosťou ako artikulačný člen pre polyetylénovú vložku umiestnenú v tibiálnej komponente. Základné chemicko-mechanické vlastnosti zliatiny CoCrMo využívanej v medicínskej oblasti uvádza tabuľka (Tab.2).

Tab. 2 Vlastnosti zliatiny CoCrMo [21].

Zloženie hlavných legúr	61 % Co	28 % Cr	6 % Mo
Hustota zliatiny	9,4 g.cm ⁻³		
Mikrotvrdosť	410 HV		
Pevnosť v tlaku	700 MPa		
Modul pružnosti	230 MPa		



Obr. 16 Ti6Al4V práškový substrát pre 3D tlač, zobrazenie pomocou SEM-SE – aglomeráty zložené z guľovitých častíc prášku [19].



Obr. 17 Ti6Al4V práškový substrát pre 3D tlač, zobrazenie pomocou SEM-SE – guľovité časti [19].

3.1 Štruktúra povrchu implantovaných materiálov

Štruktúra povrchu, respektíve amplitúdové charakteristiky zohrávajú dôležitú úlohu vo funkčných častiach strojárnských súčiastok, implantáty nevyvímajúc. Amplitúdové charakteristiky ovplyvňujú klasické technické parametre ako je koeficient trenia, koeficient opotrebenia, sily a momenty potrebné na vzájomný pohyb artikulujúcich plôch.

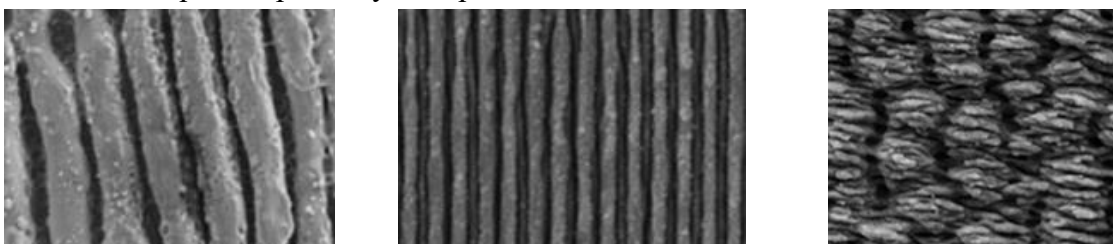
Mnoho vedeckých interdisciplinárne založených prác však preukazuje kauzalitu medzi drsnosťou povrchu implantátu a mikrobiálnym rastom. Signifikantná časť revízií operácií bedrových a kolenných endoprotéz je spôsobená mikrobiálnym rastom s následnou tvorbou infekcie, čo vyústí až k zlyhaniu implantátu. Z toho dôvodu je potrebné venovať pozornosť antibakteriálnym vlastnostiam endoprotéz už v predvýrobnej fáze. Tieto vlastnosti je možné ovplyvňovať povlakmi, nástrekmi ale aj vhodne zvolenou štruktúrou povrchu s cieľom minimalizovať zachytávanie a množenie baktérií [22].

Relevantné technológie vhodné k produkovaniu povrchu s antibakteriálnymi vlastnosťami sú [23]:

- Textúrovanie pomocou laserového lúča.
- Leptanie.
- Abrazívne procesy.

Najrozšírenejšou technológiou pre výrobu povrchov s antibakteriálnymi vlastnosťami je textúrovanie pomocou laserového lúča. V dnešnej dobe sú známe nižšie uvedené antibakteriálne textúry [23]:

- Hroty.
- Nanopiliere.
- Nano-kolíky.
- Mikropapily.
- LIPSS – povrch podobný nanopilierom.



Obr. 18 Ukážka antibakteriálnych povrchov LIPSS. Prevzaté z [23].

Princípom tvorby LIPSS povrchov je krátka interakcia laserového lúča s povrchom materiálu. Týmto spôsobom je časť materiálu z povrchu odstránená. Laserový lúč má pulzný charakter a základnou požiadavkou je nízka výkonová fluktuácia [24].

Procesy leptania s cieľom zvýšiť antibakteriálne vlastnosti povrchu je možné deliť na ďalšie podskupiny v závislosti na chemicko-fyzikálnej podstate. Patria sem metódy ako napríklad elektrochemické leptanie, hydrotermálne (HT) leptanie, leptanie pomocou plazmy. V prípade HT leptania dochádza k vytvoreniu povrchu obsahujúcich nanohroty, ktoré eliminujú baktérie prezeraním ich bunkovej membrány. V prípade ostatných leptacích metód je významným znakom eliminácie vzniku mikrobiálneho povlaku vytvorenie štruktúry, ktorá bráni zachytávaniu mikróbov [23, 25].

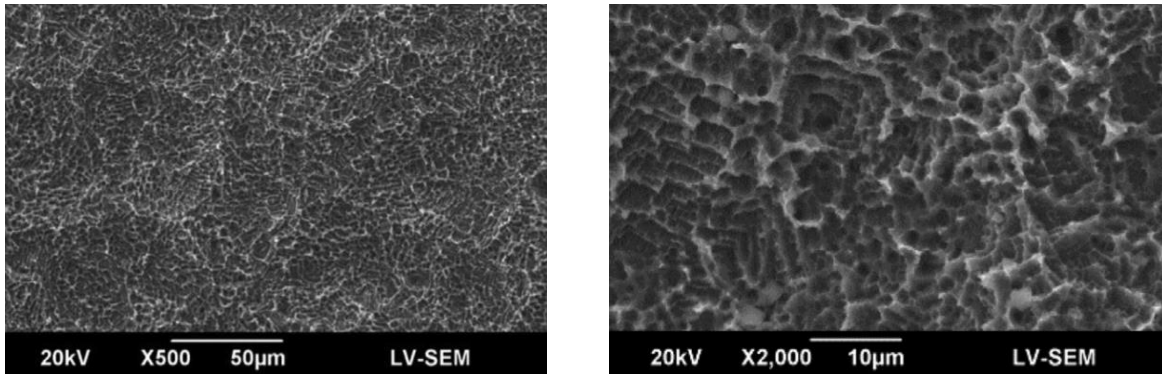
Medzi abrazívne procesy generujúce antibakteriálne povlaky patrí brúsenie, lapovanie, leštenie, ale aj pieskovanie. Pieskovanie povrchov implantátov s cieľom dosiahnuť odolnosť voči proliferácii bakteriálnych buniek sa s výhodou používa vďaka jednoduchosti opracovania tvarovo zložitých všeobecných plôch. Používajú sa tvrdé častice rôznej zrnitosti, napríklad Al_2O_3 , ktoré sú privádzané tlakom kvapalného alebo plynného média v rozmedzí 1–10 MPa [26].

Na druhej strane tejto problematiky stojí rast buniek ktoré podporujú rýchlosť rekonvalescencie. V prípade ortopedických implantátov je možné sledovať rýchlosť množenia a rastu buniek, ktoré sa nazývajú osteoblasty. Práca autora Huang z roku 2023 publikovaná v časopise Formosan Medical Association sa zaoberala touto problematikou na povrchu titánovej zliatiny. Boli pripravené 4 vzorky z materiálu ASTM F67, označené ako P1, P2, P3, P4. Povrch týchto vzoriek bol upravený pieskovaním a leptaním. Drsnosť povrchu Ra bola nameraná 1,18 μm pre P1, 1,77 μm pre P2, 2,39 μm pre P3 a 2,90 μm pre vzorku P4. Na povrch každej vzorky bolo umiestnených 5000 buniek na cm^2 . Následne bola sledovaná závislosť rastu a delenia buniek na textúre povrchu v prostrediach nasýtených rôznou koncentráciou kyslíka. Obsah kyslíku v ľudskom tele sa odhaduje na 5 % až 12 %, z tohto dôvodu sú nižšie uvádzané výsledky (Tab. 3) pre 5% a 10% koncentráciu O_2 , prevzaté z [27].

Tab. 3 Proliferácie buniek, prevzaté z [27].

Prostredie Vzorka	1.deň		3. deň		7. deň	
	5% O_2	10 % O_2	5% O_2	10 % O_2	5% O_2	10 % O_2
P1 [buniek/ cm^2]	5000	4500	12000	13000	32000	24000
P2 [buniek/ cm^2]	5000	11000	14000	18000	38000	37000
P3 [buniek/ cm^2]	10000	11500	23000	24000	67000	42000
P4 [buniek/ cm^2]	6000	8000	12000	15000	43000	37500

Na základe vyššie uvedených výsledkov je možné konštatovať, že vzorka P3 disponovala drsnosťou a textúrou povrchu (Obr.19) ktorá najviac pozitívne ovplyvnila proliferáciu osteoblastov bez ohľadu na koncentráciu O_2 v prvom a treťom dni pozorovania. Rozdiel počtu buniek ktorý nie je možné pripísať štatistickej chybe či odchýlke merania nastal v 7. dni, kedy pri koncentrácii 5 % O_2 vykazovala vzorka o 25000 buniek viac v porovnaní s 10% koncentráciou O_2 .



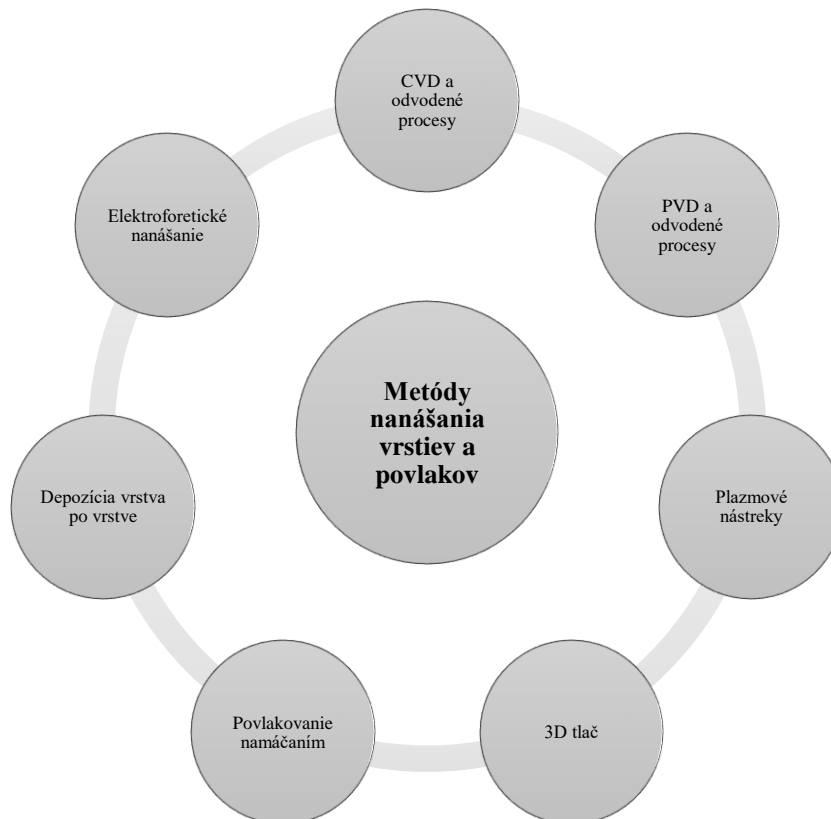
Obr. 19 Textúra povrchu vzorky P3 – pieskované tlakom 0,3 MPa + chemicky leptané. Prevzaté z [27].

3.2 Vrstvy a povlaky na materiálovom substráte implantátov

Typy povlakov a vrstiev aplikovaných na ortopedické endoprotézy je možné rozdeliť na dve fundamentálne oblasti.

- Povlaky a vrstvy zvyšujúce bioaktivitu endoprotézy,
- Povlaky a vrstvy zlepšujúce tribológiu a odolnosť voči opotrebeniu.

Metódy nanášania vrstiev a povlakov na endoprotézy môžu mať rôzny chemicko-fyzikálny charakter, niektoré z nich sú uvedené na Obr. 20. Bioaktívne povlaky sú schopné doručiť účinné látky antibiotík, antikoagulantov, inhibítorov rastu osteoblastov a iných na miesto implantácie.



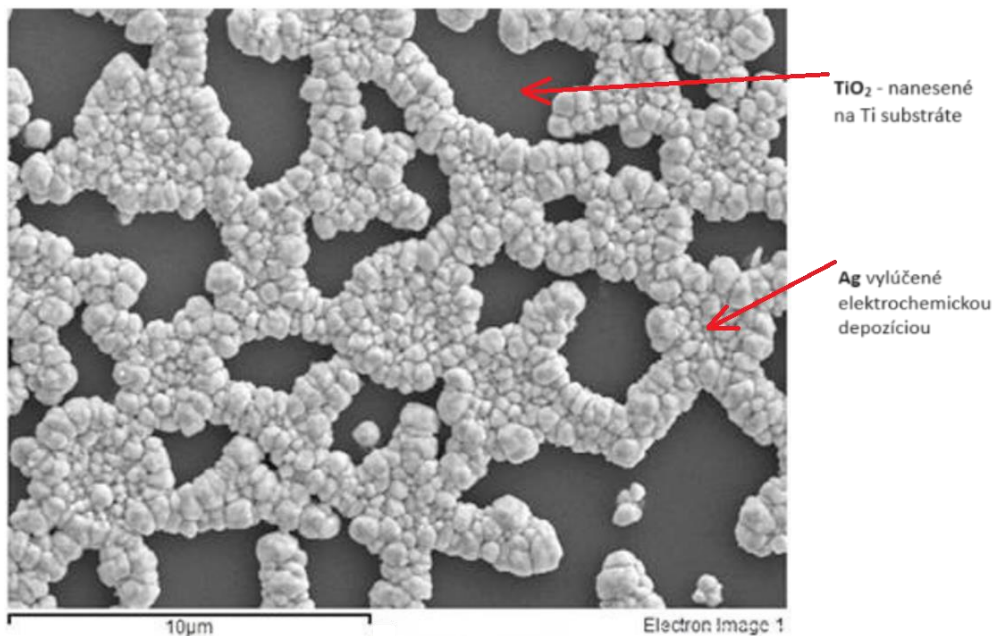
Obr. 20 Metódy nanášania povlakov a vrstiev [28].

V tabuľke (Tab. 4) sú uvedené príklady, aké typy povlakov je možné vyššie spomenutými metódami aplikovať na definovaný substrát a aké sú predpokladané dopady depozície.

Tab. 4 Možnosti povlakovania implantátov a ich dopady [28].

Metóda depozície vrstvy/povlaku	Substrát – základný materiál implantátu	Materiál povlaku alebo vrstvy	Očakávaný vplyv povlaku alebo vrstvy
CVD	Co-Cr	TiN	Zvýšenie tvrdosti a biokompatibility
PVD	Zliatiny Ti	CaP, TiO ₂	Zlepšenie oseointegrácie, zvýšenie príľnavosti ku kosti
Plazmové nástreky	Ti, CoCrMo	ZrO ₂ (4% CeO ₂)	Zlepšenie adhézie
3D tlač	AISI 316LVM	Carboxymethyl cellulose	Zvýšenie biokompatibility, antimikrobiálna aktivita
Povlakovanie namáčaním	Co a Ti zliatiny	BG, PCL-HAP, CaF ₂	Zlepšenie príľnavosti ku kosti, tvorba apatitovej vrstvy, antikoročné vlastnosti
Depozícia vrstva po vrstve	AISI 316LVM	CMC-diclofenac, CHI-gelatin-levofloxacin	Kontrolované doručenie účinnej látky, zlepšenie oseointegrácie
Elektroforetické nanášanie	Zliatiny Mg	CaP-zolendronate	Zvýšenie oseointegrácie a proliferácie buniek

Pri povlakovaní implantátov sa s výhodou využívajú kompozitné vlastnosti povlakov. Môžu byť nanášané kombináciou povlakovacích techník, tak ako to uvádza (Zemtsova 2023) vo svojej práci. Na implantát z titánovej zliatiny bol aplikovaný kompozitný povlak TiO₂/Ag (Obr. 21) Nanosenie povlaku bolo zabezpečené využitím techník povlakovania namáčaním a elektrochemickej depozície [29].


 Obr. 21 SEM pohľad na kompozitný povlak TiO₂/Ag [29].

Výsledky hore citovanej práce dokazujú, že nanosenie častíc striebra na vopred deponovaný TiO₂ povlak spôsobili vytvorenie antibakteriálnej vrstvy. Charakter TiO₂ povlaku zvýšil schopnosť adhézie implantátu a mikro a nanoštruktúra oxidu titánu prispela k zvýšenej diferenciácii osteoblastov [29].

4 ADITÍVNE TECHNOLOGIE

Na prelome 20. a 21. storočia boli širokej odbornej verejnosti predstavené prvé možnosti aditívnych technológií, ktoré boli postavené na vedeckých a praktických základoch preskúmaných oblastí z náuky o materiáloch a laserových technológií. Vďaka schopnosti vyrábať tvarovo zložité modely zložené z obecných plôch v krátkom čase, tieto technológie vzbudili obrovský záujem [30].

Z počiatku išlo vo väčšine prípadov o diely prezentačného charakteru alebo súčiastky, na ktoré boli kladené minimálne pevnostné nároky. S rozvojom tejto oblasti v čase, zákonite začala klesať obstarávacía cena zariadení schopných takéto technológie prevádzkovať, na čo kladne zareagoval trh a ešte viac katalyzoval ich rozvoj [30].

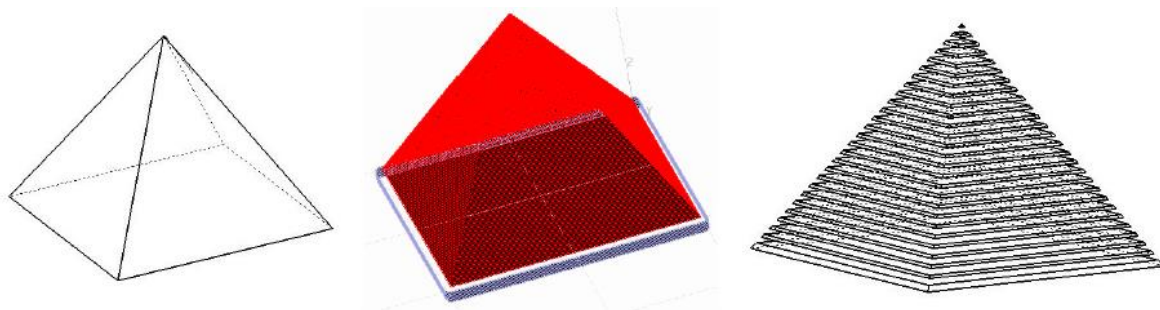
Z hľadiska použitia týchto technológií je možné tvrdiť, že najmarkantnejší prínos môžeme prisúdiť rozvoju počítačových technológií a CAD systémom, ktoré sa úspešne etablovali v priemyselnom prostredí [30].

V dnešnej dobe je možné zadefinovať aditívnu výrobu z mnoho hľadísk. Či už na základe použitého materiálu, fyzikálneho princípu výroby vrstvy alebo z hľadiska použitia a funkcie vyrobeného dielu.

Všetky metódy aditívnej výroby vychádzajú z 3D modelu súčiastky, ktorý získame buď priamym modelovaním v systéme CAD, prípadne pomocou technológie Reverse Engineering (reverzného inžinierstva). Medzi základné oblasti aditívnej výroby radíme nasledovné technológie [30, 31]:

- Rapid Prototyping – rýchla výroba prototypov.
- Rapid Tooling – rýchla výroba nástrojov, prevažne odlievacích foriem.
- Rapid Manufacturing – výroba dielov pomocou jednej z aditívnych technológií, kedy funkčné vlastnosti vyrobených súčastí dosahujú parametre pre priame použitie v priemysle alebo v koncepčných riešeniach jednotlivých zariadení.

Spoločným znakom všetkých vyššie uvedených technológií je tvorba reálneho modelu z 3D dát vo formáte *.STL, ktorý je popísaný trojuholníkovou sieťou. Vo všeobecnosti platí, že rovné plochy bez zaoblení je možné definovať nízkom počtom trojuholníkov a naopak obecné plochy vyžadujú hustejšiu sieť. Výsledná veľkosť súboru STL je priamo úmerná hustote trojuholníkovej siete. Reálny 3D model je tvorený po vrstvách v osi Z, každú z vrstiev nazývame aj krokom v ose Z a je definovaná hrúbkou v milimetroch (Obr.22). Vo všeobecnosti platí, že čím menší krok zvolíme, tým bude model presnejší s lepšou kvalitou povrchu, ale na úkor výrobného času [32].



Obr. 22 Tvar vyrábanej súčasti → Tvar jednotlivých vrstiev → Schéma tvorby súčasti [32].

Komplexné rozdelenie vybraných procesov v oblasti aditívnej výroby sú uvedené v tabuľke nižšie (Tab. 5).

Tab. 5 Procesy aditívnych technológií [30, 33]

Aplikačná oblasť aditívnej technológie	Fyzikálny princíp tvorby vrstvy	Použitý materiál	Technologický princíp výroby vrstvy	Skratka aditívnej technológie
Rapid Prototyping	Polymerizácia	Fotopolymérne živice	Vytvrdzovanie laserovým alebo UV systémom	SLA, DLP
	Selektívne spekanie	Plastový prášok	Laserový lúč	SLS
	Tlačová hlava	Plastový filament	Tavenie filamentu	FDM
	Rezanie a lepenie vrstiev	Papier, fólie	Rezanie nožom, laserom	LOM
	Selektívne lepenie prášku	Prášok na báze škrobu alebo na báze sadry	Tlačová hlava s viacerými tryskami na spojivo	3DP
Rapid Manufacturing	Selektívne tavenie/spekanie	Kovový prášok	Laserový lúč	SLM/DMLS
	Tavenie a tuhnutie materiálu	Kovový materiál vo forme drôtu	Elektrónový lúč	EBM
	Spekanie prášku	Kovový prášok potiahnutý spojivom	Laserový lúč s následnou infiltráciou alebo bez nej v závislosti na type použitého materiálu	DLM

Aditívne technológie je podľa amerického inštitútu pre materiály a testovanie (ASTM-American Society for Testing and Materials) možné zaradiť do 7 hlavných kategórií [34]:

- DED (directed energy deposition).
- PBF (powder bed fusion).
- ME (material extrusion).
- SL (sheet lamination).
- BJ (binder jetting).
- MJ (material jetting).
- Photopolymerization.

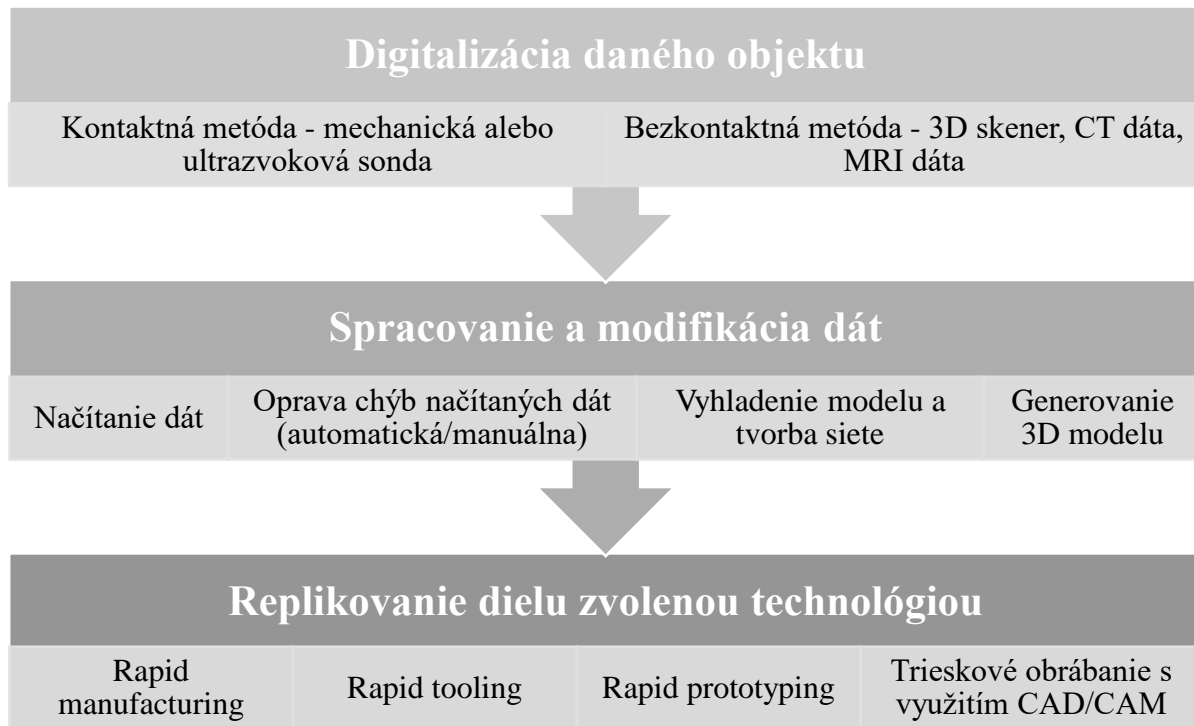
Rýchla výroba nástrojov, prevažne vstrekovacích a odlievacích foriem - Rapid Tooling, sa z hľadiska princípu výroby formy a technologického princípu výroby finálneho dielu - odliatku delí na ďalšie podkategórie definované v tabuľke nižšie (Tab. 6).

Tab. 6 Oblasti technológie Rapid Tooling [30, 32, 33].

Aplikačná oblasť aditívnej technológie	Princíp tvorby formy	Technologický princíp výroby odliatku	Skratka aditívnej technológie
Rapid Tooling	Model vytvorený napr. technológiou FDM, SLS s precíznym postprocesingom doplnený o deliace roviny, vtokovú a odvzdušňovaciu sústavu. Model vložíme do rámu, zalejeme silikónom a odvzdušníme vo vákuovej komore, nasleduje sušiacia komora. Po ručnom dorezaní deliacej roviny je forma pripravená	Gravitačné liatie za pôsobenia vákua	Vacuum casting
	Princípom je nastriekavanie roztaveného kovu s nízkym bodom tavenia na vopred pripravený model umiestnený na pomocnej deliacej rovine vo vopred pripravenom ráme formy ktorý je doplnený o vtoky, chladenie, vyhadzovanie. Takto vznikne škrupina dutiny formy ktorá je vyplnená obvykle epoxidovou živcou s hliníkovým plnivom. Druhá časť formy sa vyrobí obdobným spôsobom po odstránení prvej časti a deliacej roviny.	Vstrekovanie gumy a plastov	Metal spray
	Pripravený model sa umiestňuje do vopred pripraveného rámu vybaveného príslušenstvom (chladenie, vyhadzovanie, vstrekovanie). Zaleje sa epoxidovou živcou s plnivom hliníkového prášku. Deliacia rovina sa opracováva po vytvrdnutí živice, preto je potrebné v prípravnej fáze zvoliť prídavky na opracovanie deliacej roviny.	Vstrekovanie gumy, plastov, živíc a ľahkých kovov.	Epoxy Tooling

4.1 Reverzné inžinierstvo

Technológia reverzného inžinierstva sa skladá z niekoľkých na seba nadväzujúcich krokov, ktorých chronologickosť uvádza vývojový diagram nižšie (Obr. 23). Cieľom reverzného inžinierstva je previesť reálny výrobok do 3D priestoru, kde je ho možné následne modifikovať a replikovať.



Obr. 23 Chronologickosť krokov pri použití reverzného inžinierstva [30, 35].

4.1.1 Zobrazovacie metódy a ich využitie v reverznom inžinierstve

Zobrazovacie metódy v zdravotníckej oblasti slúžia na rýchlu, presnú, neinvazívnu diagnostiku zdravotného stavu pacienta. V oblasti aditívnej výroby ich však dokážeme s výhodou využiť a vhodnými postupmi reverzného inžinierstva vytvoriť 3D model zosnímanej oblasti pacienta. Takto získané 3D modely majú široké využitie – od plánovania operácie, cez benefity pre školenia a výuku až po tvorbu takzvaných implantátov na mieru – patient specific implants.

Tvorba modelu prebieha v niekoľkých krokoch s využitím viacerých softwarových riešení. Vhodnými dátovými podkladmi pre reverzné inžinierstvo sú výstupy z CT alebo MRI. Základný princíp fungovania a využitie týchto zobrazovacích techník je popísaný nižšie.

CT (počítačová tomografia) je zobrazovacia metóda, ktorá využíva digitálne spracovanie dát o priechode RTG žiarenia vyšetrouanou vrstvou. Základným princípom je, rovnako ako pri RTG, zoslabenie (atenuácia) žiarenia pri prechode daným objektom. Pre výpočet atenuácie sa používa všeobecná rovnica [36]:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (1)$$

, kde platí I_0 je intenzita RTG žiarenia pred prechodom objektom,

I_x - je intenzita žiarenia po prechode objektom s hrúbkou x ,

μ - koeficient lineárnej atenuácie RTG žiarenia,

x - hrúbka absorbujúceho materiálu.

Princíp fungovania: zväzok žiarenia, ktorý je vysielaný rentgenkou je vyclonený do tvaru vejára, šírka tohto zväzku určuje šírku zobrazenej vrstvy (bežne 1-10mm). Po prechode pacientom žiarenie dopadá na detektory. Na rozdiel od RTG, detektory samotné nevytvárajú výsledný obraz, registrujú množstvo dopadajúceho žiarenia. Pre vytvorenie obrazu jednej vrstvy sa systém rentgenka-detektory otočí okolo pacienta o 360°, tým že jedna vrstva je skenovaná z viacerých uhlov je možné vytvoriť informáciu o hĺbke (tretí rozmer). V súčasných

strojoch je viacero radov detektorov vedľa seba čo umožňuje pri jednom otočení vytvoriť obraz viacerých vrstiev [37].

Vývoj CT [38]:

- 1. generácia (translate-rotate): RTG žiarenie vysielané jednou rentgenkou vyclonené do tenkého lúča, detekované po prechode pacientom jedným protíľahlým detektorom, ktoré spolu rotovali okolo pacienta.
- 2. generácia (translate-rotate) : RTG žiarenie v tvare vejára po prechode pacientom detekované jednou radou detektorov uložených do kruhovej výseče, obe časti rotovali okolo pacienta.
- 3. generácia (rotate-rotate) : RTG žiarenie vysielané rentgenkou a vyclonené do tvaru vejára je po prechode pacientom zachytávané viacerými radami detektorov, usporiadaných do kruhovej výseče, obe časti spoločne rotujú okolo pacienta, dokáže zachytiť viacero vrstiev pri jednom otočení.
- 4. generácie (rotate- fixed): RTG žiarenie ako pri predošlých generáciách je vyclonené do tvaru vejára, detektory sú sracionárne umiestnené do kruhu, rotuje iba rentgenka.

Základná fyzikálna podstata CT [37, 38]:

- Využíva RTG žiarenie a jeho zoslabenie pri prechode tkanivami.
- Skladá sa z röntgenky a skupiny detektorov.
- Rozlíšenie štruktúr na základe rôznych denzít (tie sú udávané v Hounsfieldových jednotkách).

MR (magnetická rezonancia) je zobrazovacia metóda ktorá využíva zmenu magnetických momentov jadier prvkov s nepárnym protónovým číslom, ktoré sú umiestnené do silného statického magnetického poľa s následnou aplikáciou rádiových pulzov (najmä jadra atómov H). Vložením skúmaného tkaniva do silného magnetického poľa dôjde k usporiadaniu spinov protónov do dvoch opačných smerov. Protóny vytvárajú dva druhy pohybu. Rotácia okolo vlastnej osi (spin) a sotácia po obvodě pomyselného kužeľa (precesia). Rádiovými pulzmi na princípe rezonancie dôjde k vychýleniu percesie protónov o určitý uhol a zosynchronizuje sa percesia protónov. Po skončení pulzu sa protóny postupne vracajú do pôvodného stavu. Čas za ktorý sa vrátia sa nazýva relaxačný čas T1, a rozsynchronizovanie percesie relaxačný čas T2. Tieto časy sú závislé na zložení okolitej hmoty. Signál, ktorý získavame po sérii rôznych rádiových pulzov, magnetické vlnenie, zaznamenávame pomocou cievok. K vysielaniu aj prijímaniu signálu sa využívajú rovnaké cievky. Aby sme získali čo najkvalitnejší obraz, cievky musia byť čo najbližšie k vyšetrovanému tkanivu. Preto sa na vyšetrenie jednotlivých častí tela používajú rozdielne cievky [37].

Základná fyzikálna podstata MR [37, 39]

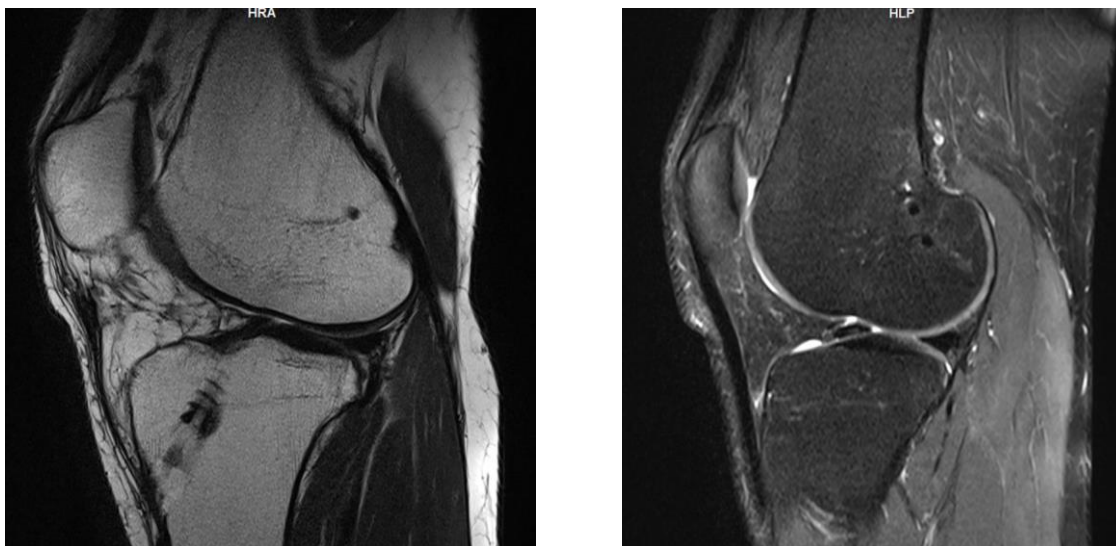
- Zmena spinu protónov vodíka pomocou silného magnetického poľa.
- Nevyužíva ionizované žiarenie.
- Spin má v rôznych tkanivách (hlavne mäkkých) rôzne T1 a T2 časy- výborné rozlíšenie.
- T1, T2 vážená sekvencia, DWI, FLAIR.

Využitie MR a porovnanie vlastností s CT [39]:

- V porovnaní s CT je to menej dostupná, nákladnejšia zobrazovacia metóda, dlhšie trvanie vyšetrenia, je hlučnejšie - menší komfort pre pacienta.
- Umožňuje detailnejšie zobrazenie mäkkých tkanív- ideálne na zobrazovanie mozgu, miechy, kĺbov a ďalších mäkko- tkanivových štruktúr.
- Nevyužíva ionizujúce žiarenie- bezpečnejšie.
- Nemožno využiť u pacientov s kovovými implantátmi, prípadne cudzími telesami, ktoré nie sú MR kompatibilné.
- Možno vytvárať skeny v akejkoľvek rovine.

4.1.2 Princíp tvorby modelu z MR dát

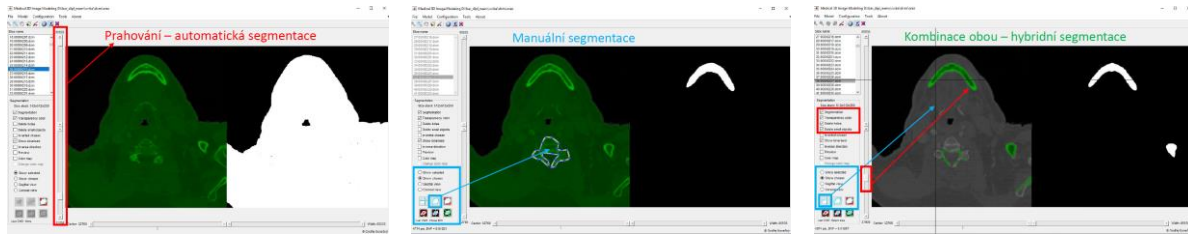
Získané dáta z magnetickej rezonancie pacienta, štandardne vo formáte DICOM, je potrebné pre získanie 3D modelu spracovať určitými technologickými postupmi. V prvom rade je potrebné si uvedomiť, že získané dáta sú v podstate rezmi danej oblasti pacienta a ich hustota závisí na snímacej frekvencii zobrazovacieho zariadenia (Obr. 24). Všeobecne platí, že pre potreby technického spracovania je vhodné snímaciu frekvenciu nastaviť na vyššie hodnoty ako je to pre potreby zdravotníckeho personálu.



Obr. 24 Rez distálnej časti femuru a proximálnej časti tibiae v sagitálnej rovine [40].

Jednotlivé kroky tvorby sieťového STL modelu [33, 41].

1. Načítanie snímok, ktoré sú oblasťou záujmu.
2. Kontrola zoradenia databáze snímok, prípadne použitie funkcie na ich preskupenie tak, aby boli jednotlivé rezy zoradené postupne za sebou.
3. Nastavenie vhodného kontrastu v závislosti na tkanive, z ktorého chceme vytvoriť *.STL súbor.
4. Segmentácia snímok (Obr. 25) [41].
5. Nastavenie parametrov pre export.
6. Export modelu, respektíve siete vo formáte *.STL.

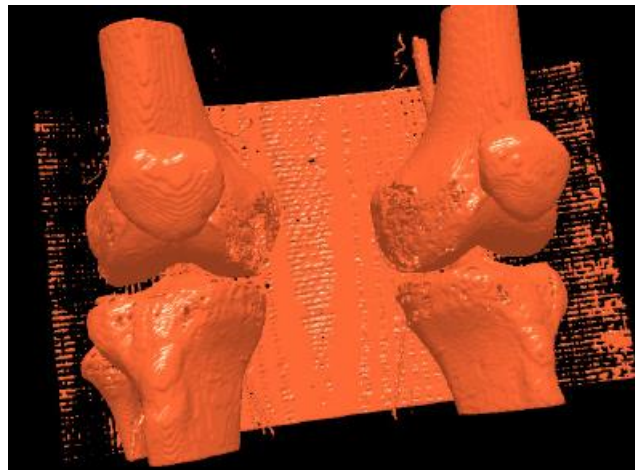


Obr. 25 Segmentácia vybraného tkaniva, z ľava automatický režim, manuálny režim, hybridný režim. Prevzaté z [41].

4.1.3 Úprava STL modelu

Dáta vo formáte *.STL sú tvorené trojuholníkmi, ktoré popisujú povrch daného modelu. Výsledkom je polygónová sieť, skladajúca sa z jednotlivých trojuholníkov, ktoré majú medzi sebou spoločnú hranu (každý trojuholník má so svojim susedom spoločné dva vrcholy). Jednotlivé trojuholníky sú definované tromi bodmi a smerom normály, ktorá určuje ich orientáciu v priestore [42].

Vygenerovaný model vo formáte *.STL je potrebné ďalej upravovať, pretože môže obsahovať nechcený materiál – v našom prípade tkanivo, prípadne podložku na ktorej bol pacient pri snímaní umiestnený (Obr. 26). K týmto problémom dochádza hlavne pri použití nástroja automatickej a hybridnej segmentácie.



Obr. 26 3D model po segmentácii s viditeľnou časťou podložky. Prevzaté z [33].

Po odstránení prebytočnej siete, je potrebné zvyšné dáta skontrolovať a vykonať potrebné opravy vo vhodnom softwarovom riešení, napr. GOM Inspect, RP Minimags, Autodesk Fusion. Medzi najčastejšie chyby na vygenerovanej sieti patrí [33]:

- Prevrátená normála trojuholníkov.
- Chybné hrany trojuholníkovej siete.
- Chybné kontúry (tvorené skupinou chybných hrán).
- Pretínajúce sa trojuholníky.
- Diery v geometrii modelu – chýbajúce trojuholníky.

Správne vytvorená trojuholníková sieť môže byť priamo využitá vo výpočtových modeloch založených na výpočte pomocou MKP analýzy (metóda konečných prvkov), prípadne v zariadeniach Rapid prototyping. Pre konštrukčne a technologicky náročnejšie úlohy je potrebné vykonať transformáciu siete na plošný a objemový model.

4.2 Využitie aditívnych technológií v zdravotníctve

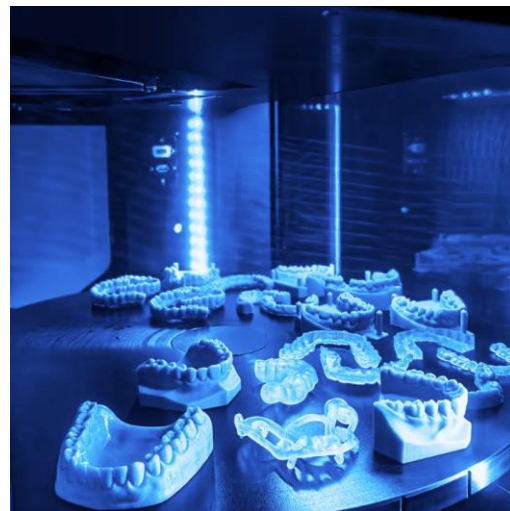
Použitie aditívnych technológií v oblasti medicínskych aplikácií sa neustále rozširuje. Samostatnou kapitolou je takzvaná biotlač. Na výrobu implantátov, ktoré musia disponovať určitými mechanickými vlastnosťami sa priamo predurčuje využitie technológií SLM, EBM alebo DMLS. Poprední svetoví dodávatelia AM zariadení ako Stratasys, 3Dsystems alebo EOS svoje produkty pre medicínsku oblasť rozdeľujú na 3 základné kategórie [43, 44, 45]:

- Dental.
- Bio tlač.
- Medical.

4.2.1 Dentálna oblasť

V dentálnej oblasti sa AM technológie využívajú na 3D tlač dočasných náhrad, koruniek a mostíkov. Tlač prebieha obvykle z plastových alebo živicových materiálov technológiami SLA, DLP alebo ftopolymerizácie. Príkladom môže byť patentovaná technológia PolyJet od firmy Stratasys [46].

Typickým predstaviteľom zariadenia pre túto oblasť môže byť moderná 3D tlačiareň Stratasys J5 DentaJet diponujúca plne farebnou tlačou z biokompatibilných materiálov s rozsahom 500 000 farieb [47].

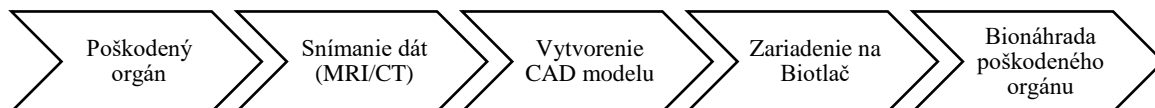


Obr. 27 Zariadenie Stratasys J5 DentaJet a jeho pracovná komora. Prevzaté z [47].

4.2.2 Biotlač

Dlhodobým cieľom biotlače je zlepšiť životnú úroveň osobám postihnutým stratou končatín po traumatickom úraze, prípadne čakateľom na transplantáciu. Dnešným trendom v oblasti regeneratívnej medicíny je použitie technológie biotlače. Zatiaľ je táto oblasť iba na experimentálnej úrovni. Cieľom vedcov na celom svete, zaoberajúcimi sa touto problematikou je v časovom horizonte niekoľkých rokov vyvinúť komplexné orgány akými sú obličky, srdce alebo pečeň. Tieto orgány môžu byť použité ako funkčné modely pre farmaceutický priemysel, nácvik operácií a jedného dňa, snád' aj ako samotné náhrady orgánov [30].

Princípom bio-aditívnej výroby je vkladanie buniek do matrice vyrobenej z biokompatibilného atramentu (bio-ink), ktorý tvorí nosnú štruktúru pre ukladanie buniek. Postupnosť jednotlivých výrobných krokov v tejto oblasti je definovaná nasledovným diagramom (Obr. 28) [30].



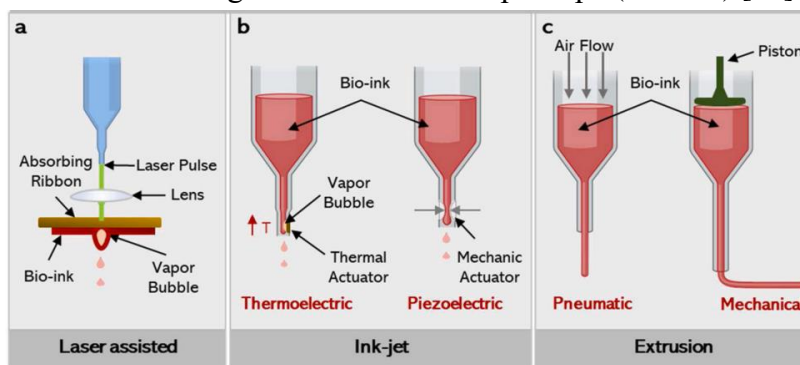
Obr. 28 Princiálny postup pri aplikácii biotlače.

Materiály pre tlač nosnej štruktúry bio výtlačkov, takzvané bio atramenty sa delia na dve základné triedy. Prvá trieda je zastúpená prírodnými polymérmi, druhú triedu reprezentujú syntetické hydrogély. Prírodné polyméry sa vyznačujú vyššou bioaktivitou a biokompatibilitou oproti syntetickým hydrogélom. Na druhej strane v prípade syntetického bioatramentu je možné riadiť mechanické vlastnosti vo vyššej miere. Príklady bioatramentov sú uvedené v tabuľke nižšie (Tab. 7).

Tab. 7 Materiály pre bioaditívnu výrobu.

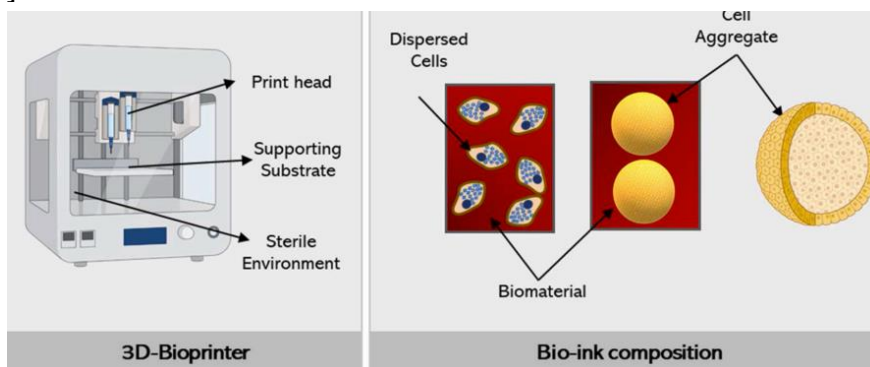
Prírodné polyméry	Syntetické hydrogély
Kyselina hyalurónová, fibrín, alginát, chitosanín...	Deriváty polyakrilove kyseliny, polyvinil alkohol, polyetylén glykol...

Biotlač, respektíve výroba bunkových tkanív či dokonca komplexných orgánov, je oblasť vzbudzujúca záujem laickej verejnosti, vedeckých tímov, farmaceutických spoločností, ale aj expertov v oblasti regeneratívnej medicíny. Práve to sú dôvody akcelerácie rastu tohto typu technológií. V dnešnej dobe je možné zariadenia používané na biotlač rozdeliť do viacerých kategórií v závislosti na technologicko-konštrukčnom princípe (Obr. 29) [48].



Obr. 29 Tlačové hlavy pre rôzne prístupy biotlače: a) Laserom podporovaná hlava, b) atramentová tlačová hlava, c) vytlačovacia hlava. Prevzaté z [48].

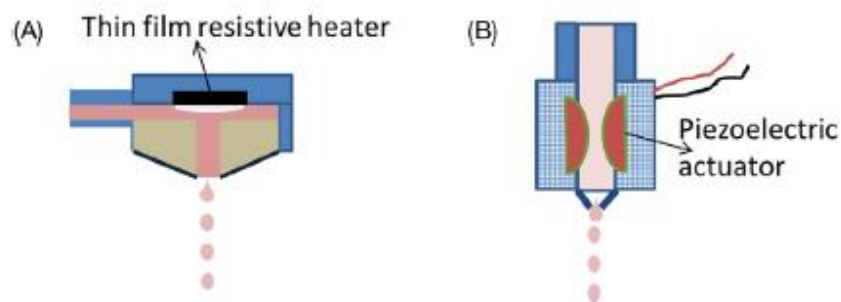
Spoločnými charakteristickým znakmi všetkých technologických prístupov sú nasledovné faktory. Tlač musí prebiehať v sterilnom prostredí. Druhým faktorom je takzvané vyzrievanie pri ktorom vytlačená nosná štruktúra prechádza zmenami v dôsledku bunkovej aktivity (Obr. 30). Z tohto dôvodu má obvykle 3D výtlačok iný výsledný tvar ako bol tvar vytlačenej nosnej štruktúry [49].



Obr. 30 Základná štruktúra biotlačiarne (vľavo), tvorba buniek z bioatramentu (vpravo). Prevzaté z [48].

Laserom asistovaná alebo lepšie povedané laserom riadená biotlač sa skladá z troch základných komponentov. Prvým je pulzný laser, druhým komponentom je absorpčná páska (obvykle kovová), ktorá je potiahnutá bioatramentom. Posledným komponentom je podkladový substrát, do ktorého je bioatrament ukladajú. Ukladanie bioatramentu riadi pulzný laser, v dôsledku jeho pôsobenia na absorpčnú pásku vzniká medzi páskou a vrstvou bioatramentu vzduchová bublina, ktorá vypudí bioatrament z absorpčnej fólie vo forme kvapky. Tento spôsob biotlače vyžaduje bioatrament s nízkou viskozitou [48, 50].

Atramentová tlač - tento typ biotlače rovnako vyžaduje bioatrament s nízkou viskozitou, typicky okolo $30 \text{ mPa}\cdot\text{s}^{-1}$. Obvyklý objem vytlačovanej kvapky, je v rozsahu pikoliter až nanoliter. V prípade atramentovej biotlače hovoríme o 2 základných prístupoch. O takzvanej CIJ (continuous ink-jet) tlači alebo DOD (drop-on-demand) tlači. Základný rozdiel medzi oboma prístupmi vyplýva už z ich názvu. CIJ biotlač sa vyznačuje nepretržitým prúdom vytlačovaných kvapiek, ktoré sú smerované respektíve vychylované pomocou elektrostatického poľa. Vychýlené, nepoužité kvapky sú smerované do zberného žľabu a sú pripravené na opätovné použitie. V prípade metódy DOD je možné hovoriť o pulznom charaktere vytlačovania bioatramentu. Ten je vytlačený pomocou tlakového impulzu z mikrofluidnej komory cez dýzu na miesto určenia. Tlakový impulz je generovaný termoelektrickým alebo piezoelektrickým aktuátorom [48, 51].



Obr. 31 Spôsob generovania tlakových impulzov. Prevzaté z [48].

Termoelektrický aktuátor obsahuje odporový článok generujúci teplo pri prechode elektrického prúdu. To spôsobuje vytvorenie pary, ktorá vytlačuje bioatrament. V prípade piezoelektrického aktuátora, pôsobí po prijatí elektrického impulzu na vytlačenie definovaného množstva bioatramentu mechanický princíp. Oba typy aktuátorov dokážu pracovať v režime DOD aj v režime CIJ [48,51].

Biotlač vytláčovaním - tlačiarne na báze extrúzie bioatramentu používajú mechanický alebo pneumatický vytláčovací systém. Bioatramenty používané v týchto typoch tlačiarní sa vyznačujú viskozitou ktorá je rádovo 1000 krát vyššia ako v prípade ink-jet alebo laserových biotlačiarní. Niektoré bioatramenty vykazujú pseudoplastické vlastnosti. Používaný bioatrament pre tento typ tlače, je v podstate hydrogél obsahujúci živé bunky, ktorý je vytlačovaný cez dýzu obvykle pri teplote $37 \text{ }^\circ\text{C}$. Trojosím riadením trajektórie dýzy, respektíve tlačovej hlavy sú vytvárané požadované 3D štruktúry. Ukladané môžu byť na pevný (petriho miska), kvapalný (napr. rastové médium) alebo gélový substrát [52].

4.2.3 Oblasť medical

Využitie aditívnych technológií v medicínskej oblasti je možné rozdeliť do viacerých kategórií, v závislosti od použitia danej technológie [53]:

- Tvorba anatomických modelov.

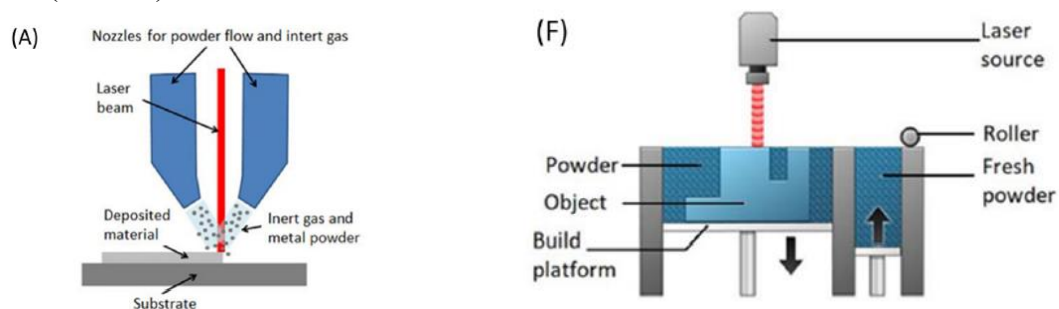
- Tvorba operačných plánov v 3D priestore.
- Výroba patient-specific implantátov.
- Výroba patient-specific inštrumentária.

Materiály využívané pre 3D tlač v tejto oblasti sa musia vyznačovať svojou biokompatibilitou, či sa jedná o kovy alebo plasty. Ukážku použitia niektorých materiálov uvádza Obr.32.



Obr. 32 Kovové a nekovové materiály pre aditívnu výrobu spoločnosti 3D Systems. Prevzaté z [54].

Oblasť priamo súvisiaca s experimentálnou časťou tejto záverečnej práce je výroba implantátov a inštrumentária podľa špecifických požiadaviek pacienta z kovového materiálu. Technológie aditívnej výroby využívané v týchto aplikáciách patria do kategórie DED (directed energy deposition) a PBF (respektíve powder bed fusion). Princíp PBF a DED technológií je uvedený na obrázku (Obr. 33).



Obr. 33 Základný princíp fungovania technológie DED a PBF. Prevzaté z [55].

Technológia DED používa na stavbu súčiastok polotovarov vo forme prášku a na jeho tavenie určitý energetický zdroj, vo väčšine prípadov laser. Rozdiel oproti technológiám PBF je v tom, že polotovary vo forme prášku je kontinuálne privádzaný tryskou na miesto jeho určenia, kde je priamo roztavený v ochrannej atmosfére, obvykle tvorenej argónom. Nepoužitý, respektíve nespečený prášok je použiteľný pre ďalšiu tlač. Medzi výhody tejto technológie patrí možnosť tlače na cylindrickú aj rovinnú podložku čo ju predurčuje k použitiu pri opravách poškodených strojných súčiastí ako sú hriadele, turbíny a iné výrobné nákladné diely, kde má ekonomický zmysel o oprave uvažovať. Vďaka možnosti tlače širokého spektra materiálov, dokonca kompozitov ako je napríklad $Ti64+Si_3N_4$, Al_2O_3 , Hydroxyapatit, TiN a iné, sa opravený povrch môže vyznačovať výrazne lepšími mechanickými vlastnosťami ako pôvodný materiál. Perspektívne využitie tejto technológie je aj v medicíne, kde je možné využiť prínosy jednotlivých kompozitov kovu a keramiky na zvýšenie užitočných vlastností ako je napríklad odolnosť voči opotrebeniu, tribologické parametre, riadenie mikroštruktúry, bioaktivita alebo antibakteriálne vlastnosti [56, 57, 58].

Typickým predstaviteľom **technológie PBF**, je 3D tlač pomocou zariadení pracujúcich na princípe SLM (selective laser melting) alebo EBM (electron beam melting). V oboch prípadoch je na podložku nanosená vopred definovaná hrúbka vrstvy kovového prášku a pôsobením energetického zdroja dochádza k jeho taveniu a následnému tuhnutiu. Týmto presne riadeným procesom, nazývaným skenovanie, je vytváraná dvojdimenzionálna geometria finálneho dielu. Tretí rozmer výtlačku je tvorený krokmi podložky a nanášaním ďalšej a ďalšej vrstvy. V prípade technológie SLM je energetickým zdrojom laser. Technológia EBM používa ako svoj energetický zdroj lúč elektrónov. Technológia SLM sa začala využívať v roku 1995. Technológia skenovania pomocou elektrónového lúča, teda EBM bola komercializovaná v roku 2001 firmou Arcam AB [56, 59].

Hrúbka vrstvy pri tlači SLM je rádovo v desiatkach mikrónoch, čo je výrazne menej ako pri technológii EBM alebo DED. Táto vlastnosť predurčuje technológiu SLM pre tlač dielov s nižšou drsnosťou povrchu v porovnaní s EBM. Tlač prebieha v ochrannej atmosfére, v prípade SLM je to inertný plyn, štandardne argón. Ochranná atmosféra pre tlač technológiou EBM, je kvôli povahe elektrónového lúča tvorená vysokým vákuom (10^{-4} mbar alebo viac). Najväčšou výhodou EBM oproti DED aj SLM je vysoká rýchlosť skenovania čo automaticky skraca výrobný čas. Vysoká skenovací rýchlosť môže byť dosiahnutá vďaka vysokej energetickej hustote elektrónového lúča. Nevýhodou je nižšia kvalita povrchu [56].

4.3 3D tlač materiálu Ti6Al4V

Proces aditívnej výroby spekaním respektíve tavením kovového prášku je komplexný súbor technologických parametrov ako sú energia zdroja, skenovací rýchlosť, hrúbka vrstvy, skenovací stratégia, teplota komory, tlak alebo prúdenie ochrannej atmosféry. Ako základný kvantifikačný parameter jednotlivých AM technológií je možné použiť takzvanú hustotu energie E [$\text{J}\cdot\text{m}^{-3}$] [56].

$$E = \frac{\alpha \cdot P}{v \cdot h \cdot t} \quad (2)$$

, kde P je výkon zdroja [$\text{J}\cdot\text{s}^{-1}$],

v – skenovací rýchlosť [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$],

h – hustota výplňovej štruktúry [m],

t – výška vrstvy [m],

α – absorpcia prášku [-].

Vnesená hustota energie sa premení na teplo, ktoré taví kovový prášok. Každý z procesov sa vyznačuje určitou teplotou a aj takzvanou rýchlosťou chladnutia. Počas tuhnutia a chladnutia tavného kúpeľa je teplo absorbované tepelnou vodivosťou do okolitého kovového prášku, do vybudovaného modelu a určitá časť tepla je radiáciou odvedená do okolitého prostredia. V prípade prúdenia plynu pri technológii DED je radiácia do prostredia vyššia v porovnaní s technológiami PBF. Rýchlosť chladnutia má zásadný vplyv na výslednú mikroštruktúru vytlačených dielov, uplatňujú sa tu poznatky z tepelného spracovania materiálov. Rýchlosti chladnutia pri jednotlivých procesoch AM technológií sú uvedené v tabuľke (Tab. 8) [56].

Porozita materiálu ju výsledkom nevhodne zvolenej kombinácie tlačových parametrov. Teoreticky sú technológie AM schopné produkovať štruktúru s plnou hustotou. Prakticky ale platí, že správnym použitím tlačových parametrov dokážeme porozitu v materiáli minimalizovať tak, že jej vplyv je zanedbateľný. Tvar a rozmiestnenie pórov obsiahnutých v mikroštruktúre materiálu ovplyvňujú z makroskopickeho hľadiska hlavne ťažnosť a stávajú sa nukleačnými miestami pre vznik trhlín. Redukciu pórov z hľadiska ich kvantitatívneho ale aj objemového množstva je možné pozitívne ovplyvniť použitím

technologie HIP (hot isostatic pressure). Pórovitosť materiálu je možné zistiť napríklad pomocou RTG tomografie [60–63].

Póry vznikajúce pri AM technológiách je možné rozdeliť podľa tvaru [60–63]:

- Eliptický alebo kruhový tvar – spôsobené ochrannou atmosférou.
- Nepravidelný klinovitý tvar s ostrými rohmi – spôsobené nedostatočnou fúziou medzi vrstvami.

Póry klinovitého tvaru sú nebezpečné z hľadiska koncentrácie napätia a pravdepodobnosti iniciácie trhliny, čo v kombinácii s ťahovými zvyškovými napätiami môže viesť k celkovému zlyhaniu súčiastky. Možnosť ako minimalizovať vznik klinovitých pórov, je použiť vyšší výkon zdroja, prípadne nižšiu skenovaciu rýchlosť čo spôsobí vyššiu hustotu energie E a dôjde k lepšiemu pretaveniu medzi-vrstvového rozhrania [60–63].

Procesy aditívnej výroby tavením kovového prášku sú charakteristické nízkou kvalitou drsnosti povrchu a v mnohých prípadoch musí byť funkčná plocha výtlakov doobrobená alebo upravená inou formou postprocesingu. Vplyv na výslednú drsnosť povrchu majú - skenovacia rýchlosť, hrúbka vrstvy, zrnitosť prášku, orientácia výtlaku v stavebnej komore. Významný vplyv na drsnosť povrchu má aj nalepovanie okolitého prášku na obvod tlačenej súčiastky v dôsledku nedokonalého natavenia. Tento jav je významný pri PBF technológiách. V prípade technológie DED je nalepovanie eliminované prúdením plynu, nepoužitý prášok odfukuje.

Tab. 8 Technologické parametre pri rôznych procesoch tlače materiálu Ti6Al4V [56].

Proces	Teplota tavného kúpeľa (°C)	Ochladzovacia rýchlosť (K.s ⁻¹)	Zvyškové napätia (MPa)	Objemová Pórovitosť (%)	Veľkosť pórov (μm)	Drsnosť povrchu Ra (μm)
DED	nezistené	cca 7.10 ⁴	98–218	0,01–0,27	1–3	0,24–13,3
SLM	2400	1.10 ⁴ –1.10 ⁶	100–500	0,1–05	–	5–40
EBM	2500	1.10 ³ –1.10 ⁵	Porovnateľné so žihanou vzorkou	0,1–0,3	50–300	25–131

Vyššie uvedené technológie majú spoločné charakteristické znaky, ktoré definujú ich výhody oproti konvenčným výrobným postupom, no na druhej strane prognózujú aj prípadné deficiencie. Základnou spoločnou vlastnosťou je tvorba presne lokalizovaného tavného kúpeľa, ktorý vzniká pôsobením energetického zdroja na polotovar vo forme kovového prášku. V dôsledku vysokej teploty tavného kúpeľa, ktorý je presne lokalizovaný, vznikajú teplotné gradienty. Tie spôsobujú, že kovové diely vyrobené pomocou 3D tlače sa vyznačujú výraznými zvyškovými napätiami. Najvýhodnejšia je v tomto prípade technológia EBM, ktorej teplota tavného kúpeľa je síce porovnateľná s SLM alebo DED, ale vďaka množstvu vnesenej energie je stavebná teplota v rozmedzí 600 až 750 °C, čím dochádza k vyžihaniu materiálu a uvoľneniu zvyškových napätí už v procese tlače. Čistota samotného prášku a akékoľvek defekty mikroštruktúry značne ovplyvňujú mechanické vlastnosti vytlačených dielov z únavového hľadiska [56, 57, 58].

Tvorba finálneho dielu prebieha vrstva po vrstve, vďaka čomu je možné vyrábať 3D tvarovo zložené diely s komplikovanou vnútornou štruktúrou priamo z CAD modelu. V porovnaní s tradičným výrobným procesom, ktorý začína odlievaním základného materiálu, tvárnením polotovaru až po finálne opracovanie daného dielu dochádza k výraznej úspore materiálu polotovaru. Túto úsporu je možné definovať takzvaným pomerom „buy-to-fly“, ktorý hodnotí množstvo potrebného materiálu polotovaru na výrobu finálneho dielu. V prípade leteckého priemyslu je tento pomer 12–25:1 pre výrobu dielov z Ti zliatin pomocou štandardných

technológií. V prípade využitia AM technológií sa tento pomer pohybuje v rozmedzí 3–12:1 [64, 65].

Z hľadiska vyššie uvedených procesných parametrov tlače zliatiny Ti6Al4V, bude v experimentálnej časti tejto práce využitá technológia SLM. Disponuje dostatočnou kvalitou povrchu, dobrou pretaviteľnosťou materiálu a nezanedbateľným parametrom je tiež trhovú dostupnosť tejto technológie. Zvyškové napätia spôsobené tlačou z kovového prášku pri technológii SLM, budú eliminované nasadením tepelného spracovania dielov.

5 TRIBOLÓGIA ARTIKULUJÚCEJ DVOJICE TEP KOLENA

Jednou z možností ako predĺžiť životnosť totálnej kolennej endoprotézy, je sledovať tribologické správanie sa artikulujúcich členov. V kinematike kolennej náhrady dochádza ku kontaktu kovovej komponenty s tibiálnym platóm, ktoré je vyrábané z vysokomolekulárneho polyetylénu (ďalej ako UHMWPE). Z dôvodu výroby kovového člena, femorálnej komponenty, technológiou SLM je potrebné overiť tribologické správanie ešte v predvýrobnej fáze a vylúčiť prípadné nadmerné opotrebenie artikulujúcej dvojice v porovnaní s endoprotézou vyrábanou štandardnými metalurgickými pochodmi.

Skúšky tribologických vlastností umožňujú skúmanie celej rady veličín a parametrov danej tribologickej sústavy. Táto sústava obsahuje indentor osadený guľičkou alebo hrotom a skúmanú vzorku. Do sústavy ďalej náleží prostredie v ktorom sa tribologické testovanie uskutočňuje. Prostredie je definované teplotou, vlhkosťou a prípadnou mazacou prísadou. Testovaciu sústavu uzatvára stroj – tribometer, ktorý celú sústavu riadi. Testovanie je z hľadiska objektívneho porovnania výsledkov vhodné realizovať v laboratórnych podmienkach. Z hľadiska vyhodnotenia tribologických vlastností sú skúmané procesy trenia a opotrebenia [66, 67, 68].

Trenie je ako tribologický proces možné charakterizovať jeho stratou mechanickej energie pri vzájomnom kontakte dvoch trecích plôch. V priebehu trenia dochádza k celej rade procesov a zmien. Zmienená mechanická energia sa mení v energiu tepelnú, čím sa zhoršujú tribologické charakteristiky funkčných plôch, dôsledkom čoho je vznik opotrebenia. Základným hodnotiacim parametrom kontaktnej dvojice je koeficient trenia. Tento koeficient je bezrozmerná veličina a vyjadruje pomer medzi trecou silou F_t a normálovou (prítlačnou) silou F_n [66, 67, 68, 69].

$$\mu = \frac{F_t}{F_n} [-] \quad (3)$$

V závislosti na spôsobe vzájomného pohybu funkčných plôch je možné koeficient trenia rozdeliť na [66, 67, 68]:

- Koeficient klzného / šmykového trenia.
- Koeficient valivého trenia.

V priebehu procesu trenia kontaktných plôch môžu nastať tri základné stavy [66, 67, 68, 69]:

- Suché trenie – nastáva v prípade priameho kontaktu povrchov tuhých telies.
- Kvapalinové trenia – nastáva v prípade, že tuhé telesá sú oddelené kvapalinovou vrstvou.
- Trenie zmiešané – je kombináciou oboch vyššie zmienených javov.

Pre **koeficient trenia** je možné vysloviť nasledovné všeobecné charakteristiky. Hodnota koeficientu trenia je priamo ovplyvnená stavom povrchu vzorky, jej drsnosťou a stavom povrchu a drsnosťou indentoru. Pri prekonávaní nerovností dochádza k zmene zaťaženia v kontaktnej ploche vzorky a indentoru. Na hodnotu koeficientu trenia má vplyv doba merania, teplota a dráha, ktorú je nutné indentorom prekonať. Ďalšie vplyvy okolia, ktoré môžu meranie koeficientu trenia ovplyvniť, je vhodné minimalizovať vykonaním experimentu v laboratórnych podmienkach [66, 67, 68, 69].

Opotrebenie je možné vyjadriť ako nežiadúcu trvalú zmenu v kvalite povrchu, prípadne aj rozmeru tuhých telies. Táto zmena môže nastať buď priamym kontaktom dvoch telies (pri suchom trení) alebo sprostredkované, pomocou vloženého média (kvapalinové trenie). Na zmenu v kvalite povrchu okrem mechanických vplyvov pôsobia ďalšie fyzikálne, chemické, radiačné a iné procesy [66, 67, 68].

Dôsledkom opotrebenia je odstránenie alebo premiestnenie častíc hmoty tuhého telesa z jeho funkčných plôch. Tím nastáva zmena geometrie, zmena štruktúry a vlastností funkčných povrchov, ktoré vedú k odchýlkam od optimálneho vopred dizajnovaného chovania počas prevádzky. Rýchlosť týchto zmien, závisí na vzájomnej tvrdosti kontaktných plôch, spôsobe ich výroby a na ďalších podmienkach prostredia, ktoré sú definované v rámci skúšok na tribometri [66, 67, 68, 69].

5.1 Metodika experimentu

Experimentom budú sledované dve alternatívy. Prvou bude testovanie tribologického kontaktu UHMWPE s kovovou komponentou za suchých podmienok. K tejto situácii dochádza tesne po operácii kedy sa pacientovi v operovanom kolennom puzdre ešte nedokázala synoviálna tekutina vytvoriť v dostatočnom množstve.

Druhou eventualitou bude testovanie tribologických vlastností s prítomnosťou kvapaliny. Pseudosynoviálna tekutina, bude reprezentovaná hovädzím sérom zriedeným na koncentráciu 20 g proteínu na liter, tak ako uvádza norma ISO 14243-3 [70].

Výstupom experimentu bude na základe nameraných výsledkov konfrontácia klasickej a aditívnej technológie výroby materiálu Ti6Al4V pre použitie v endoprotézach. Pozornosť bude sústredená primárne na rozdiely v klznom správaní sa materiálov a na celkové opotrebenie kontaktných plôch po ukončení tribologických testov. Zostavenie experimentu a postupnosť jednotlivých krokov:

1. Výroba kovových indentorov aditívnou technológiou (Obr. 34).
2. Príprava a výroba artikulujúcich členov – UHMWPE disky (Obr. 35).
3. Testovanie a vyhodnotenie klzných vlastností kontaktných dvojíc uvedených v tabuľke nižšie.

Tab. 9 Kontaktné dvojice a podmienky testovania.

Trecí stav	Artikulujúca dvojica		Zat'azujúca sila	
Suché trenie	UHMWPE – konvenčná Ti6Al4V	UHMWPE – SLM Ti6Al4V	10 N	20 N
Kvapalinové trenie	UHMWPE – konvenčná Ti6Al4V	UHMWPE – SLM Ti6Al4V	10 N	20 N

4. Analýza opotrebenia kontaktných plôch elektrónovým mikroskopom.

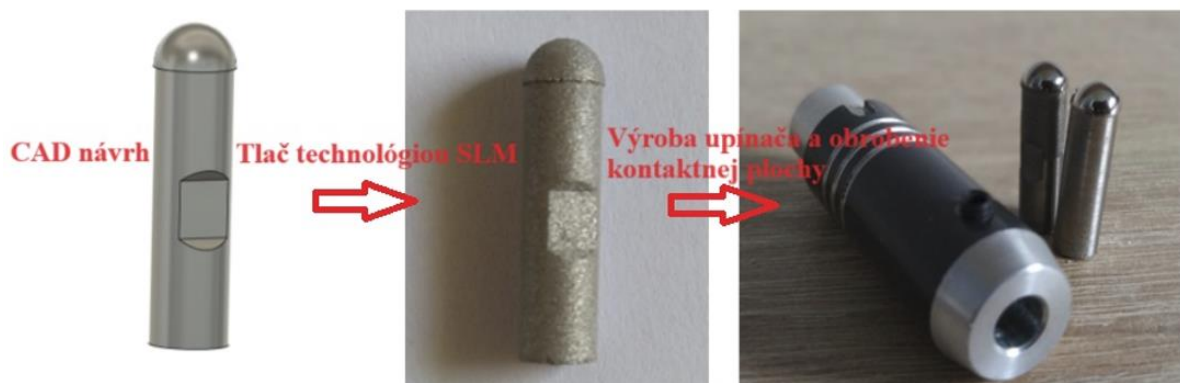
V priebehu experimentálnej časti bolo vykonaných 8 tribologických skúšok predmetných kontaktných plôch. Všetkých 8 skúšok bolo následne zopakovaných a štatisticky spracovaných s cieľom minimalizovať náhodné javy v meraní. Všetky merania boli uskutočnené pri konštantnej teplote 37 °C v temperovanej komore tribometra. Zvolená teplota odpovedá prirodzenej teplote v kolennom kĺbe ľudského tela. Čas trvania každého testovacieho cyklu bola 1 hodina.

Indentor vyrobený pomocou 3D tlače bol obrobený a vyleštený tak, aby boli dosiahnuté geometrické a povrchové charakteristiky konvenčne vyrábaného indentoru. Uchytenie 3D vytlačeného indentoru bolo zabezpečené skonštruovaným a vyrobeným upínačom aby bolo možné indentor použiť v danom type tribometru (Obr. 34). Chemické zloženie Ti prášku je uvedené v tabuľke (Tab. 10).

Tab. 10 Chemické zloženie kovového prášku (Ti64) Ti6Al4V

Prvok	Ti	Al	V	Fe	O	C	N	H	Y
%	≤90	5.5–6.5	3.5–4.5	≤0.25	≤0.13	≤0.08	≤0.05	≤0.012	≤0.005

Výroba indentoru bola uskutočnená na zariadení TRUMPF TruPrint 1000 technológiou SLM. Výkon laseru bol 400 W, krok (výška vrstvy) bola 0,05 mm, tlačová komora bola naplnená inertným plynom – Argónom.

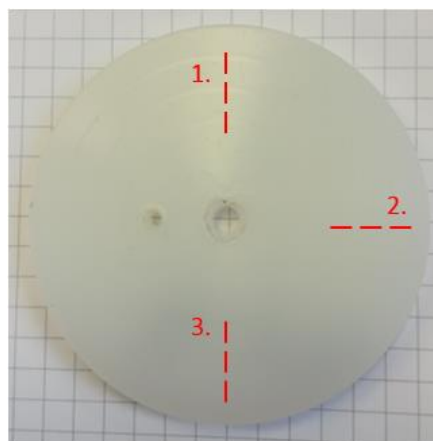


Obr. 34 Návrh geometrie indentoru → aditívne vyrobený indentor → upínací prípravok a indentor po postprocesingu.

Zostavu konvenčne vyrobeného indentoru tvorí upínač a testovacia guľička (Obr. 35) zo zvoleného materiálu. Testovacie guľičky – indentory, sú dodávané mnohými spoločnosťami, napríklad Měřící technika Morava, s.r.o.. Polyetylénový disk, ako druhý kontaktný člen (Obr. 36), bol vyrobený z tyčového polotovaru technológiou sústruženia. Na testovacích diskoch bolo uskutočnené meranie drsnosti povrchu dielenským drsnoomerom MAHR PS10. Stredná hodnota nameraných drsností povrchu Ra dosiahla hodnotu $0,94 \mu\text{m}$. Odchýlka medzi jednotlivými vyrobenými testovacími diskami bola $Ra \pm 0,14 \mu\text{m}$.



Obr. 35 Zostava konvenčného indentoru.



Obr. 36 UHMWPE testovací disk.

5.2 Použité prístroje

Stroje a prístroje použité v priebehu testovania tribologických vlastností vybraného heterogénneho materiálového kontaktu, sú uvedené v tabuľke (Tab. 11).

Tab. 11 Zoznam použitých prístrojov.

Meracie prístroje	Vyhodnocovacie prístroje
Tribometer Bruker UMT-3	Elektrónový mikroskop Zeiss EVO LS10,
	Prístroj pre meranie textúry povrchu TalySurf CLI 1000.

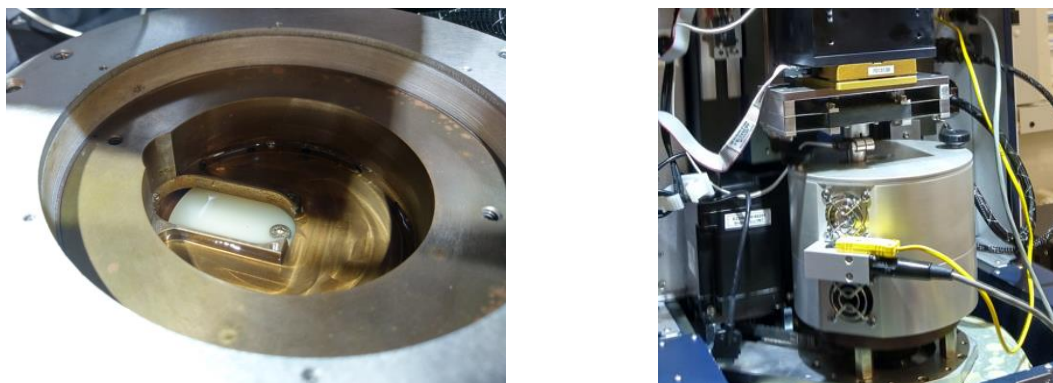
Najdôležitejšou časťou experimentálnej skladačky bol merací prístroj, tribometer od spoločnosti Bruker s modelovým označením UMT-3.

Týmto by som chcel zároveň poďakovať katedre Strojnírenství a jej pracovníkom na Fakulte vojenských technológií Univerzity obrany v Brne, za možnosť uskutočnenia tribologických testov na ich prístroji. Použitý tribometer umožňuje nastavenie týchto kľúčových parametrov:

- Komoru, kde skúška prebieha je možné temperovať do teploty 350 °C.
- Maximum zvolenej normálovej sily je na hranici 200 N.
- Polomer otáčania pre konkrétne zvolený typ plochého disku je možné nastaviť v rozmedzí 15 až 30 mm.

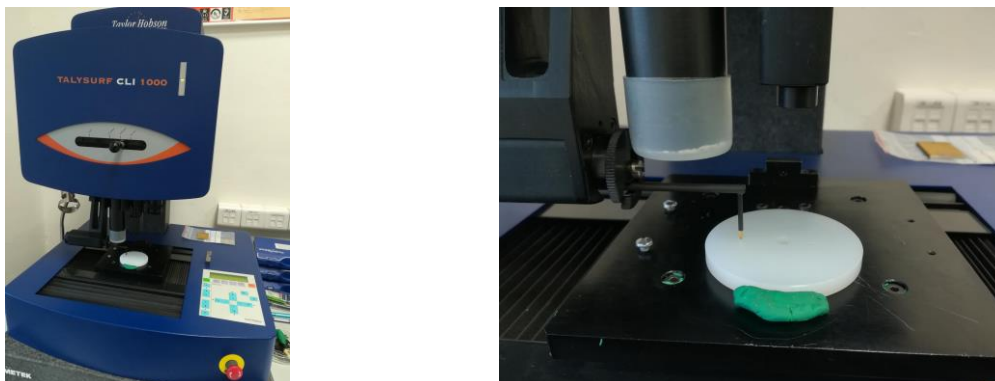
Vyššie uvedené zariadenie umožňuje vyhodnocovať polohu indentoru vo vertikálnej ose Z. Po zadaných počtoch cyklov je teda možné vyhodnotiť zmenu polohy indentoru, ktorá udáva mieru opotrebenia pre testovanú vzorku a indentor. Ak dochádza v priebehu skúšky k opotrebeniu prevažne skúšaného materiálu, odpovedá hodnota zmeny polohy v ose Z opotrebeniu vzorky. V prípade, že dochádza aj k opotrebeniu indentoru, je táto hodnota nespoľahlivá a pre vyhodnotenie stopy z hľadiska opotrebenia je potrebné použiť inú, napríklad profilometrickú analýzu.

S využitím testovacej metódy Ball on Disc je možné merať koeficient trenia. Princípom merania metódy Ball on Disc je vtláčovanie guľičky do skúšobného telesa ktoré rotuje. Guľička je uchytená v stacionárnom prípravku a je pritlačovaná konštantnou silou na skúšobnú vzorku, ktorá je uchytená v otočnom stole. V prípade, že je zvolený variant merania s mazaním, zostava je doplnená o kryciu misku s otvormi, ktorými je pri rotácii vháňaná mazacia kvapalina (Obr. 37) a je zaistený jej prietok.



Obr. 37 Krycia miska na mazivo (vľavo), temperovaná komora tribometra (vpravo).

Meranie stôp opotrebenia bolo uskutočnené na univerzálnom prístroji pre meranie textúry povrchu Talysurf CLI 100 (Obr. 38), s využitím indukčnej dotykovej metódy. Parametre stôp opotrebenia boli vyhodnotené s využitím softwaru TalyMap 4.1.



Obr. 38 Profilometer Talysurf CLI 100 (vpravo), uchytená vzorka (vľavo).

Nastavenie profilometra pri meraní stôp opotrebenia (Tab. 12) a tiež podmienky definujúce samotné merania a výstupné dáta (Tab. 13) sú definované nižšie

Tab. 12 Nastavenie prístroja pri meraní.

Typ snímača	Rozsah	Rozlíšenie		Rýchlosť snímania
Indukčný, DIA hrot R2 μm	500 μm	vertikálne	priečne	200 $\mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$
		10 nm	2 μm	

Tab. 13 Podmienky merania.

Meraná dĺžka	Krok snímania dát	Základná dĺžka	Filtrácia
2 mm	3 μm	0,25 mm	Gauss – 0,25 mm

Profilometrická analýza hodnotí údaje o stope, ako je jej šírka, hĺbka profilu a plocha priečneho profilu stopy. K vyhodnoteniu je nutné z dôvodu štatistickej analýzy využiť meranie aspoň v šiestich miestach. Pre vyhodnotenie koeficientu opotrebenia je kľúčovým údaj o ploche stopy. Koeficient opotrebenia je daný vzťahom:

$$K = \frac{A_p}{F_N \cdot \omega \cdot t} \quad (4)$$

, kde K je koeficient opotrebenia [$\text{mm}^{-3}\cdot\text{N}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$],

A_p je plocha profilu stopy opotrebenia [mm^2],

F_N je normálová sila [N],

ω je rýchlosť otáčania vzorky [min^{-1}],

t je čas merania [min].

Na vyhodnotenie tvaru a stavu povrchu stopy opotrebenia bol použitý elektrónový mikroskop Zeiss EVO LS10 (Obr. 39). Tento prístroj rovnako poslúžil pre zosnímanie povrchu opotrebenia guľového indentoru zo zliatiny titánu. Toto zariadenie funguje na princípe skenovania – rastrovania vzorky.



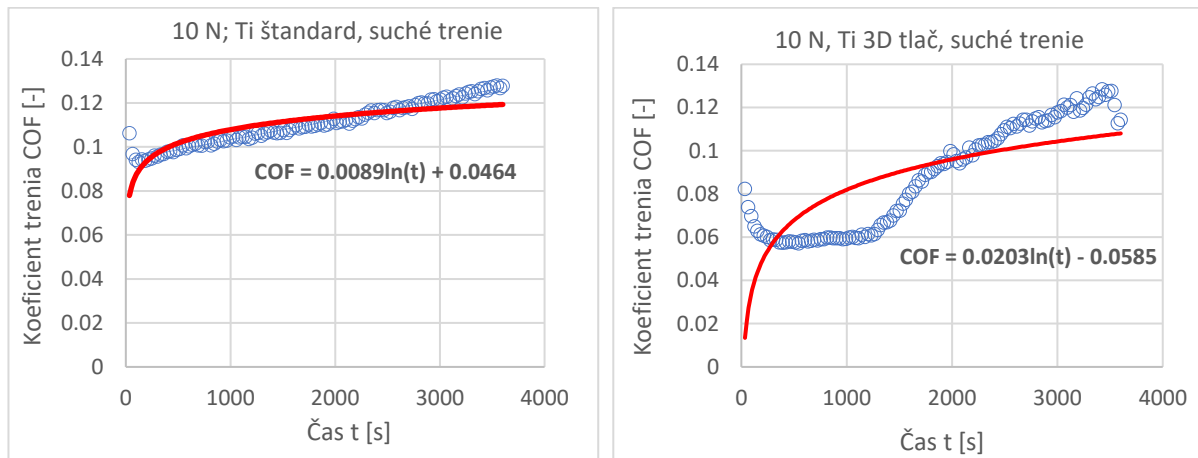
Obr. 39 Elektrónový mikroskop Zeiss EVO LS10.

Maximálna výška vzorky pre vyhodnotenie v tomto zariadení je 100 mm, maximálny priemer respektíve priestor v rovine XY je 230x230 mm. Zariadenie disponuje módom vysokého vákua.

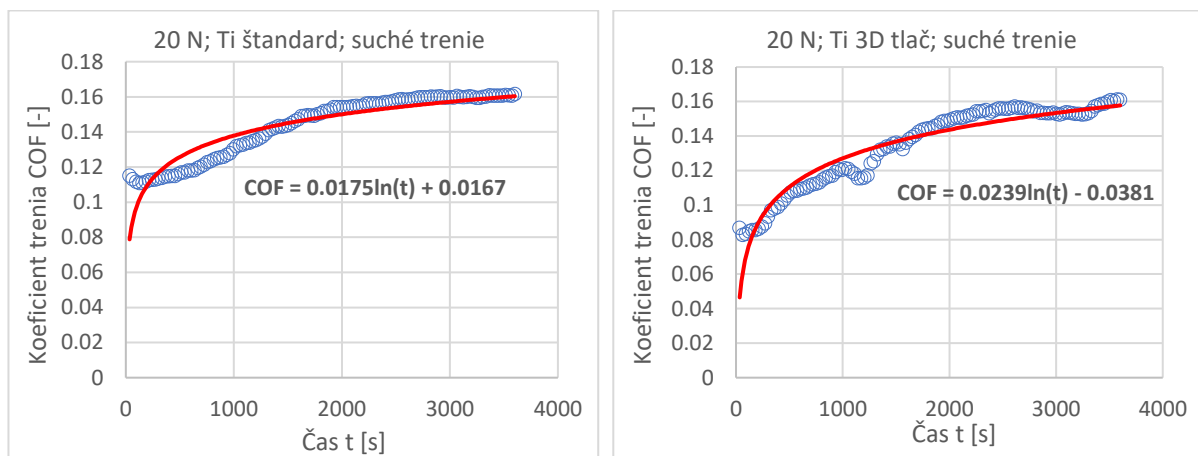
Základným prostriedkom získavania informácií pomocou elektrónového mikroskopu je vysoko koncentrovaný lúč elektrónov, ktorý je urýchľovaný jednosmerným napätím rádovo v desiatkach až stovkách kV. Po dopade takto urýchleného elektrónového zväzku na sledovanú vzorku vznikajú nasledujúce využiteľné signály: sekundárne elektróny, odrazené elektróny, transmitované elektróny, Augerové elektróny, absorbované elektróny, RTG žiarenie (spojité alebo charakteristické), rozptýlené elektróny. Poznáme 2 základné typy zariadení: skenovací a transmisný mikroskop [71]. Meranie prebehlo v spolupráci s Fakultou chemickou VUT.

5.3 Výsledky experimentu

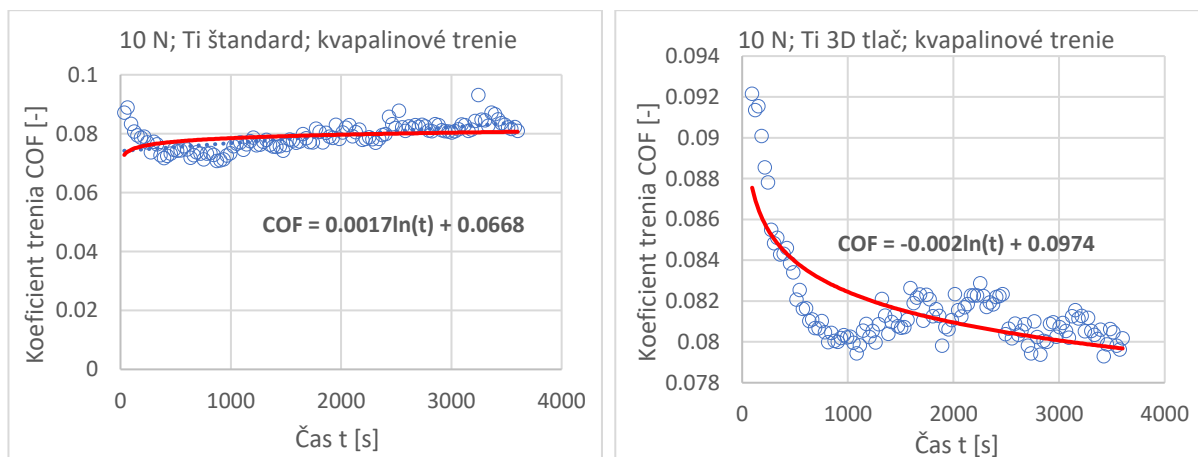
Priebeh a hodnota koeficientu trenia jednotlivých kontaktov, ktoré boli získané z tribometra Brucker, sú štatisticky spracované a reflektované do nižšie uvedených grafov (Obr. 40–43).



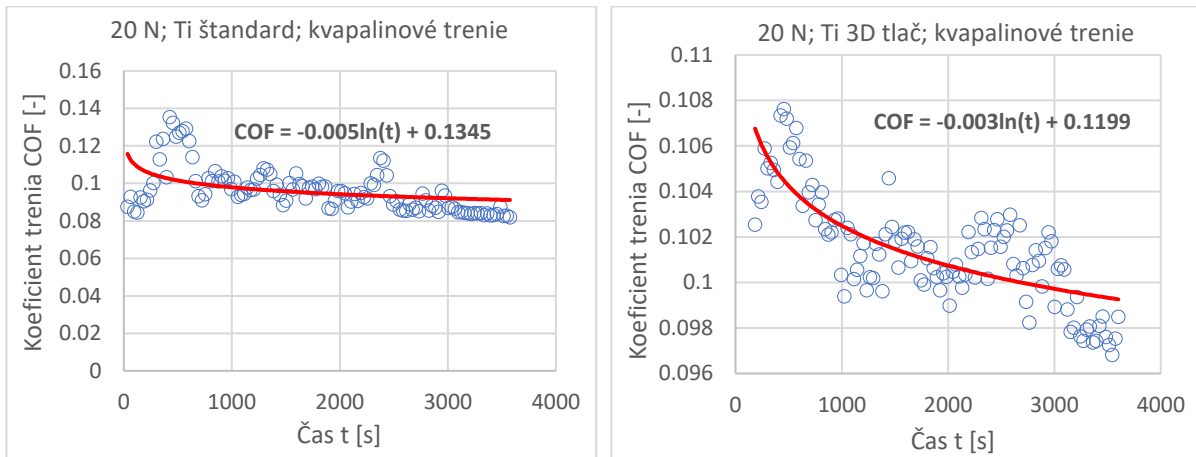
Obr. 40 Suché trenie, zaťaženie 10 N.



Obr. 41 Suché trenie, zaťaženie 20 N.

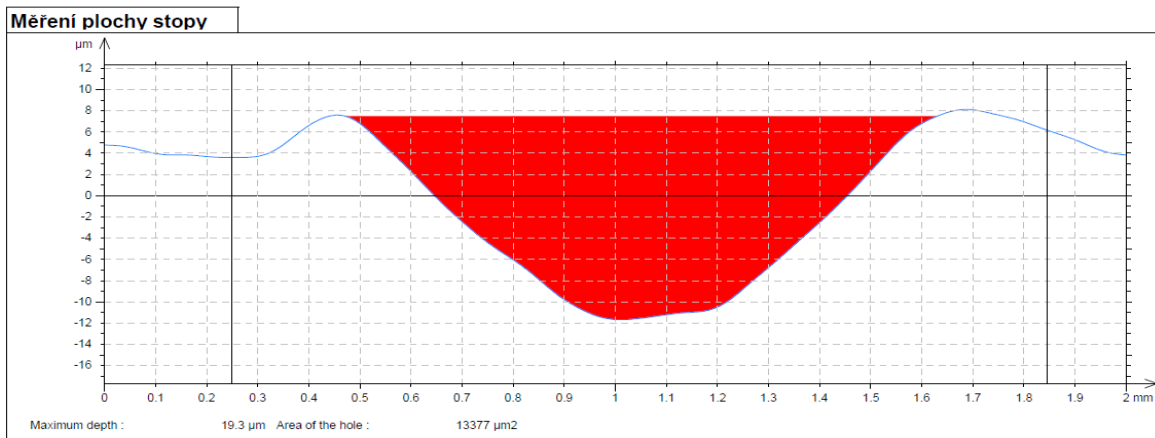


Obr. 42 Kvapalinové trenie, zaťaženie 10 N.

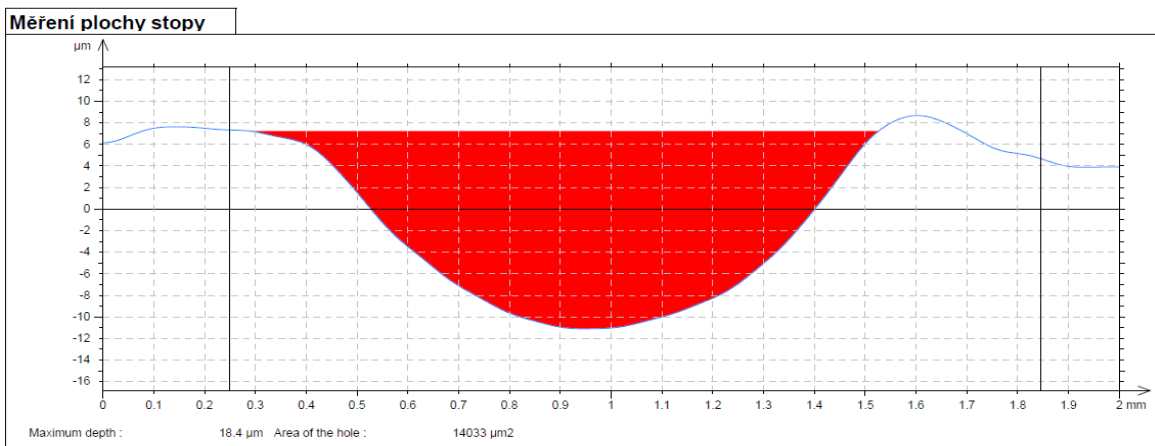


Obr. 43 Kvapalinové trenie, zaťaženie 20 N.

Podmienky pre vznik a rozvoj opotrebenia sú najmarkatnejšie v kombinácii suché trenie-vysoké zaťaženie. Výstupy z profilometra reflektujú veľkosť a tvar stopy vzniknutej na testovacích UHMWPE diskoch (Obr. 44, 45). Podrobné výsledky merania profilometrom sú prílohou tejto práce (Príloha 1). Komplexnejší pohľad na stopu opotrebenia poskytnú výstupy z elektronového mikroskopu.



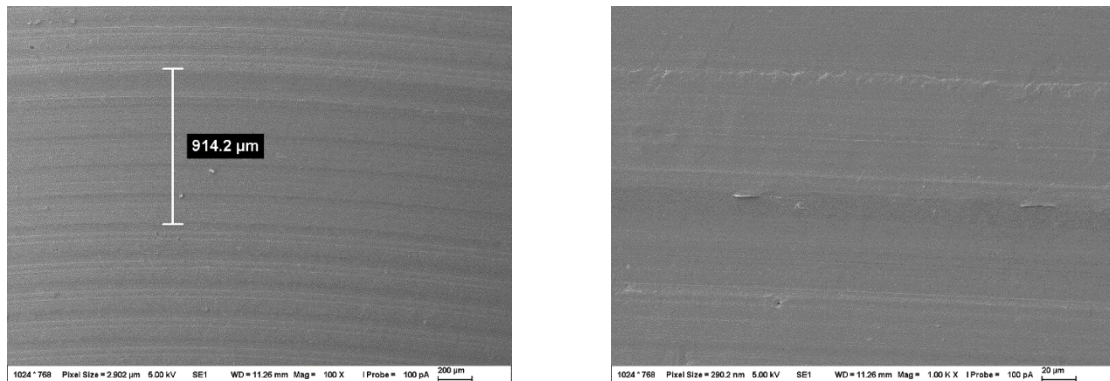
Obr. 44 Suché trenie, zaťaženie 20 N, indentor Ti štandard.



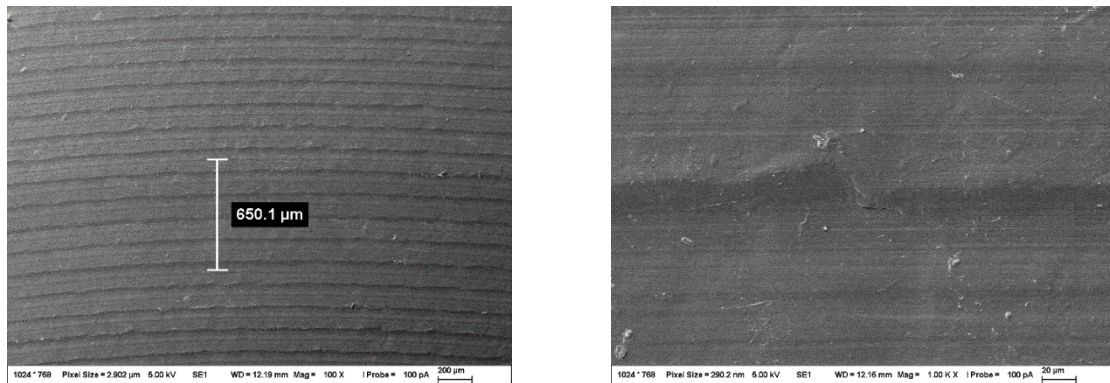
Obr. 45 Suché trenie, zaťaženie 20 N, indentor Ti 3D tlač.

Zariadením ZEISS EVO LS10, boli skúmané stopy opotrebenia na jednotlivých testovacích diskoch. Pre každú stopu opotrebenia boli vyhotovené 2 snímky, v 200 μm mierke a v 20 μm

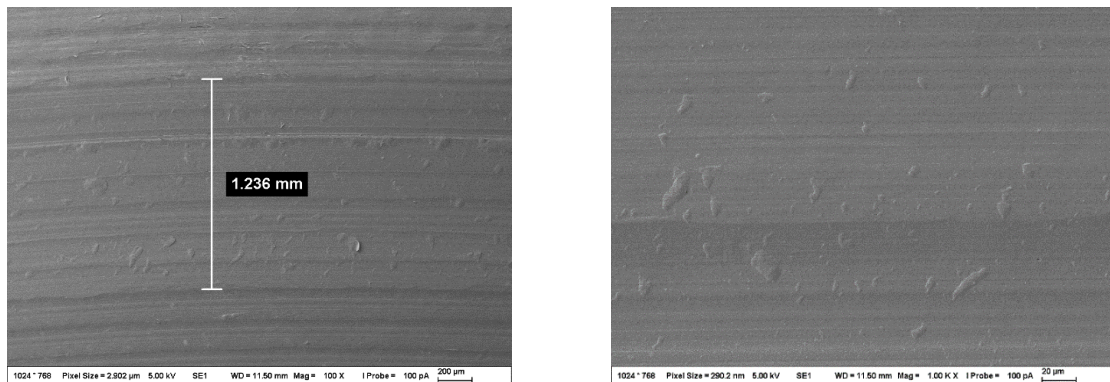
mierke. Priblíženie 100x poslúžilo na zmeranie šírky stopy, následným zväčšením (1000x) je možné pozorovať stav stopy opotrebenia. Podmienky suchého trenia sú reflektované v snímkach (Obr. 46–49).



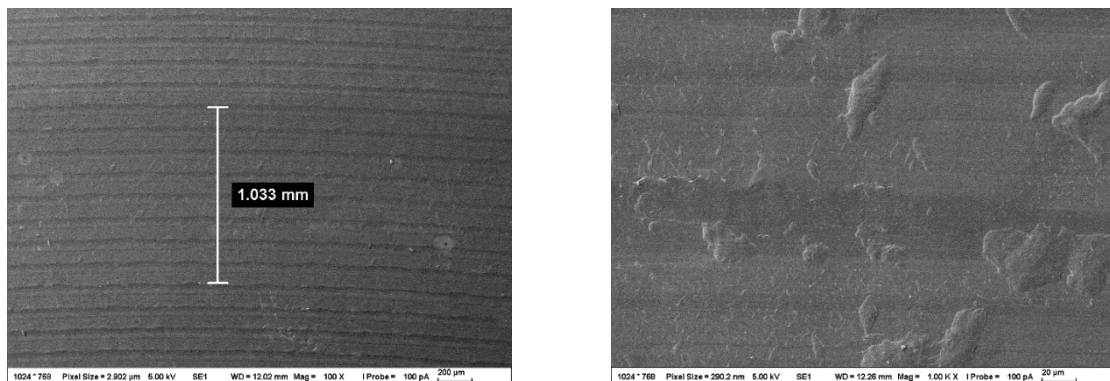
Obr. 46 Suché trenie, Zaťaženie 10 N, indentor Ti 3D tlač.



Obr. 47 Suché trenie, zaťaženie 10 N, indentor Ti štandard.

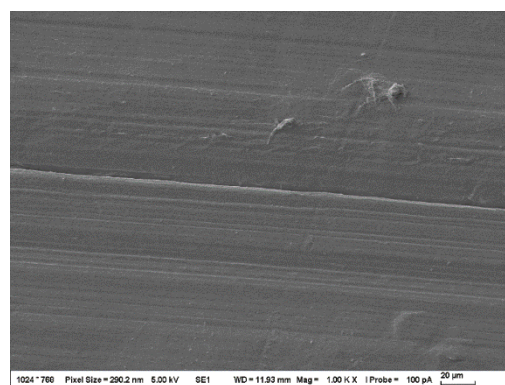
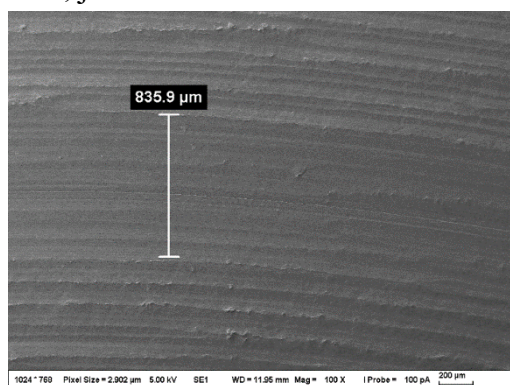


Obr. 48 Suché trenie, zaťaženie 20 N, indentor Ti 3D tlač.

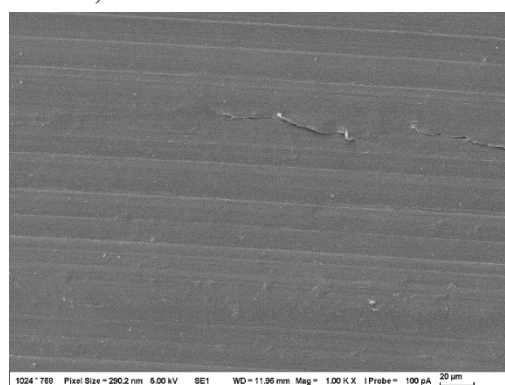
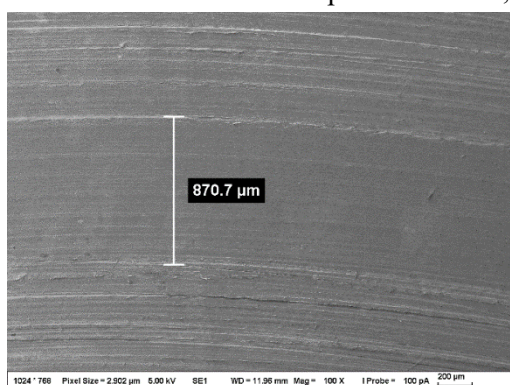


Obr. 49 Suché trenie, zaťaženie 20 N, indentor Ti štandard.

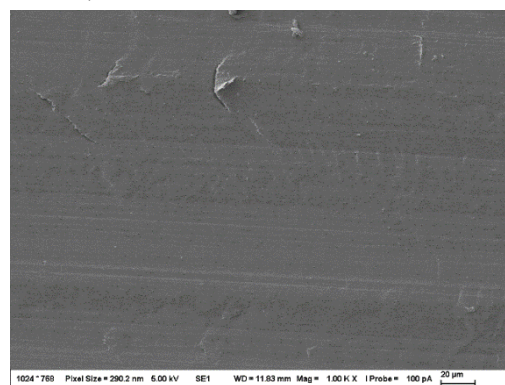
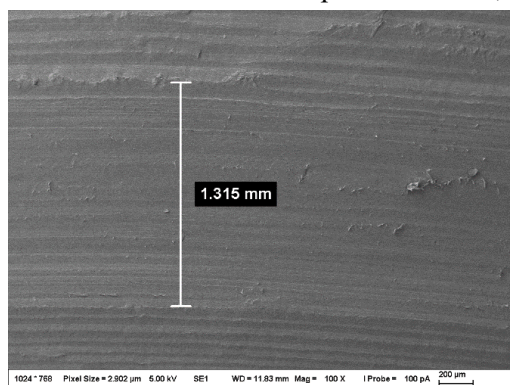
Kvapalinové trenie, kde úlohu maziva zohralo hovädzie sérum upravené podľa normy ISO 14243-3, je zobrazené na Obr. 50–53.



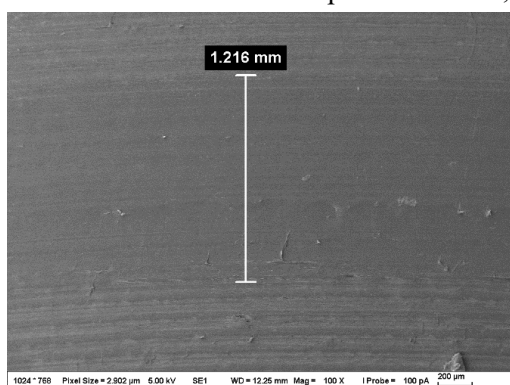
Obr. 50 Kvapalinové trenie, zaťaženie 10 N, indentor Ti 3D tlač.



Obr. 51 Kvapalinové trenie, zaťaženie 10 N, indentor Ti štandard.

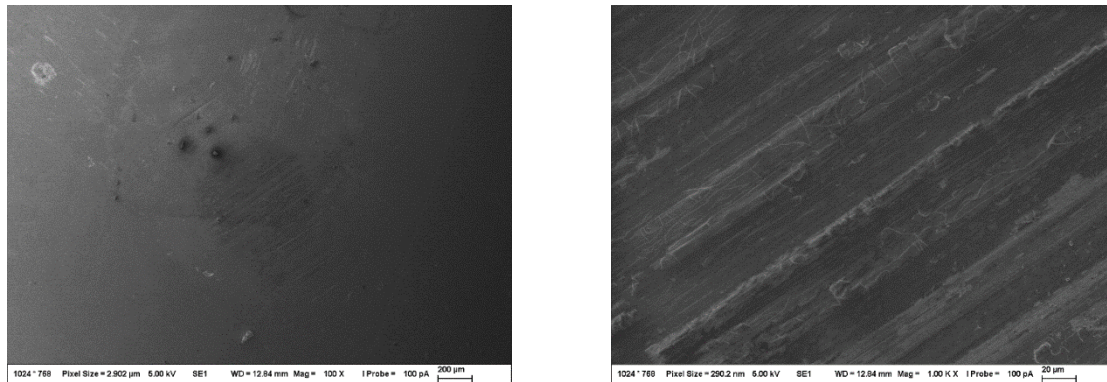


Obr. 52 Kvapalinové trenie, zaťaženie 20 N, indentor Ti 3D tlač.

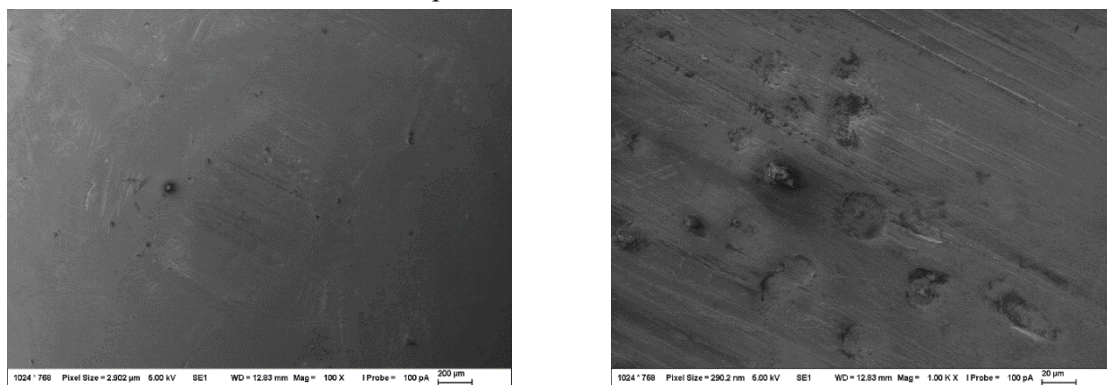


Obr. 53 Kvapalinové trenie, zaťaženie 20 N, indentor Ti štandard.

Elektrónovým mikroskopom bol zosnímaný aj guľový povrch použitých indentorov, na ktorom sú zachytené zmeny spôsobené vzájomným kontaktom artikulujúcej dvojice (Obr. 54, 55). Snímok v ľavej časti strany disponuje zväčšením 100x, snímok v pravej časti zväčšením 1000x.



Obr. 54 Opatrenie indentoru Ti 3D tlač.



Obr. 55 Opatrenie indentoru Ti štandard.

Z vyššie uvedených testov je zjavné, že indentor vyrobený procesom aditívnej technológie SLM nemal zhrošujúci vplyv na vznik a rozvoj opotrebenia na polyetylénových diskoch voči indentoru, ktorý bol vyrobený štandardným metalurgickým procesom. Koeficient trenia mal pri kvapalinovom trení klesajúcu tendenciu, ktorá bola strmšia v prípade indentoru vyrobeného aditívnou technológiou (Obr. 42, 43). Toto správanie je možné prisúdiť tomu, že takto zhotovené vzorky obsahovali na mikroúrovni pórovitejšiu štruktúru ktorá po naplnení mazivom preukazovala lepšie klzné vlastnosti. Na stope opotrebenia polyetylénových diskov sa objavovali pri suchom trení pľuzgiere, ktorých veľkosť aj početnosť vzrastala úmerne so stúpajúcou silou. Pri kvapalinovom trení sa táto forma opotrebenia takmer nepreukázala. Opatrenie na guľových plochách indentorov má abrazívny charakter, kedy sú jasne viditeľné jednotlivé vrypy. Toto opotrebenie je pri aditívne vyrobenom indentore pravidelnejšie. V prípade opotrebenia štandardne vyrobeného indentoru je možné pozorovať okrem abrázie aj vytrhnutie materiálu (pravdepodobne nečistôt) z povrchu, ktoré sa prejavilo vo forme kráterov. Koeficienty trenia pre suché a kvapalinové trenie sú uvedené v tabuľkách (Tab. 14, 15)

Tab. 14 Priemerné koeficienty trenia - kvapalinové trenie.

Zaťaženie [N]	COF Ti štandard [-]	COF Ti 3D tlač [-]	Δ COF [%]
10	0,078	0,081	↑ 3,84
20	0,098	0,102	↑ 4,08

Tab. 15 Priemerné koeficienty trenia - suché trenie.

Zaťaženie [N]	COF Ti štandard [-]	COF Ti 3D tlač [-]	Δ COF [%]
10	0,109	0,085	↓ 28,24
20	0,143	0,135	↓ 5,93

Výstupy z piatej kapitoly, Tribológia artikulujúcej dvojice TEP kolena, sú súčasťou publikačnej činnosti autora tejto dizertačnej práce, v časopise *Manufacturing Technology*.

VARHANIK, Matus; SEDLAK, Josef; STUDENY, Zbynek; JANIGOVA, Patricia a CHROMJAKOVA, Felicita. Tribological Properties of 3D Printed Materials in Total Knee Endoprosthesis. Online. *Manufacturing Technology*. ISSN 12132489. Dostupné z: <https://doi.org/10.21062/mft.2024.032>. [cit. 2024-03-29].

6 ZVYŠKOVÉ NAPÄTIE V ADITÍVNE TLAČENOM TI6AL4V

Napätia obsiahnuté v tuhých telesách na ktoré nepôsobia žiadne vonkajšie sily a v ktorých neexistujú žiadne teplotné gradienty nazývame zvyškové. Platí, že neexistujú tuhé telesá ktoré by zvyškové napätia neobsahovali. V polykryštalických látkach rozlišujeme napätia I., II., a III. druhu [72].

Zvyškové napätia môžu byť škodlivé, irelevantné (vzhľadom k pevnostným charakteristikám materiálu) ale aj prospešné. Medzi prospešné zvyškové napätia sa zaraďujú povrchy po niektorých typoch opracovania (napr. guličkovanie), ktoré zvyšuje únavovú medzu vložení tlakových napätí. Medzi ďalšie prospešné javy patrí zvyšková napätosť v predpätom betóne. Škodlivé napätia majú obvykle ťahový charakter a pôsobia tak priaznivo na iniciáciu a šírenie trhliny [72, 73].

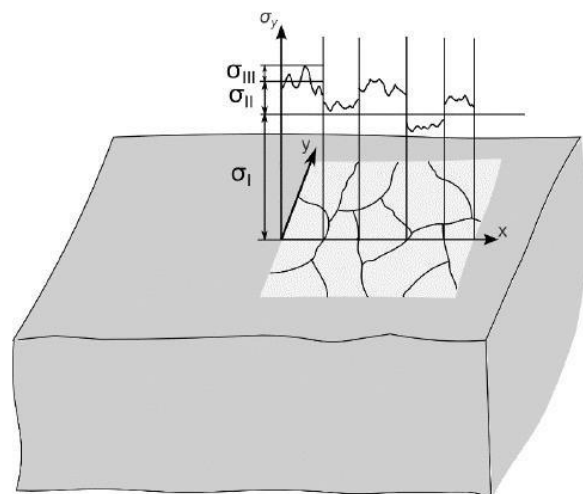
Reziduálne napätia pôsobia na životnosť a kvalitu konštrukčných celkov, ovplyvňujú odolnosť voči korózii, opotrebeniu a geometrickú stálosť súčastí. Vo všeobecnosti platí, že tlakové napätia zvyšujú únavovú pevnosť, naopak ťahové ju znižujú [74].

Medzi vlastnosti súvisiace s typom materiálu, ktoré ovplyvňujú reziduálne napätia patrí tepelná vodivosť, tepelná kapacita, tepelná rozťažnosť, Youngov modul pružnosti, Poissonova konštanta, plasticita, termodynamika a kinetika transformácií, mechanizmus a plasticita transformácie [75].

Škodlivé, respektíve nežiadúce zvyškové napätia obsiahnuté v materiáli, je možné eliminovať tepelným spracovaním ako aj riadeným ochladzovaním [76].

Stav zvyškovej napätosti je superpozíciou zvyškových napätí I., II. a III. druhu v tuhom telese (Obr. 56). Typ napätia sa vzťahuje vzhľadom k zasiahnutému objemu tuhého telesa [72, 77]:

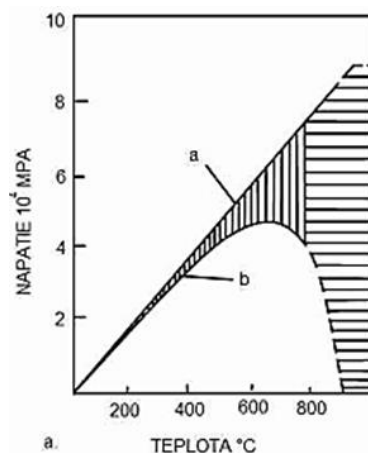
- Napätie I. druhu – zasahujú do celého objemu súčiastky alebo do jej väčšej časti a sú približne konštantné čo do smeru aj veľkosti, to znamená že majú makroskopický charakter. Porušenie ich rovnováhy vedie k zmene makrogeometrie.
- Napätie II. druhu – zasahujú objem iba niekoľkých zŕn, ich homogenita je ohraničená veľkosťou jednotlivých kryštálov. Porušenie ich rovnováhy obvykle nevedie k zmene makrogeometrie.
- Napätie III. druhu – prejavujú sa na úrovni atómových vzdialeností – sú nehomogénne už v rozsahu niekoľkých medziatómových vzdialeností. Prerušenie ich rovnováhy nikdy nevedie k zmene makrogeometrie.



Obr. 56 Rozdelenie napätí podľa zasiahnutého objemu: σ_I – zvyškové napätie I. druhu, σ_{II} - zvyškové napätie II. druhu, σ_{III} – zvyškové napätie III. druhu [77].

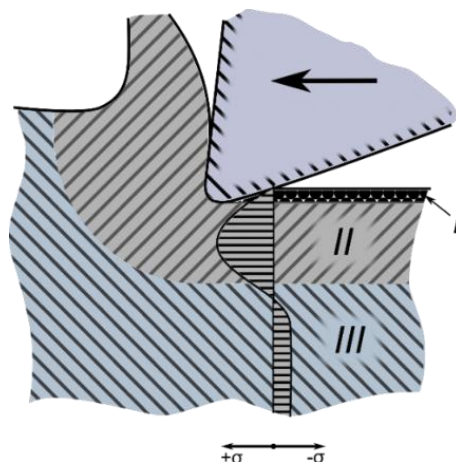
Vznik zvyškových napětí je ovplyvnený procesmi, ktoré je možné zaradiť do týchto kategórií: mechanické, tepelné, chemické a kombinované [72]. V závislosti na použitých technologických operáciách môžu meniť svoj charakter. Ich konečné rozdelenie v súčiastke sa stabilizuje počas prevádzkového stavu. Bátora uvádza, že ich charakter závisí predovšetkým na spôsobe vzniku deformácie [78]:

- Nerovnomerná plastická deformácia – je charakteristická pre technologické procesy, kedy dochádza k plastickému pretváraniu povrchovej vrstvy, zatiaľ čo jadro materiálu je ovplyvnené iba elasticky. Typickým príkladom môže byť technológia valčekovania.
- Nerovnomerné teplotné ovplyvnenie – vznik zvyškových napätí v dôsledku teplotných gradientov, napríklad pri trieskovom obrábaní. Ak by bol modul pružnosti v závislosti na stúpajúcej teplote konštantný nárast napätí by mal lineárny charakter (Obr. 57a). V skutočnosti je ale možné pozorovať kauzalitu medzi teplotu materiálu a modulom pružnosti čoho výsledkom je parabolický charakter vzniku napätí (Obr. 57b).



Obr. 57 Vznik tepelných zvyškových napätí: a – konštantný modul pružnosti; b – premenlivý modul pružnosti [78].

- Nerovnomerná fázová transformácia – charakteristické predovšetkým pre procesy trieskového obrábania. Ich vznik je spôsobený tvarom rezného klinu ktorý nie je ideálne ostrý (Obr. 58). Z toho dôvodu neodreže nastavenú šírku záberu hlavného ostria, ale časť materiálu zatlačí do povrchu obrobku. Tým dôjde k plastickej deformácii sprevádzanej rastom merného rezného odporu. To vyvolá vznik tlakových zvyškových napätí v povrchovej vrstve.

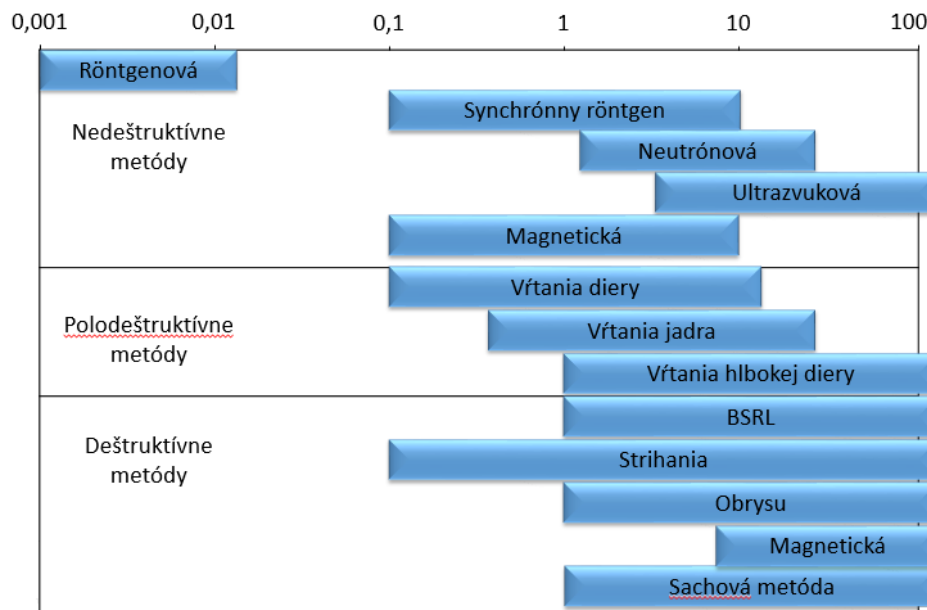


Obr. 58 Schéma vzniku zvyškových napätí v povrchovej vrstve obrobeného materiálu. I – oblasť tlakových napätí vyvolených trením chrpta nástroja o obrábanú plochu, II – oblasť ťahových napätí vznikajúca plastickým stlačením materiálu, III – neovplyvnená oblasť, vyrovnanie napätí z I a II [77].

6.1 Metódy merania reziduálnych napätí

Identifikácia a analýza zvyškových napätí je nespornou inžinierskou úlohou, ktorej správna interpretácia zásadne ovplyvňuje životný cyklus strojárnských súčiastok.

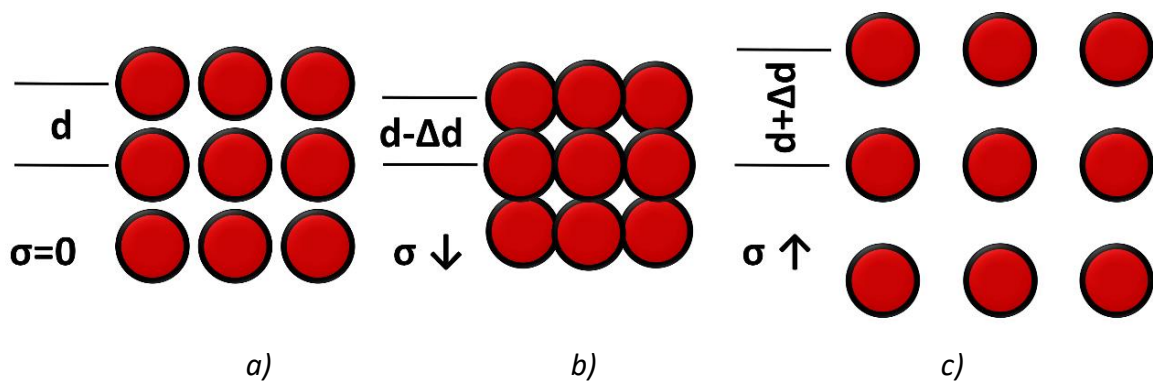
Zvyškové napätia nie je možné identifikovať priamo, ale je potrebné sledovať javy v materiáli, ktoré pôsobenie napätia vyvolalo, napríklad zmena vzdialeností v kryštalografickej mriežke [79]. Metódy merania zvyškových napätí (Obr. 59) je možné rozdeliť z viacerých hľadísk, podľa množstva odobratého materiálu, podľa hĺbky merania, podľa rozsahu deštrukcie vzorky či podľa fyzikálneho princípu danej metódy [80].



Obr. 59 Rozdelenie metód zisťovania zvyškových napätí [81].

6.1.1 Röntgenová difrakcia

Podstatou tejto metódy je využitie difrakcie (rozptylu) RTG žiarenia na kryštáloch k meraniu zmien vzdialenosti atómových mriežkových rovín, ktoré sú vyvolané obsiahnutými napätiami. Zmena vzdialenosti kryštalografických rovín spôsobí zmenu difrakčného uhla (Obr. 82). Výhodou tejto metódy je jej nedeštruktívnosť a zároveň schopnosť zachytávať veľkosť zvyškového napätia, ktorá je úmerná veľkosti elastickej deformácie [72, 82].



Obr. 60 Znázornenie zmien vzdialenosti kryštalografických rovín vplyvom reziduálnych napätí: a) nezatážený stav; b) tlak; c) ťah [83].

Vzdialenosť kryštalografických rovín hkl, je možné odvodiť z Braggových uhlov, ak platí Braggova podmienka [72]:

$$n \cdot \lambda = 2 \cdot d \cdot \sin\theta \quad (5)$$

, kde d je vzdialenosť susedných rovín typu (hkl),

λ – vlnová dĺžka RTG žiarenia,

θ – Braggov uhol,

n – celé číslo reprezentujúce násobok vlnovej dĺžky.

Pôsobením mechanického napätia sa zmení medzirovinná vzdialenosť d a Braggov uhol θ . Diferencovným (5) dostaneme vzťah (6) [72]:

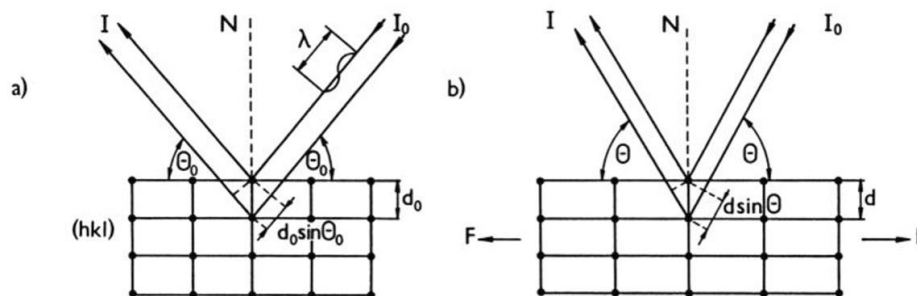
$$\varepsilon = \frac{d - d_0}{d_0} = -\cot\theta_0 \cdot (\theta - \theta_0) \quad (6)$$

, kde ε je mriežková deformácia,

$(\theta - \theta_0)$ – posun interferenčného maxima,

d_0 a θ_0 sú hodnoty d a θ odpovedajúce nezaťaženému kryštálu.

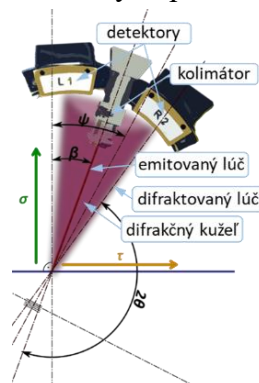
Obrázok (Obr. 61) znázorňuje dráhový rozdiel medzi dvoma difraktovanými lúčmi, od dvoch susedných kryštalografických rovín. Uhol medzi dopadajúcim a difraktovaným lúčom je 2θ [72, 83].



Obr. 61 Deformácia vzdialeností hkl rovín a zmena uhlovej polohy interferenčného maxima.

a) nezaťažený stav, b) zmeny vyvolané silou F [72].

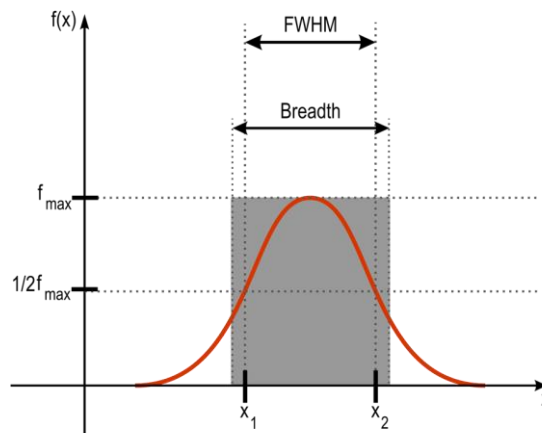
Z RTG lampy je vysielaný zväzok lúčov dopadajúcich na povrch vzorky. V závislosti na zmene vzdialenosti kryštalografických rovín, je tento zväzok difraktovaný a ako difrakčný kužel zachytený detektormi (Obr. 62). Zachytené odrazy z detektorov sú cez analógovo-digitálny prevodník transformované v podobe difrakčných peakov.



Obr. 62 Princíp difrakcie a zachytenia lúča detektormi [77].

Šírku difrakčných peakov je možné charakterizovať nasledovnými údajmi [76, 84]:

- FWHM (full width at half maximum) – šírka pri polovičnej výške peaku.
- Breadth – integrálna šírka – obsah pravouhlego štvoruholníka s výškou peaku sa rovná obsahu plochy pod peakom (Obr. 63).



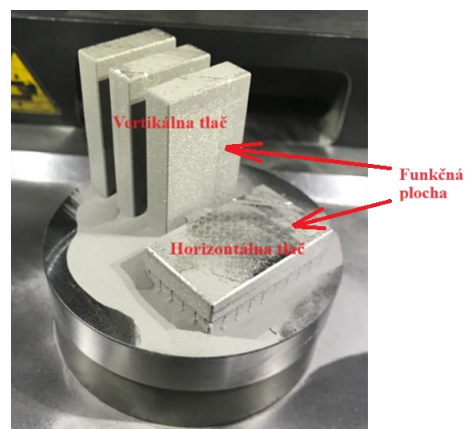
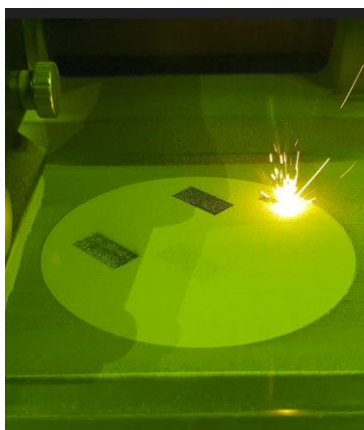
Obr. 63 Difrakčný peak a jeho charakteristika [76].

6.2 Výroba a príprava vzoriek

Príprava vzoriek bola rozdelená na niekoľko výrobnotechnologických krokov, medzi ktorými prebehlo meranie zvyškových napätí vnesené daným technologickým procesom. Príprava a výroba vzoriek simulovala postup výroby femorálnej komponenty totálnej endoprotézy kolena, s cieľom overiť realizovateľnosť a ekonomickú racionalitu procesu. Navrhnutý postup bol zložený z niekoľkých na seba nadväzujúcich krokov:

- CAD modelovanie geometrie vzorky a vytvorenie *.STL modelu.
- 3D tlač z prášku Ti64 (Ti6Al4V) technológiou SLM.
- Meranie topografických parametrov funkčných plôch.
- Obrobenie vzoriek frézovaním, brúsením a leštením.

Vzorky navrhnuté pre tlač mali rozmer 50x30x10 mm, tlačila sa plná štruktúra. Celkovo bolo vyrobených 6 vzoriek, 3 boli tlačené vo vertikálnom a 3 v horizontálnom smere (Obr. 64). Zariadenie použité pre výrobu vzoriek technológiou SLM bola tlačiareň TRUMPF TruPrint 1000. Parametre tlače pre výrobu vzoriek sú uvedené nižšie (Tab. 16). Materiálové zloženie prášku Ti64 (Ti6Al4V) je uvedené v kapitole 5.1 (Tab. 10).



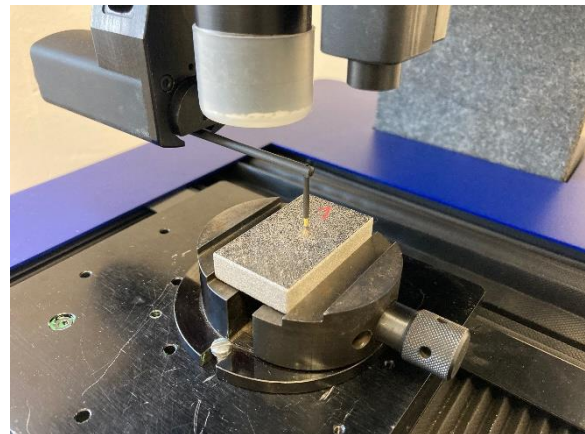
Obr. 64 Výroba vzoriek technológiou SLM.

Tab. 16 Parametre tlače.

Technológia	Výkon laseru	Rýchlosť skenovania	Hrúbka vrstvy	Hatch distance	Stratégia skenovania	Predohrev komory
SLM	400 W	800 mm.s ⁻¹	0,06 mm	0,10 mm	Pruhy	170 °C

*Hatch distance – vzdialenosť medzi jednotlivými prejazdmi laseru.

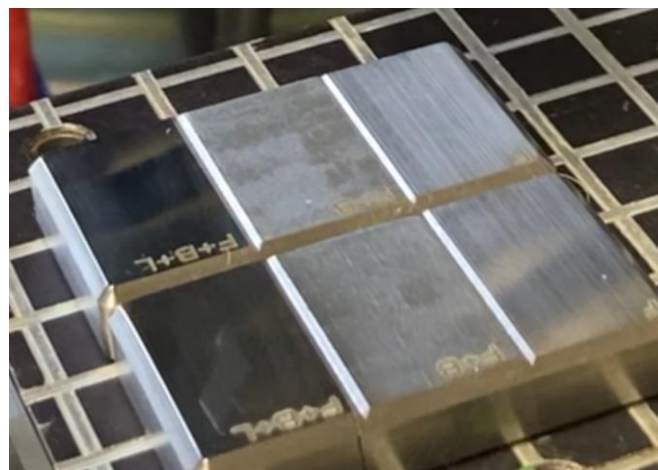
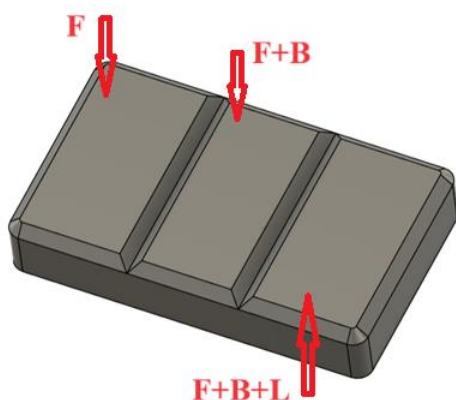
V ďalšom kroku prebehlo meranie topografických parametrov vzoriek pre vertikálny, respektíve horizontálny smer tlače. Meraná bola vždy funkčná plocha vzorky, vid' (Obr. 65) Meranie bolo uskutočnené na zariadení Taylor Hobson Talysurf CLI 1000. Plošný parameter drsnosti S_a zistený pre vertikálny smer tlače bol 10,4 μm a pre horizontálny smer tlače 8,02 μm . Výsledky merania sú Prílohou 2 tejto práce.



Obr. 65 Meracia aparátúra (vľavo). Kontaktné meranie topografie funkčnej plochy (vpravo).

Vzorky boli ďalej upravené technológiami trieskového obrábania. Každá zo 6 vzoriek bola obrobena z dôvodu zvýšenia geometrickej presnosti (po 3D tlači došlo k deformácii vzoriek). Zo všetkých plôch bola odobratá rovnaká hrúbka materiálu rovnakými podmienkami frézovania aby nedošlo k vneseniu nepresnosti do experimentu. Na funkčnej strane bola 90° frézou plocha rozdelená na 3 časti (Obr. 66). Takto pripravené vzorky boli ďalej frézované, brúsené a leštené. Každá z vyrobených plôch bola označená nasledovne (pomocou lasera):

- F – frézovaná.
- F+B – frézovaná a brúsená.
- F+B+L – frézovaná, brúsená a leštená.



Obr. 66 Obrobené plochy na testovacích vzorkách.

Parametre obrábania sú uvedené v tabuľke nižšie (Tab. 17). Frézovanie testovacích plôch prebehlo valcovou časťou stopkovej frézy GARANT Master Titan HPC 6 s povlakom TiAlN, určenej na obrábanie titánových zliatin (Obr. 67). Ofrézované boli všetky 3 plochy (F; F+B; F+B+L). Počas frézovania bola do miesta rezu privádzaná vodou miešateľná kvapalina Blaser B-Cool MC 600.

Tab. 17 Parametre frézovania vzoriek.

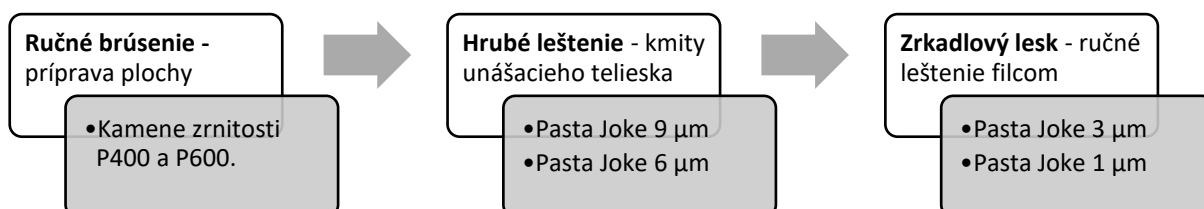
Typ procesu	Rezná rýchlosť ⁹	Odoberaná vrstva	Posuv	Krok v osi Z	Objednávacie číslo nástroja
Frézovanie	60 m.min ⁻¹	a _e = 0,25 mm	f _z = 0,017 mm	5 mm	Hoffmann-group 203029 6



Obr. 67 Použitý nástroj a kinematika frézovania vzoriek. Nástroj 203029 prevzatý z [85].

Nasledovným technologickým procesom bolo brúsenie, ktoré prebehlo na 2 funkčných plochách vzorky, a to F+B a F+B+L. Nástrojom bol brúsny kotúč TYROLIT 49C60K9V40, určený na brúsenie nehrdzavejúcich ocelí, liatiny, farebných kovov a zliatin titánu. Upnutý bol vo vodorovnej rovinnej brúske TOS BRH 20A. Obvodová rýchlosť brúsiaceho kotúča bola 30 m.s⁻¹, rýchlosť posuvu 3000 mm.min⁻¹, prísuv 0,02 mm pri brúsení na hrubo, 0,005 mm pri brúsení na čisto, po ktorom nasledovali 2 vyiskrovacie prejazdy. Celková odobratá hrúbka materiálu bola 0,05 mm. Brúsenie prebiehalo za prítomnosti vodou miešateľnej procesnej kvapaliny Blaser Grindex.

Poslednou časťou prípravy vzoriek bolo leštenie plochy F+B+L. Leštenie prebiehalo ručným spôsobom s využitím vzduchového náradia. Jednotlivé kroky prípravy povrchu sú uvedené vo vývojovom diagrame (Obr. 68). Vyleštená plocha je viditeľná na obrázku (Obr. 66). Hodnota uvedená pri brúsnej paste od výrobcu Joke udáva maximálnu veľkosť abrazíva ktoré je v paste obsiahnuté.



Obr. 68 Postup leštenia pripravených vzoriek.

Týmto zároveň ďakujem kolektívu nástrojárne Hella Slovakia Lighting s.r.o., organizačná zložka Kočovce (SR), pod vedením Ing. Stanislava Varhaníka za ich cenné rady a pomoc pri leštení povrchov.

6.3 Materiálový rozbor

K prednostiam zliatin titánu patrí jeho nízka merná hmotnosť a zároveň vysoká merná pevnosť aj v prípade použitia materiálu v tepelne zaťaženom prostredí (450 °C až 600 °C). Merná hmotnosť čistého titánu je $4505 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ a pevnosť v ťahu R_m 250 MPa. Použitá titánová zliatina Ti6Al4V môže dosahovať pevnosť v ťahu R_m až 1125 MPa. Ďalším pozitívom titánových zliatin je ich biokompatibilita, preto sa s výhodou využívajú v zdravotníckych aplikáciách. Medzi nevýhody titánu a titánových zliatin sa zaraďujú vysoké náklady na ich výrobu a trieskové obrábanie, vysoká reaktivita materiálu s plynmi pri teplote vyššej ako 700 °C, nízky modul pružnosti v ťahu ($E=115 \text{ GPa}$) a tiež zlé tribologické vlastnosti čistého kovu [86].

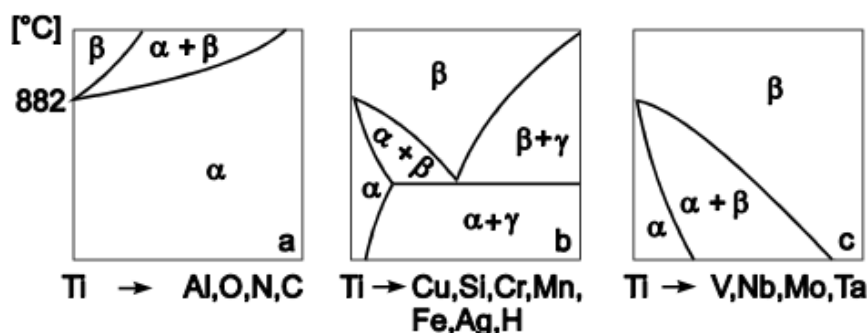
Obrobiteľnosť titánových zliatin sa zhoršuje v závislosti na ich alotropickej modifikácii od modifikácie alfa s najlepšou obrobiteľnosťou, k modifikácii s beta štruktúrou. Výborná korózná odolnosť titánových zliatin je daná v dôsledku povrchovej vrstvy TiO_2 . K tvorbe tejto vrstvy dochádza pri kontakte titánu so vzduchom (ktorý obsahuje kyslík). Pre obrobiteľnosť je tento jav nevýhodný, keďže táto vrstva hrubá približne 0,01 mm sa správa veľmi abrazívne. Ďalšími faktormi zhoršujúcimi obrobiteľnosť titánových zliatin je ich náchylnosť k spevňovaniu za studena, zlé trecie vlastnosti v dôsledku čoho dochádza k plastickej deformácii nástroja, respektíve adhéznemu správaniu odchádzajúcich triesok [87].

Zliatiny titánu, ako je vyššie uvedené, môžu existovať v 2 základných alotropických modifikáciách [86, 87]:

- Modifikácia α s hexagonálnou kryštalografickou mriežkou, stabilný do 882,5°C.
- Modifikácia β s priestorovo centrovanou kryštalografickou mriežkou, stabilný od teploty 882,5 °C. Teplota tavenia je 1668 +/- 4 °C.

Allotropická modifikácia titánových zliatin je daná teplotou prekryštalizácie, ktorú upravujú legujúce prvky[86]:

- Stabilizátory štruktúry α – Al, O, N, C – zvyšujú teplotu fázovej premeny α - β .
- Stabilizátory štruktúry β – V, Nb, Mo, Ta – znižujú teplotu fázovej premeny α - β .



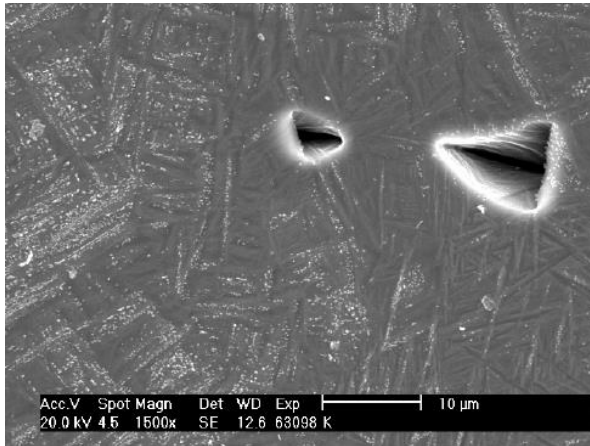
Obr. 69 Vplyv prísadových prvkov na teplotu polymorfnej premeny v titánových zliatinách [88].

Podľa konečnej štruktúry sa zliatiny titánu delia na zliatiny α , zliatiny pseudo α (max. 6 hm. % fázy β), zliatiny $\alpha + \beta$, zliatiny pseudo β , zliatiny β [86].

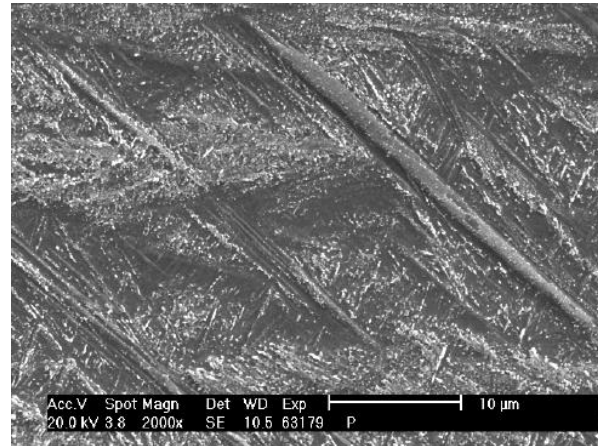
Zliatina Ti6Al4V vyrobená konvenčným metalurgickým procesom, má štandardne alotropickú modifikáciu $\alpha + \beta$.

Detail kovového prášku Ti64 (Ti6Al4V) je zobrazený v kapitole 3 (Obr. 16 a 17). Ako je uvedené, tento materiál je tvorený guľovitými časťami ktoré tvoria aglomeráty. Z podstaty samotného princípu technológie SLM vznikajú vysoké teplotné gradienty (lokálne roztavenie prášku a rýchle ochladenie). Vplyvom takto zvýšenej rýchlosti ochladzovania dochádza

k bezdifúznej transformácii β fázy martenzitického typu na fázu α . Výsledná štruktúra je tvorená fázou α , ktorá je doplnená vytvrdzujúcou fázou $Al_{10}V$ a Al_3V (Obr. 70). Z nižších uvedených snímok je jasne viditeľná vrstvenatosť štruktúry spôsobená tavením vrstvy po vrstve (Obr.71) [19].



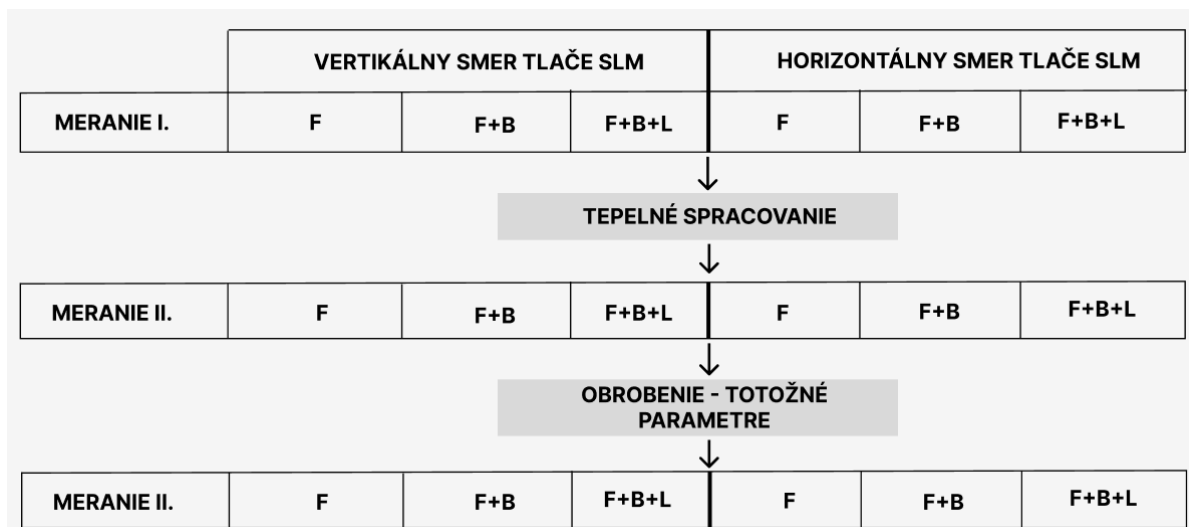
Obr. 70 Mikroštruktúra priečného rezu. SEM zväčšenie 1500x [19].



Obr. 71 Vrstvená mikroštruktúra. SEM zväčšenie 2000x [19].

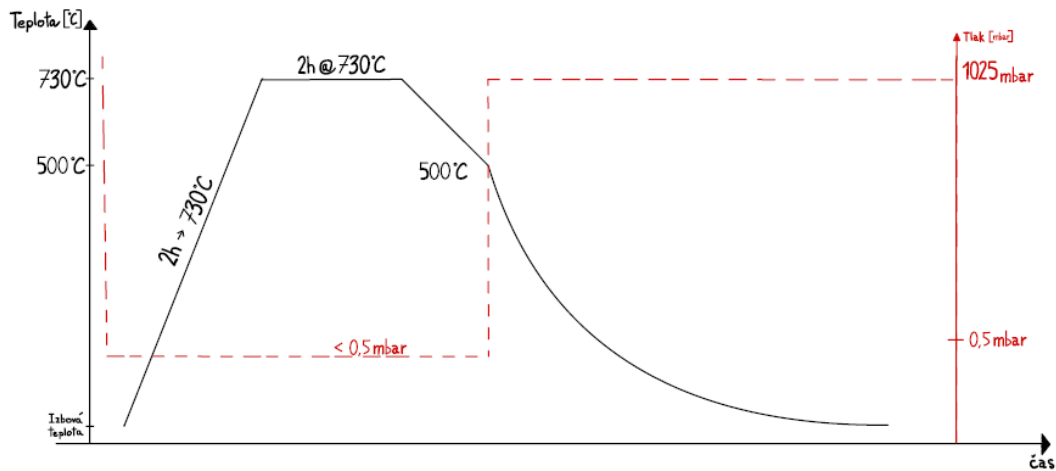
6.4 Metodika experimentu

Cieľom experimentu bolo zistiť závislosť medzi smerom tlače, spôsobom opracovania a zvyškovými napätiami, ktoré boli do vzoriek danými technológiami vnesené. V ďalšej fáze experimentu bol sledovaný vplyv tepelného spracovania (TS) na veľkosť a typ zvyškových napätí. Celkovo takto vzniklo 6 pozorovaných plôch. Zvyškové napätia na týchto plochách boli sledované v 3 stavoch – po opracovaní, po TS, po TS a opracovaní. Získali sme výsledky 18 meraní zvyškových napätí pre kombináciu smeru tlače, tepelného spracovania a typu opracovania plochy. Testované kombinácie sú uvedené vo vývojovom diagrame (Obr. 72). Záverom tejto časti práce, je nájsť kombináciu použitých technológií, ktorá bude obsahovať najmenší podiel nepriaznivých – ťahových zvyškových napätí a minimalizovať tak riziko iniciácie a šírenia prípadného defektu vo vyrobenom implantáte. Pre meranie zvyškových napätí v povrchovej vrstve vzoriek bolo použité zariadenie pracujúce na princípe röntgenovej difrakcie.



Obr. 72 Testovacie kombinácie.

Tepelné spracovanie, aplikované na vzorkách, malo teplotne-časový priebeh reflektovaný v diagrame nižšie, využitie boli vákuové kaliače pece (Obr. 73).

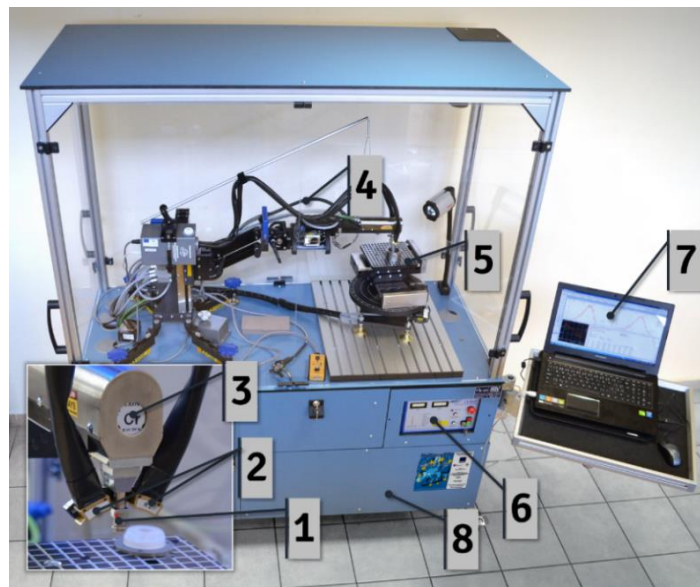


Obr. 73 Priebeh žihania Ti vzoriek.

6.5 Použité prístroje

Meranie zvyškových napätí prebehlo na zariadení Proto iXRD (Obr. 74), v priestoroch laboratórií Katedry obrábania a výrobnéj techniky, Strojníckej fakulty, Žilinskej univerzity v Žiline. Za pomoc pri meraní zvyškových napätí týmto ďakujem doc. Ing. Michalovi Šajgalíkovi, PhD.

Vzhľadom na samotný princíp difrakcie je potrebné zabezpečiť čistotu povrchu analyzovaných súčiastok. Odmasťovanie a čistenie povrchov pred spustením merania je potrebné realizovať iným ako mechanickým spôsobom, aby sa eliminovali premenné, ktoré môžu meranie ovplyvniť. V prípade, že je potrebné skúmané vzorky deliť, odporúča sa použiť elektroerozívne rezanie čím sa minimalizuje mechanické zaťaženie. Rovnako je potrebné zabezpečiť aby nedochádzalo k vzniku termálnych zvyškových napätí vplyvom ohrevu vzorky.



Obr. 74 Proto iXRD (laboratórna zostava):

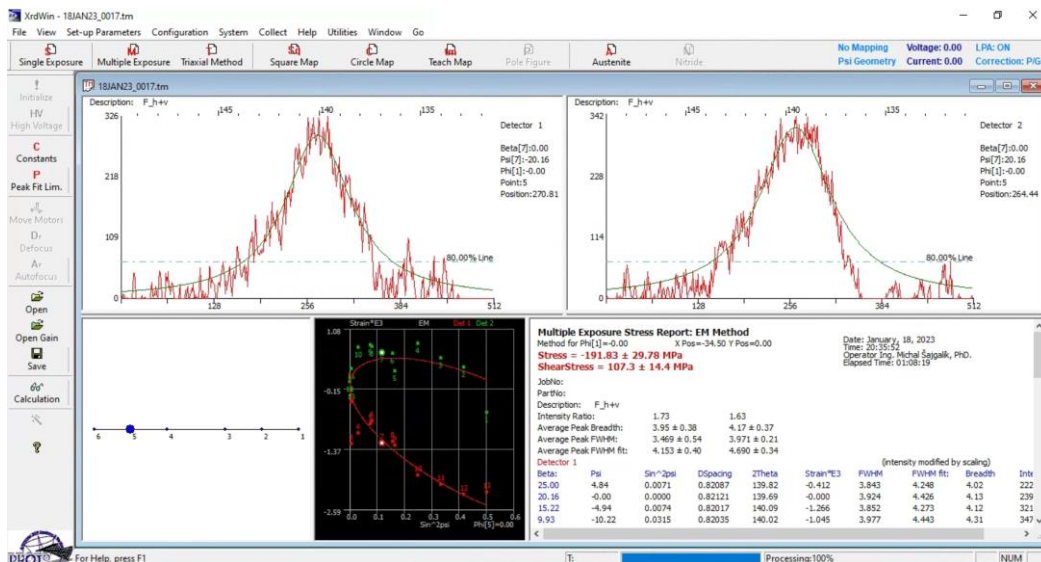
1-kolimátor; 2-dvojica detektorov zachytávajúca difrakčný kužeľ; 3-X-ray lampa (tzv. röntgenka); 4-meracie rameno; 5-polohovateľný a otočný stôl; 6-riadiaca jednotka; 7-počítač s ovládacím softvérom; 8-laboratórna skriňa [89].

Polohovanie vzorky v zariadení prebieha na polohovacom stole alebo inej vhodnej podložke, ale vždy tak, aby bol kolimátor v nulovej polohe – uhol $\beta = 0^\circ$, vid' Obr. 62. Ďalej je potrebné nastaviť správnu výšku meracej hlavice tak, aby emitovaný lúč dopadal na povrch vzorky a zároveň bolo možné difraktovaný lúč zachytiť detektormi. Toto nastavenie je možné uskutočniť pomocou fokusačného kolíku preddefinovanej dĺžky alebo automatizovaným dotykom. Z podstaty princípu RTG difrakcie je potrebné pred spustením merania preddefinovať parametre týkajúce sa meranej vzorky. Jedná sa o materiálové charakteristiky a typ tepelného spracovania vzorky a charakteristiky definujúce typ kolimátora a detektorov. Použité parametre sú uvedené v tabuľke (Tab. 18).

Tab. 18 Vstupné parametre pre meranie RTG difrakciou.

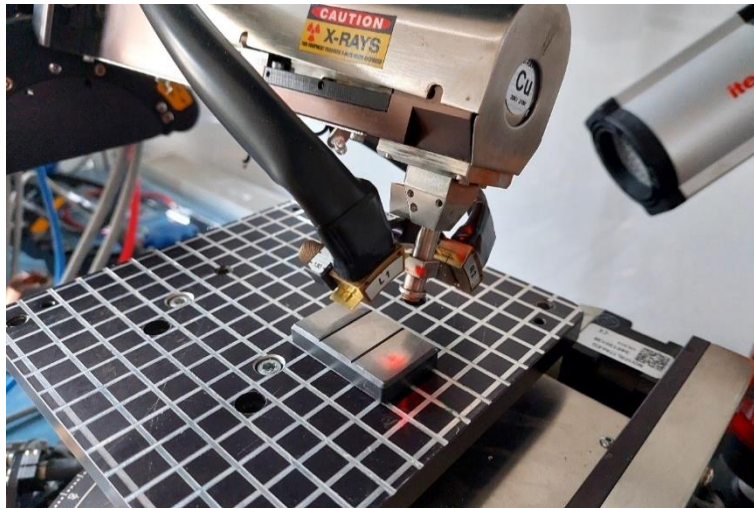
Materiál	Ti - zliatina (Cu_Ka) (HCP, hkl-213)
Rtg. Lampa	Cu_K-Alpha
Vlnová dĺžka	1,541838 nm
Napájanie lampy	20 KV, 4 mA
Čas expozície	2 s
Okrajové pozície β uhla	$\pm 28^\circ$
Oscilácia v smere β	$\pm 3^\circ$
Počet pozícií	13
Počet expozícií	20
Veľkosť clony	D2 (mm)
Materiálové konštanty	0,5.S2: $11,887921 \cdot 10^{-6}$ (MPa $^{-1}$) -S1: $2,83 \cdot 10^{-6}$ (MPa $^{-1}$) $d_0 = 0,821206456$ Å Braggov uhol $139,69^\circ$

Nastavenie parametrov a samotné meranie prebieha s pomocou obslužného softwaru Proto XrdWin (Obr. 75). Na obrázku v jeho hornej časti je viditeľný difrakčný peak.



Obr. 75 Príklad výstupu merania zvyškových napätí v jednom mieste.

Meranie prebehlo tak, že kolimátor sa cielil do stredovej časti skúmanej plochy a osciloval medzi definovanými krajnými polohami, tak ako je uvedené na obrázku (Obr. 76).



Obr. 76 Meranie zvyškových napätí na vzorkách pomocou difraktometra Proto iXRD.

6.6 Výsledky experimentu

Merané boli dva typy zvyškových napätí - normálové a šmykové. Normálové napätie deformuje kryštalografickú mriežku spôsobom, že sa jednotlivé hkl roviny od seba vzdalujú, respektíve približujú. Pôsobenie šmykového napätia sa prejaví ako sklz medzi jednotlivými hkl rovinami. Sledovaním veľkosti daného typu deformácie, je možné vyhodnotiť veľkosť a smer zvyškových napätí. Namerané výsledky sú graficky prezentované (Obr. 77 – 80), pre každú z kombinácie smeru tlač, tepelného spracovanie a typu obrobenia funkčnej plochy, v nasledovných stavoch:

- Normálové napätie – vertikálna tlač.
- Normálové napätie – horizontálna tlač.
- Šmykové napätie – vertikálna tlač.
- Šmykové napätie – horizontálna tlač.

Celkovo vzniklo 36 unikátnych meraní zvyškových napätí, ktoré sú štatisticky spracované tak, že graficky vyobrazený stĺpec definuje strednú hodnotu daného merania, ktorá je doplnená o smerodatnú odchýlku.

Z vlastností strednej hodnoty vieme, že prostý súčet odchýliek od priemeru je nulový. Preto musíme použiť súčet štvorcov odchýliek od strednej hodnoty a tento ukazovateľ sa nazýva rozptyl (7). Nevýhodnou vlastnosťou rozptylu sú jeho jednotky. Ak sa napríklad stredná hodnota udáva v metroch, rozptyl bude v metroch na druhú, čím dochádza k nesprávnej interpretácii sledovaného súboru dát. Túto nevýhodnú vlastnosť je možné odstrániť použitím smerodatnej odchýlky (8), ktorá sa počíta ako druhá odmocnina z rozptylu [90, 91].

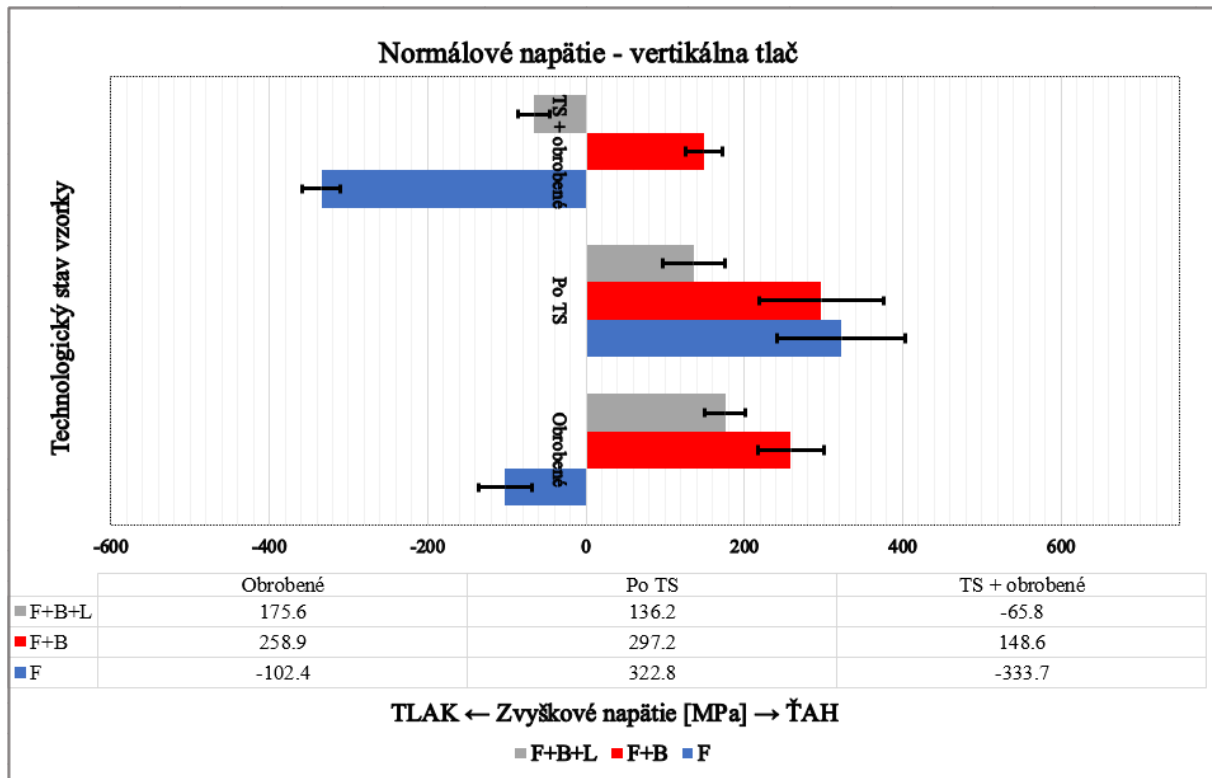
$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (7)$$

$$\sigma = \sqrt{\sigma^2} \quad (8)$$

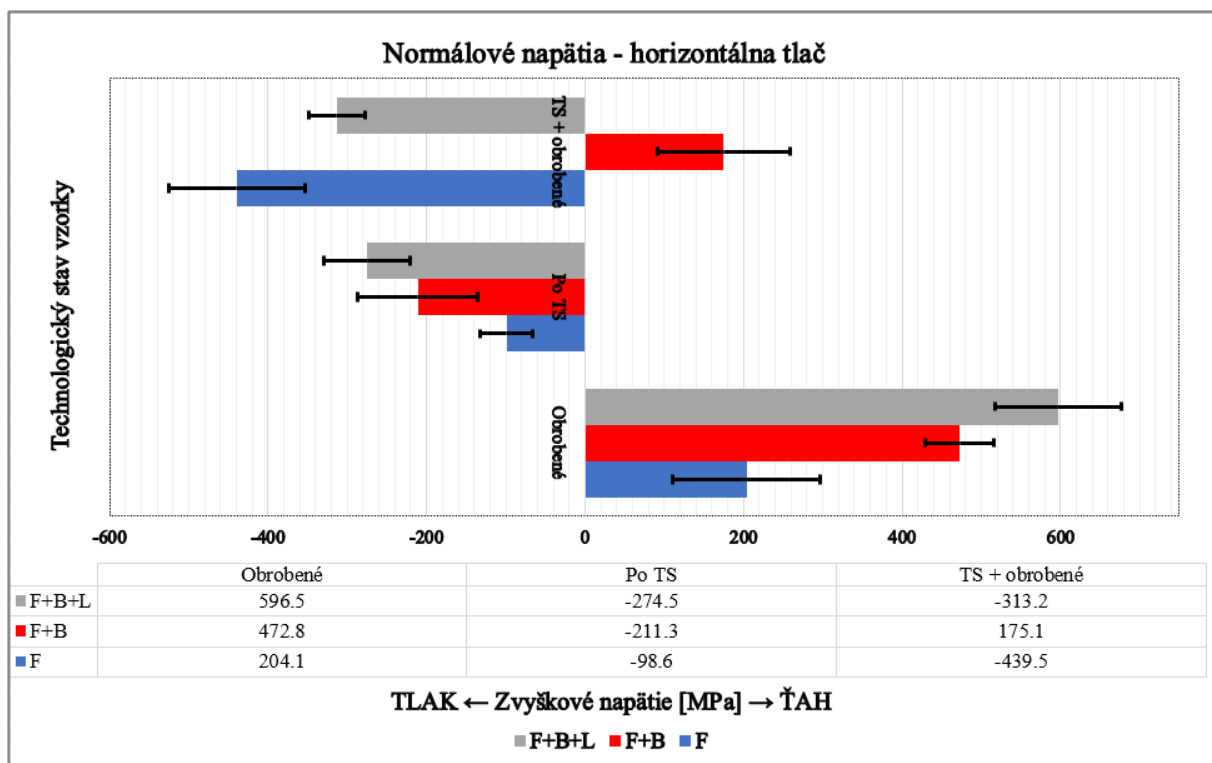
, kde σ^2 je rozptyl, σ je smerodatná odchýlka,

n je počet pozorovaní,

x_i, \bar{x} je konkrétny parameter veličiny, respektíve stredná hodnota veličiny.

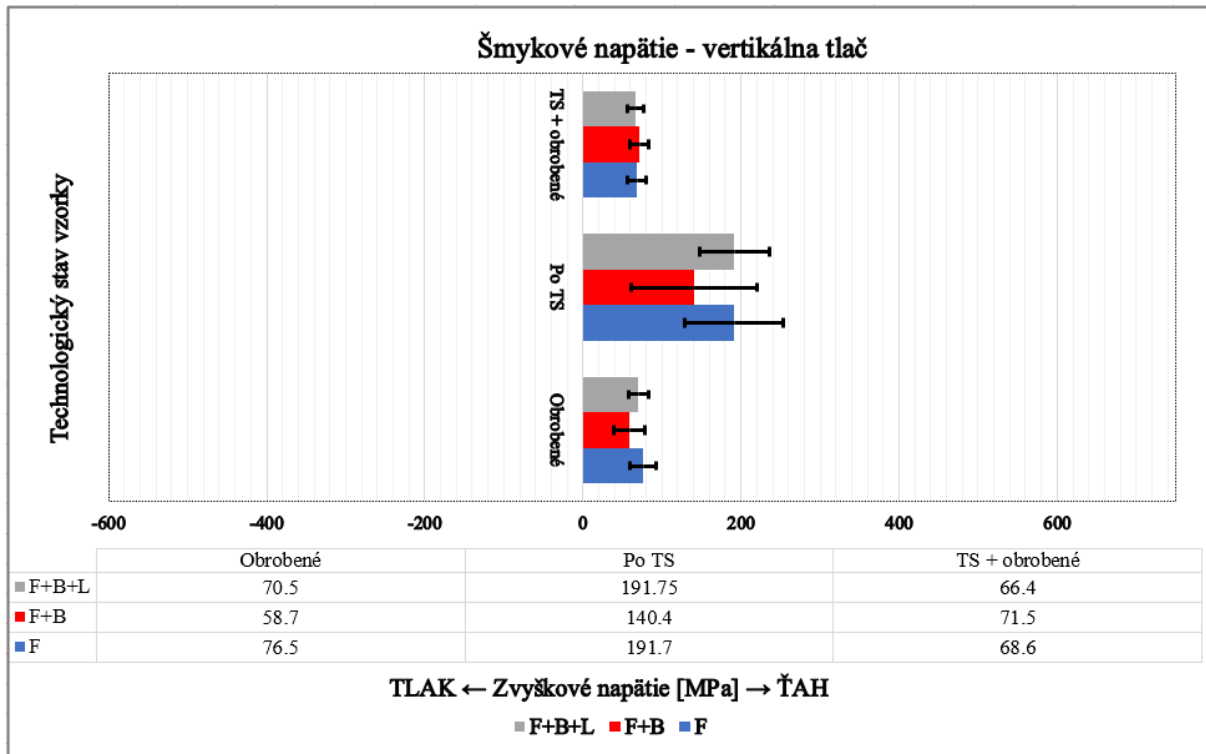


Obr. 77 Normálové zvyškové napätie na vertikálne tlačenej vzorke.

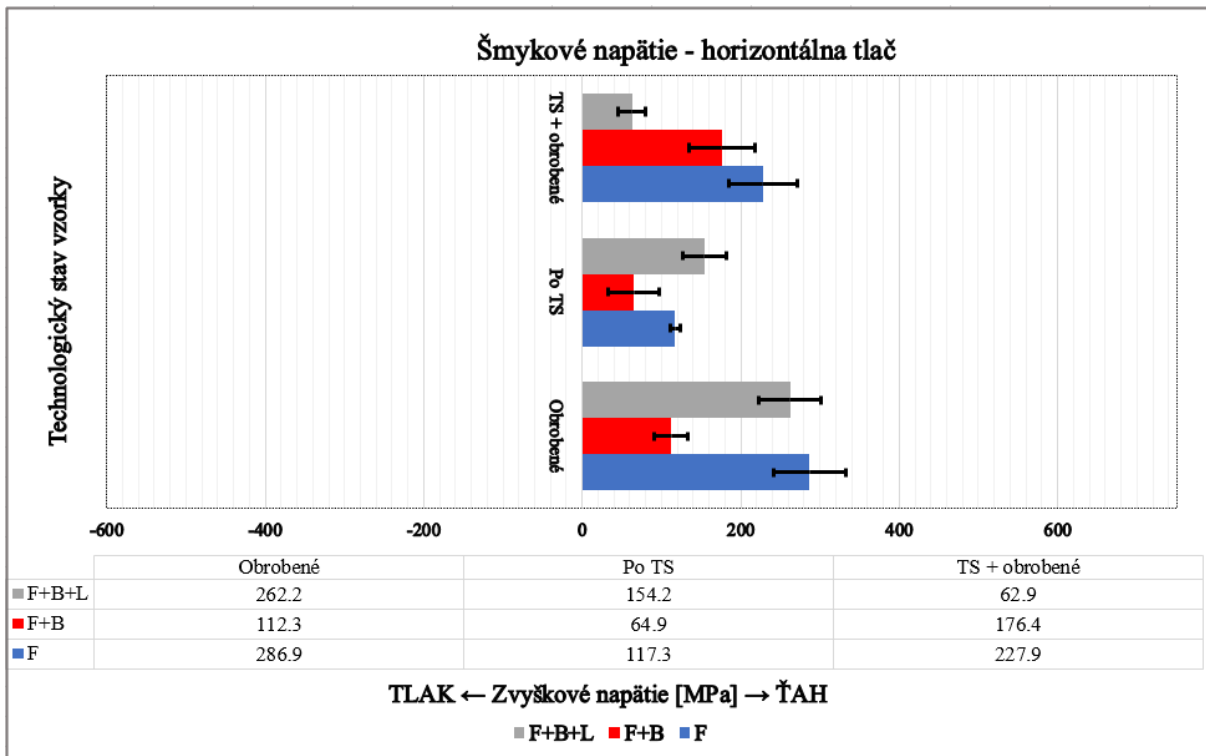


Obr. 78 Normálové zvyškové napätie na horizontálne tlačenej vzorke.

Veľkosť normálových zvyškových napätí je na jednotlivých funkčných plochách vyššia pre horizontálny smer tlače. Dôležitejší ako veľkosť, je smer napätí. Môžeme pozorovať, že vzorky po tepelnom spracovaní majú pri horizontálnom smere tlače prevažne tlakový charakter a pri vertikálnom smere tlače prevažuje charakter ťahový.



Obr. 79 Šmykové zvyškové napätie na vertikálne tlačenej vzorke.



Obr. 80 Šmykové zvyškové napätie na horizontálne tlačenej vzorke.

Šmykové zvyškové napätia mali bez ohľadu na smer tláče, technológiu opracovania funkčnej plochy či tepelné spracovanie vždy ťahový charakter. Vzhľadom na pevnosť zliatiny Ti64 je možné tvrdiť že hodnota týchto napätí je irelevantná a k najnižšiemu zaťaženiu dochádza

v prípade horizontálneho smeru tlače, tepelného spracovania na uvoľnenie pnutia a lešteného povrchu.

V prípade horizontálne tlačenej vzorky, ktorá bola opracovaná priamo po tlači a do procesu nebolo aplikované tepelné spracovanie hrozí porušenie súdržnosti materiálu (Obr. 78). Hodnota normálového ťahového zvyškového napätia dosahuje pri leštenom povrchu 600 +/- 80 MPa.

Z hľadiska rozloženia zvyškových napätí v povrchovej vrstve skúmaných vzoriek, bude pre výrobu femorálnej komponenty použitá táto technologická kombinácia:

- Horizontálny smer tlače.
- Tepelné spracovanie na uvoľnenie pnutia.
- Frézovaný a leštený povrch.

Ak bude možné z hľadiska topografických parametrov vynechať technológiu brúsenia, tak pri výrobe časti implantátu nebude tento výrobný krok použitý. Cieľom tohto rozhodnutia je minimalizovať vyššie uvedené negatívne vplyvy na zvyškové napätia a rovnako ekonomicky zracionalizovať samotný výrobný postup. Meranie topografických parametrov a ich vzájomné porovnanie (brúsený vs. frézovaný povrch) je uvedené v nasledujúcej kapitole.

Hodnoty a charakter zvyškových napätí pre zvolenú technologickú kombináciu sú uvedené v tabuľke (Tab. 19).

Tab. 19 Zvyškové napätia vybranej technologickej kombinácie.

Horizontálny smer tlače + TS	Normálové napätia		Šmykové napätia	
	Ťah [MPa]	Tlak [MPa]	Ťah [MPa]	Tlak [MPa]
F povrch	-	-439,5	227,9	-
F+B+L povrch	-	-313,2	62,9	-

7 TOPOGRAFIA POVRCHU A POVLAKY

Integrita povrchu je pojem, ktorý hodnotí vlastnosti povrchovej a podpovrchovej vrstvy, teda funkčnej plochy daného výrobku. Štandardne v sebe zahŕňa údaje o zvyškových napätiach, materiálových a štruktúrnych vlastnostiach podpovrchovej vrstvy (napr. mikrotvrdosť, únavové charakteristiky...), či hodnotenie morfológie povrchu. Stanovená integrita povrchu by mala byť vždy taká, aby zlepšovala funkčné vlastnosti daného výrobku [92].

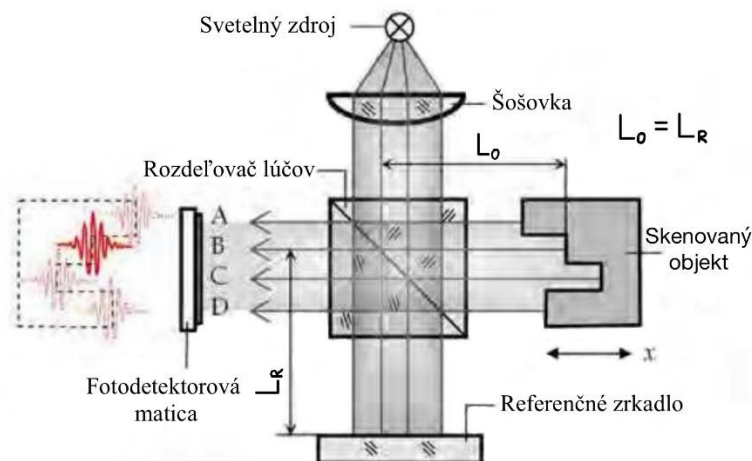
Táto experimentálna časť práce sa zaoberá morfológiou obrobeného povrchu vzoriek. Pomocou interferometra budú vyhodnocované jednotlivé topografické parametre. Definujú kvalitu funkčných plôch z hľadiska 2D parametrov profilu drsnosti (R_a , R_q , R_t , R_z , R_p , R_v , R_c , R_{sk} , R_{ku}) definované normou ISO 4287, respektíve 3D parametrov plochy (S_a , S_z , S_p , S_v , S_{sk} , S_{ku}) definované normou ISO 25178.

Jednou z možností ako zvýšiť úžitkové vlastnosti implantátu, teda docieľiť zvýšenú integritu funkčnej plochy, je na povrch dielu naniest' povlak. S víziou zlepšiť tribologické vlastnosti Ti substrátu pri zachovaní jeho biokompatibility, budú technológiou PVD nanosené 3 typy povlakov. Po deponácii povlaku bude nasledovať opätovné meranie topografických parametrov. Testovanie povlakov prebehne na tribometri Bruker UMT3, sledovanými charakteristikami budú koeficient trenia, koeficient opotrebenia, adhézia a kohézia povlaku. Adhézne a kohézne vlastnosti budú skúmané elektrónovým mikroskopom.

7.1 Topografické parametre

Topografia povrchu bola meraná pomocou interferometra Taylor Hobson Talysurf CCI (Coherence Correlation Interferometry). Koherenčná skenovacia interferometria je definovaná normou ISO 25178-604. Vlastnosti tohto zariadenia sú uvedené v kapitole 7.4.

Princíp merania pomocou skenovacieho interferometrického mikroskopu spočíva v použití vysoko kontrastných interferenčných prúžkov, ktoré sú premietnuté na povrch sledovanej vzorky. Prvá časť merania spočíva v zaostrení na povrch, čo je viditeľné podľa zobrazených interferenčných prúžkov. Vyhodnotenie meraného povrchu je založené na analýze krížovej koherencie dvoch lúčov, pričom jeden lúč sa odráža od meraného objektu a druhý lúč sa odráža od referenčného zrkadla. Vznik vysoko-kontrastného interferenčného obrazca je podmienený predpokladom, že vzdialenosť odrazeného lúča (L_O) od meraného objektu je rovnaká ako vzdialenosť referenčného lúča (L_R) od referenčného zrkadla. Rozdiely medzi vzdialenosťami sú zachytávané ako jednotlivé signály (Obr. 81). Takto sú v pravidelných intervaloch zaznamenávané interferenčné signály pre každý jednotlivý pixel kamery a ich zložením vzniká obraz povrchu vzorky [93, 94].



Obr. 81 Princíp fungovania koherenčnej skenovacej interferometrie [94].

Medzi výhody merania topografie povrchu pomocou interferencie sa zaraďuje vysoké rozlíšenie, merací rozsah, krátky čas merania, variabilita použitia pre meranie objektov z rôzneho materiálu. Limitujúcim faktorom pre použitie koherenčnej interferometrie sú povrchy, ktoré môžu spôsobiť smer odrazu lúča mimo fotodetektorov (napr. meranie strmých plôch). Táto charakteristika je daná uhlom sklonu θ , ktorý musí byť menší nanajvýš rovný uhlu θ_{max} . (9), ktorý je definovaný numerickou apertúrou šošovky [93, 94].

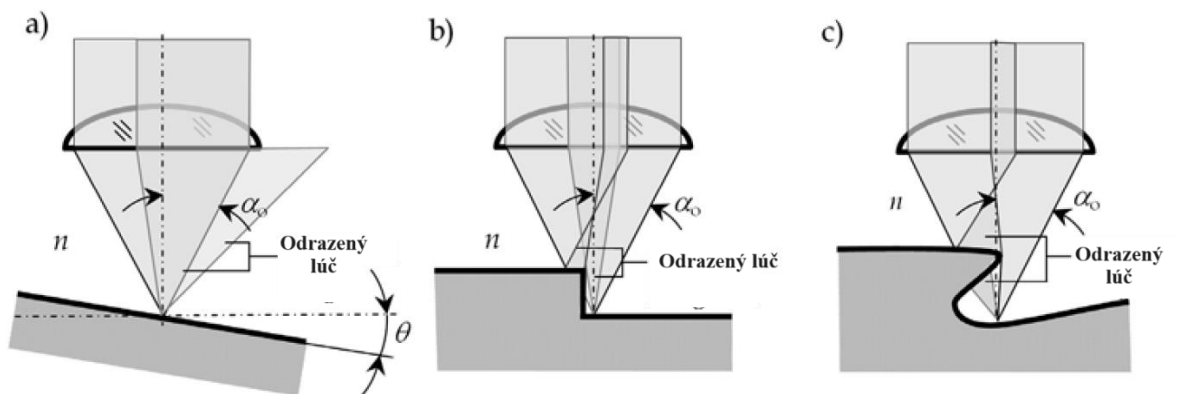
$$\theta_{max} = \alpha_o = \arcsin\left(\frac{N_A}{n}\right) \quad (9)$$

, kde N_A je numerická apertúra šošovky,

n – index lomu okolia šošovky,

α_o – polovica maximálnej hodnoty vrcholového kužeľa, tvoreného lúčmi šošovky (Obr. 82).

Limitujúce faktory skenovaného povrchu pre použitie koherenčnej interferometrie sú uvedené na obrázku nižšie (Obr. 82).



Obr. 82 Odraz interferenčného lúča. a) veľký uhol sklonu, b) výška schodov nerovnosti na povrchu, c) šikmé vybranie [94].

7.2 Povlaky

Nanášanie povlakov na základný materiálový substrát je možné zabezpečiť viacerými prístupmi. Medzi základné typy povlakovania patria metódy CVD (Chemical Vapour Deposition) a PVD (Physical Vapour Deposition). Fundamentálnym rozdielom je forma vylučovania látok. V prípade CVD je to chemické vylučovanie z plynnej fázy. Depozícia povlaku metódou PVD je založená na fyzikálnom princípe vylučovania vo vákuu. V dnešnej dobe je dostupných viacero odvodených metód, ktoré sa snažia eliminovať nedostatky tej ktorej technológie, napríklad plasmaCVD, MTCVD [87, 95].

V experimentálnej časti tejto práce boli vybrané povlaky nanosené metódou PVD, z toho dôvodu bude tento spôsob nanášania rozobratý do väčšej hĺbky. Z hľadiska fyzikálnej podstaty nanášania je možné technológie PVD deliť na nasledovné [96]:

- Nízkonapäťové oblúkové naparovanie.
- Magnetronové naprašovanie.
- Kombinácia metód.

Oblúkové naparovanie pracuje pri nízkom napätí a vysokom prúde na katóde. Vďaka tomu dôjde k termálnemu odpareniu a na povrchu targetu sa vytvorí katódova škvrna s lokálnou teplotou až 15000 °C. Trajektória katódovej škvorny je riadená magnetickým polom katódy.

Výhodou tejto metódy je vysoká ionizácia častíc, ktorej praktický význam je vo zvýšení kvality povlaku, nevýhodou je prítomnosť makročastíc [96].

Magnetronové naprašovanie - princípom tejto metódy je využitie záporného napätia v rádoch stoviek voltov, ktoré je generované magnetrónom a je privedené na katódu. Vzájomným pôsobením medzi inertným plynom a povrchom katódy dochádza v dôsledku jej vyššieho predpätia k priťahovaniu iónov inertného plynu a vyrazeniu častíc materiálu katódy. Tieto častice letia s vysokou energiou smerom k substrátu. Ionizovaných častíc je v porovnaní s oblúkovým naparovaním výrazne menej (iba v jednotkách percent), ale nedochádza k vzniku makročastíc [96]. Impulzy magnetrónu je možné rozdeliť na obojsmerné a jednosmerné. Obojsmerný impulz obsahuje 2 fázy v jednom cykle – kladnú a zápornú. Záporné napätie spôsobuje vybitie častíc z povrchu katódy a kladné napätie neutralizuje náboj ktorý sa hromadí na povrchu substrátu, čím „čistí“ jeho povrch [97].

Spoločnosť SHM, s.r.o., Šumperk, ktorá zabezpečila povlakovanie vzoriek použitých v tejto práci využíva oba z uvedených depozičných systémov. SHM, s.r.o. má patentované usporiadanie a princíp rotačných katód. Toto patentované usporiadanie a realizácia procesov za teplôt nižších ako 500 °C, je ich spoločným znakom.

Týmto zároveň ďakujem kolektívu spoločnosti SHM, s.r.o. za ich cenné rady a pripomienky pri výbere povlakov a tiež za samotnú realizáciu povlakovania.

7.2.1 Deponované povlaky

Pre testovanie vlastností na 3D tlačnom materiálovom substráte boli zvolené 3 druhy povlakov. Notoricky známy TiN, tenká vrstva kovového skla WZrB, a frikčný nanokompozitný povlak TiCC.

Povlak nitridu titanu TiN sa používa ako jeden zo základných typov PVD povlakov. Dosahuje mikrotvrdosť okolo 2200–2500 HV, má zlatú farbu. Je použiteľný pre aplikácie do 600 °C a vyznačuje sa dobrou elasticitou a adhéziou k substrátu. Výhodou povlaku TiN je jeho zdravotná nezávadnosť, ktorá bola potvrdená aj jeho reálnym nasadením v implantačnej praxi. Použitie je z medicínskeho hľadiska vhodné pre pacientov trpiacich zvýšenou citlivosťou alebo alergiou na kovové materiály, kedy je povlakovaním docielený vznik prechodovej vrstvy brániacej priamemu kontaktu tkaniva s kovovým implantátom. Použitie nitridu titánu je možné na implantáty s cementovaným aj necementovaným typom fixácie. Jedná sa o húževnatý typ povlaku, ktorý tvorí základnú ochranu voči abrazívnym prejavom opotrebenia. Drsnosť povlaku je menšia ako Ra 0,05 µm. Nanáša sa pomocou oblúkového naparovania [95, 98].

Frikčný nanokompozitný povlak TiCC kombinuje z hľadiska jeho aplikácie na povrch substrátu technológiu magnetronového naprašovania s technológiou oblúkového odparovania. Patrí do skupiny MeC/a-C:H povlakov, kde je najrozšírenejším zástupcom povlak WC/C. Povlak TiCC je veľmi atraktívnym vďaka možnosti širokej variability s jednotlivými vrstvami TiN-TiCN-TiC až po konečnú klznú variantu TiCC s nadstechiometrickým obsahom uhlíka. Výsledný povlak kombinuje všetky 4 vyššie uvedené vrstvy a ich pomerom je možné riadiť finálne vlastnosti. Vrstva TiN sa vyznačuje adhéznymi vlastnosťami k substrátu, je nasledovaná vrstvami TiCN a TiC ktoré dosahujú tvrdosť 35 GPa, finálna tvrdosť frikčnej vrstvy je okolo 20 GPa. Hrúbka povlaku sa pohybuje v rozmedzí 2 až 6 µm [99].

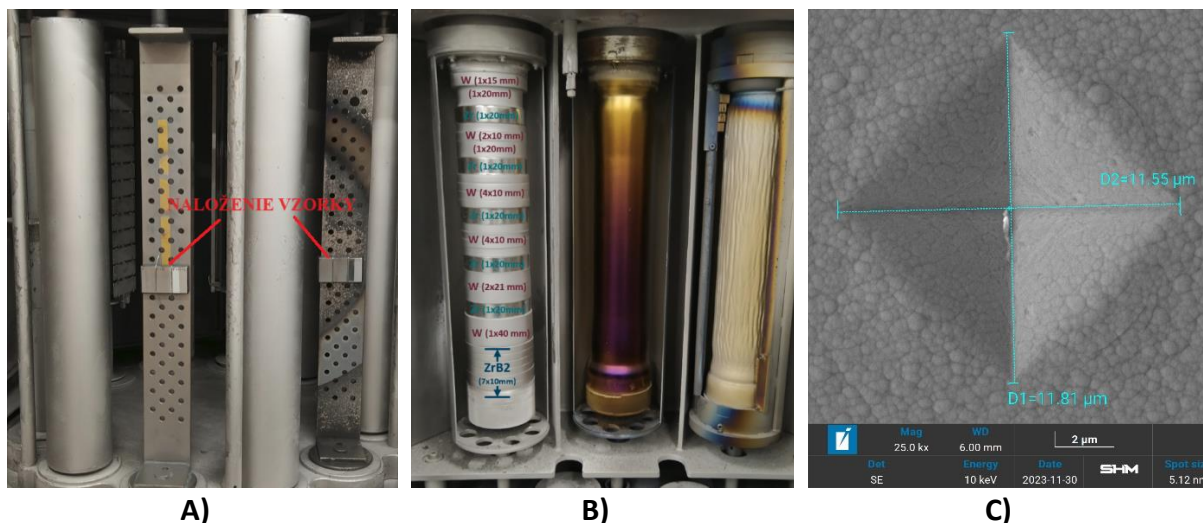
Vrstva kovového skla WZrB (TFMG – Thin Film Metallic Glasses) deponovaná technológiou magnetronového naprašovania sa stala oblasťou výskumu a záujmu vďaka kombinácií vlastností, ktoré ju predurčujú pre uplatnenie v rôznych oblastiach, napríklad v optike, mikroelektromechanických systémoch, ale aj v zdravotníctve vďaka antibakteriálnym vlastnostiam povrchových úprav [100, 101, 102, 103]. Excelentná korózná odolnosť, antibakteriálne vlastnosti, nízka drsnosť povrchu vrstvy a tribologické správanie, ho priamo predurčujú pre

testovanie použitia na implantátoch [104]. Nevýhodou TFMG systémov z hľadiska ich aplikačných vlastností je teplota skleného prechodu T_g , ktorá sa pohybuje pri TFMG na bázi Zr okolo 400 °C. Výrazne zvýšenú teplotu T_g vykazujú systémy na báze W, napríklad $W_{70}Ni_{20}B_{10}$ dosahuje teplotu skleného prechodu až 1019 °C, tvrdosť 24 GPa, čo otvára aplikačné pole pôsobnosti aj v priemyselnom prostredí [105]. Ďalším príkladom sú tenké kovové vrstvy zo systému W-Si-N dosahujúce tvrdosti 26–31 GPa. Obsah kovu W v týchto systémoch sa pohybuje v rozmedzí 24 až 64 objemových % [106]. Nameraná tvrdosť vrstvy WZrB na pripravených vzorkách bola 18 GPa, Youngov modul pružnosti okolo 230 GPa. Pomer W k Zr bol 75:25, obsah bóru nebolo možné zmerať. Procesné parametre depozície sú uvedené v tabuľke (Tab. 20).

Tab. 20 Použité parametre procesu tvorby TFMG, systému WZrB.

P_{BGD} [Pa]	T_{proc} [°C]	T_{ot} [°C]	Čas [min]	$P_{W/Zr/Zr-B2}$ [kW]	Proc. Tlak [Pa]
0,0076	400	36	150	12	0,43

Nižšie sú uvedené snímky naloženia vzoriek a použitej katódy, doplnené o SEM snímok Vickersovho otlaku pri zaťažení 1 N, na ktorom je viditeľná absencia radiálnych trhlin vychádzajúcich z rohov ihlanu (Obr. 83).



Obr. 83 Deponácia a test tvrdosti kovového skla na pripravené vzorky. A) Naloženie vzorky v komore, B) Zloženie katódy, C) Otlak Vickersovho indentoru – zaťaženie 1 N.

7.3 Metodika experimentu

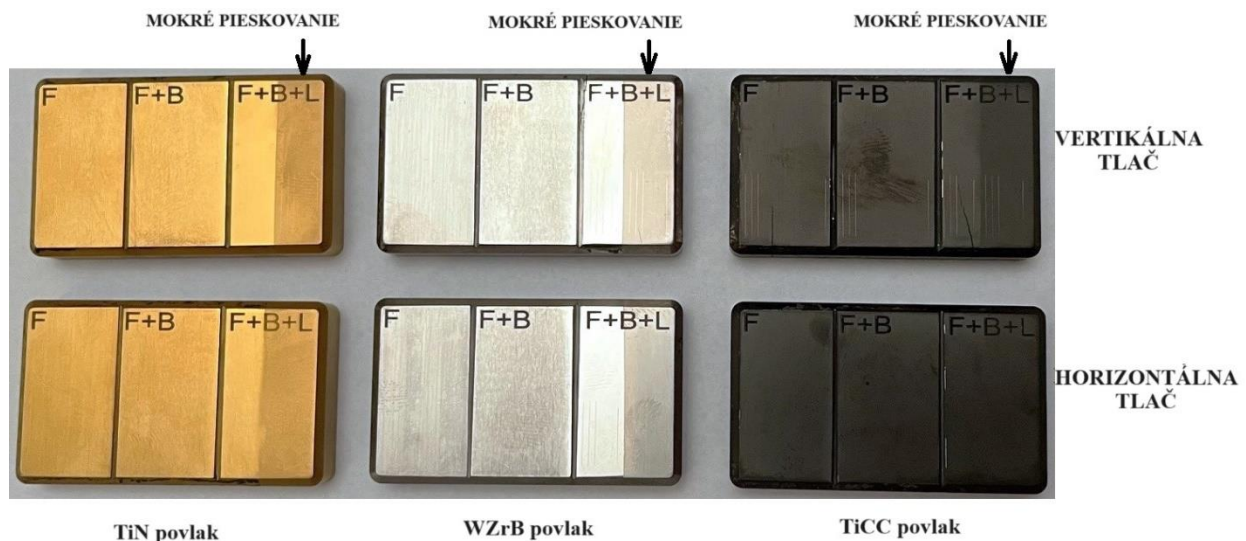
V šiestej kapitole tejto práce, bolo vyrobených a pripravených 6 vzoriek – 3 boli s vertikálnym a 3 s horizontálnym smerom tlače. Každá zo vzoriek obsahuje 3 plochy, líšiace sa technológiou prípravy funkčného povrchu. Dôležité je podotknúť, že všetky vzorky prešli tepelným spracovaním na uvoľnenie pnutia a následne boli funkčné plochy opracované. Príprava týchto plôch je detailne popísaná v predošlých pasážach práce. Kapitola 7.2.1 uvádza teoretický rozbor vybraných povlakov, ktoré boli na vzorky nanosené (Tab.21).

Tab. 21 Kombinácie nanosených povlakov a vzoriek.

Horizontálny smer tlače SLM			Vertikálny smer tlače SLM		
Ti1_H	Ti2_H	Ti3_H	Ti1_V	Ti2_V	Ti3_V
TiN	WZrB	TiCC	TiN	WZrB	TiCC

Každá vzorka obsahovala 3 funkčné plochy (F; F+B; F+B+L), vzniklo 18 plôch ktorých charakteristika povrchu bola definovaná variáciou smeru tlače, spôsobu opracovania a typom povlaku. Pred povlakovaním bola plocha F+B+L rozdelená na polovicu a doplnená

o technológiu mokrého pieskovania (Obr. 84). Tento proces sa využíva na málo adhézných povrchoch kvôli zvýšeniu rovnomernosti a priľnavosti. Z pôvodných 18, vzniklo týmto procesom 24 unikátnych plôch pripravených na testovanie povlakov a hodnotenie topografie.



Obr. 84 Povlakované vzorky.

Plán experimentu sa skladal z dielčích úloh, ktoré boli nasledovné:

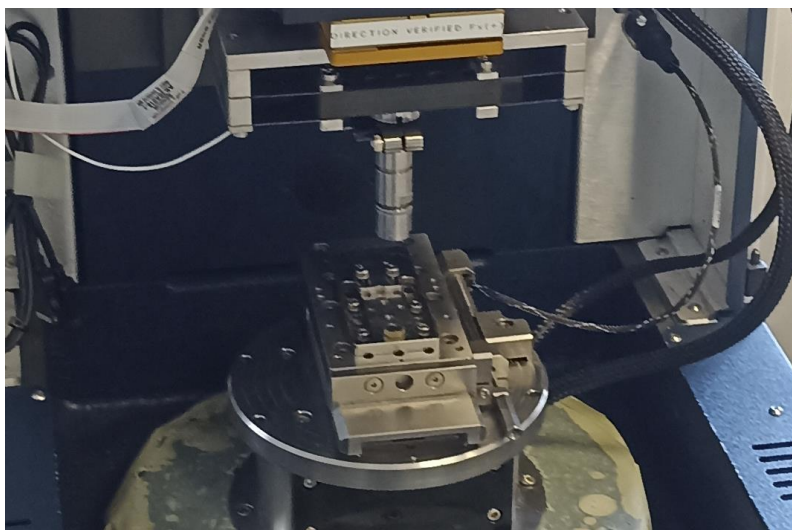
- Testovanie morfológie povrchu pomocou interferometra.
- Povlakovanie vzoriek.
- Testovanie morfológie povrchu pomocou interferometra a sledovanie zmien vplyvom nanosenia povlaku.
- Krátkodobé tribologické skúšky s cieľom definovania koeficientu trenia a koeficientu opotrebenia pre jednotlivé funkčné plochy.
- Vyhodnotenie adhézie a kohézie povlaku v závislosti na ploche kde bol nanosený.

7.4 Použité prístroje

Meracie prístroje slúžiace na realizáciu a vyhodnotenie výsledkov v tejto kapitole, boli:

- Elektrónový mikroskop – popis zariadenia je uvedený v kapitole 5.
- Tribometer – popis zariadenia je uvedený v kapitole 5, bude doplnený o informácie a priebehu zaťaženia, kinematike testovania a type indentoru.
- Interferometer Taylor Hobson Talysurf CCI.

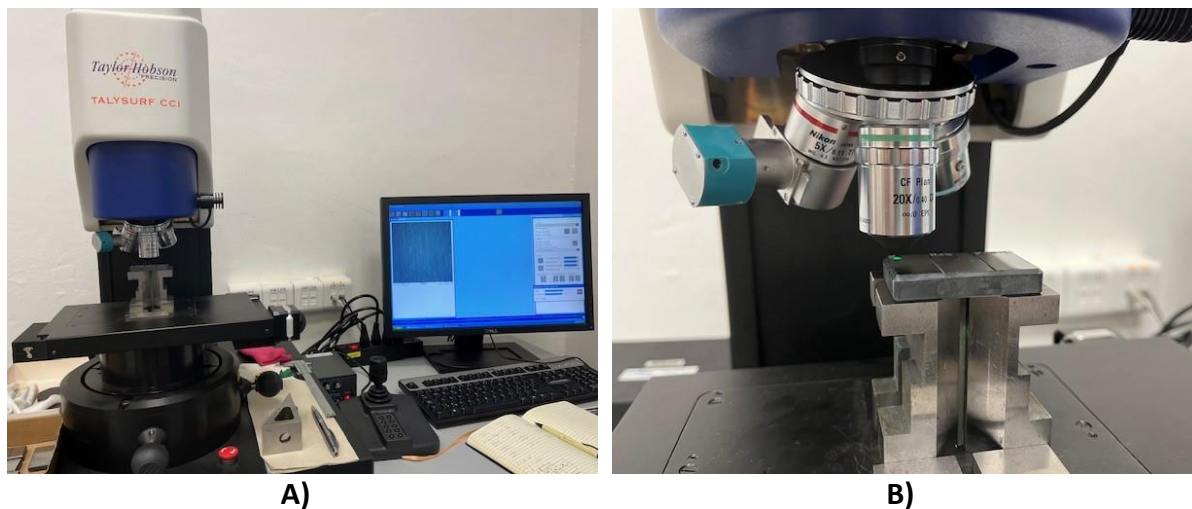
Tribometer Bruker UMT-3 bol použitý v dvoch fázach testovania. Prvou fázou bolo vykonanie scratch testu v zostavení Pin-on-plate, vzorka je uchytená na recipročnom stole ktorý vykonáva lineárny pohyb (Obr. 85) s konštantným zaťažením 5 N, použitým indentorom bol Rockvelov hrot. Rýchlosť pohybu hrotu voči vzorke bola $0,1 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ a prejdená dráha 10 mm. Tento typ testu bol zopakovaný 3 krát na každej ploche, výsledky boli štatisticky spracované a na ich základe je stanovený koeficient trenia.



Obr. 85 Testovacia zostava pre scratch test.

Druhou fázou použitia daného prístroja, bolo testovanie adhézných a kohéznych vlastností povlakov. Test bol vykonávaný s rovnakou prístrojovou zostavou. Zmena bola iba vo veľkosti a priebehu zaťažovacej sily, ktorá lineárne vzrastala od 0 N po 10 N. Cieľom tohto testovania bolo odhaliť hodnotu zaťaženia, kedy boli porušené adhézne a kohézne vlastnosti povlaku v závislosti na ploche kde bol deponovaný.

Koherenčný interferometer Taylor Hobson Talysurf CCI (Obr. 86) slúžil na zosnímanie a vyhodnotenie morfológie obrobeného povrchu pred a po povlakovaní.



Obr. 86 A) interferometer Talysurf CCI. B) Umiestnenie vzorky a objektiv Nikon CF Plan 20x.

Základné parametre meracieho zariadenia definuje tabuľka nižšie (Tab. 22). Vertikálny rozsah merania je parametrom, definujúcim veľkosť nerovností, ktoré je schopný interferometer vyhodnotiť v definovanom vertikálnom rozlíšení. Opakovateľnosť merania je presnosť s ktorou je definovaná maximálna odchýlka pri opakovaných meraniach totožnej plochy.

Tab. 22 Základné údaje o použítom zariadení Talysurf CCI [94].

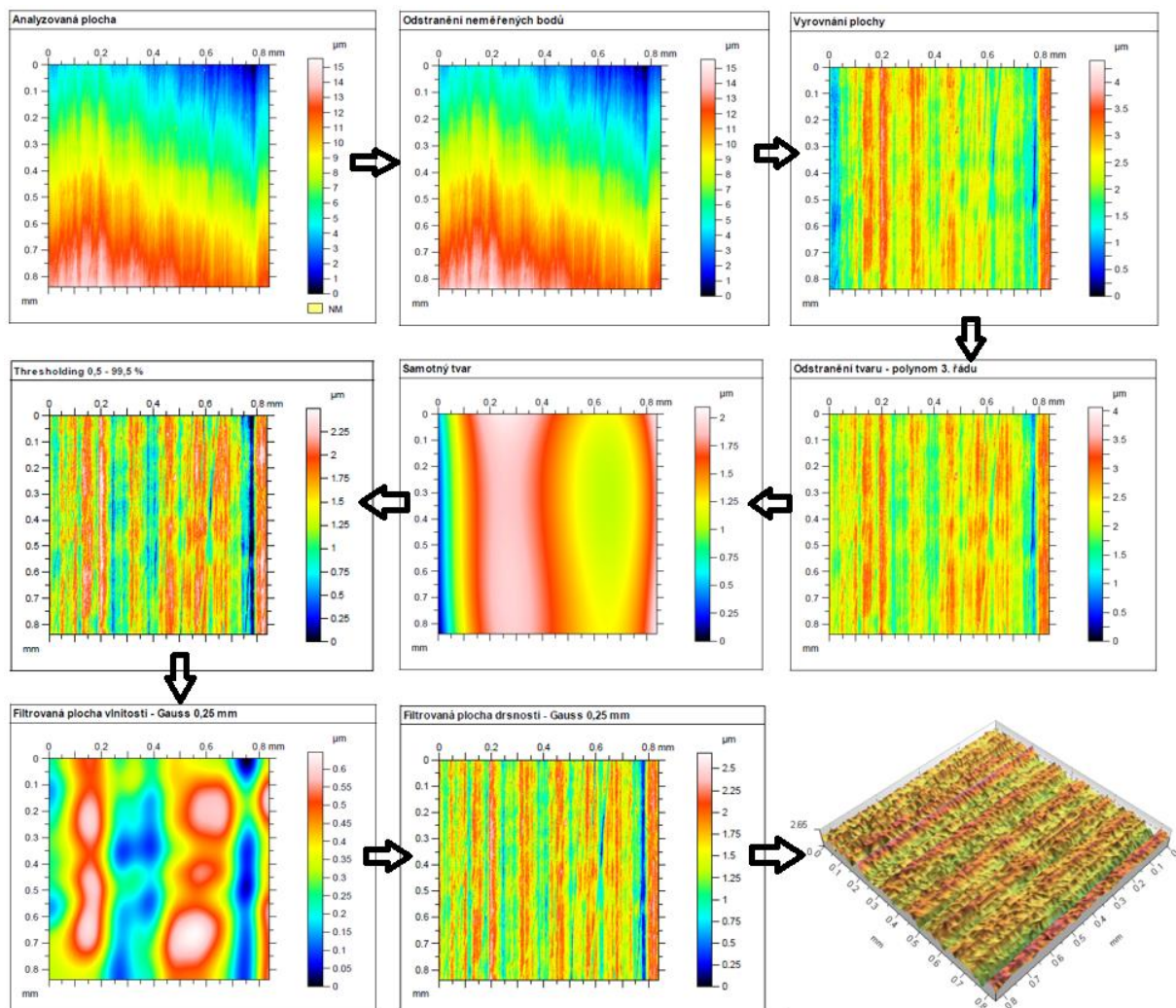
Zariadenie	Vertikálny rozsah [mm]	Vertikálne rozlíšenie [nm]	Opakovateľnosť merania [nm]	Meraná plocha [mm ²]
Talysurf CCI 6000	0,1	0,01	0,003	0,36–7,0

Zariadenie bolo osadené šošovkou Nikon CF Plan so zväčšením 20x. Jedná sa o optiku typu Mirau, ktorá sa používa v interferometroch vyžadujúcich vyššiu hodnotu numerickej apertúry a zväčšenia. Typické zväčšenie pre daný typ šošoviek je 10x, 20x, 50x a 100x. Konštrukcia usporiadania interferometra typu Mirau sa typicky vyznačuje tým, že referenčné zrkadlo je kolmé na zdroj svetla a tento typ zariadenia obsahuje rozdeľovač lúčov (tzv. Beamsplitter). Numerickej apertúra použitej šošovky je 0,4 a pracovná vzdialenosť 4,7 mm.

Postup merania bol nasledovný:

1. Zameranie sa na miesto snímania – v našom prípade to bolo vždy na stred skenovanej plochy.
2. Nájdenie interferencie.
3. Snímanie povrchu.
4. Hodnotenie parametrov.

Vyhodnotenie skúmaných parametrov prebehlo v niekoľkých na seba nadväzujúcich krokoch (Obr. 87). Prvým bolo odstránenie nameraných bodov z analyzovaného povrchu, nasledované vyrovnaním plochy a filtráciou pre odstránenie tvaru polynómom 3. rádu. Vznikol samotný tvar, ktorý bol segmentovaný Thresholdingom 0,5 – 99,5 %. Výstupom merania bola filtrovaná plocha vlnitosti a drsnosti Gauss 0,25, zobrazenie 3D textúry povrchu a export 3D a 2D parametrov plochy.



Obr. 87 Postup hodnotenia analyzovanej plochy.

7.5 Výsledky experimentu

Celková analýza morfológie povrchu danej plochy generovaná z interferometra, obsahovala údaje na 4 stranách. Z rozsahových dôvodov boli vybrané 2D parametre profilu drsnosti – Ra, Rz a 3D parameter plochy Sa, na základe ktorých boli plochy medzi sebou porovnávané [107, 108].

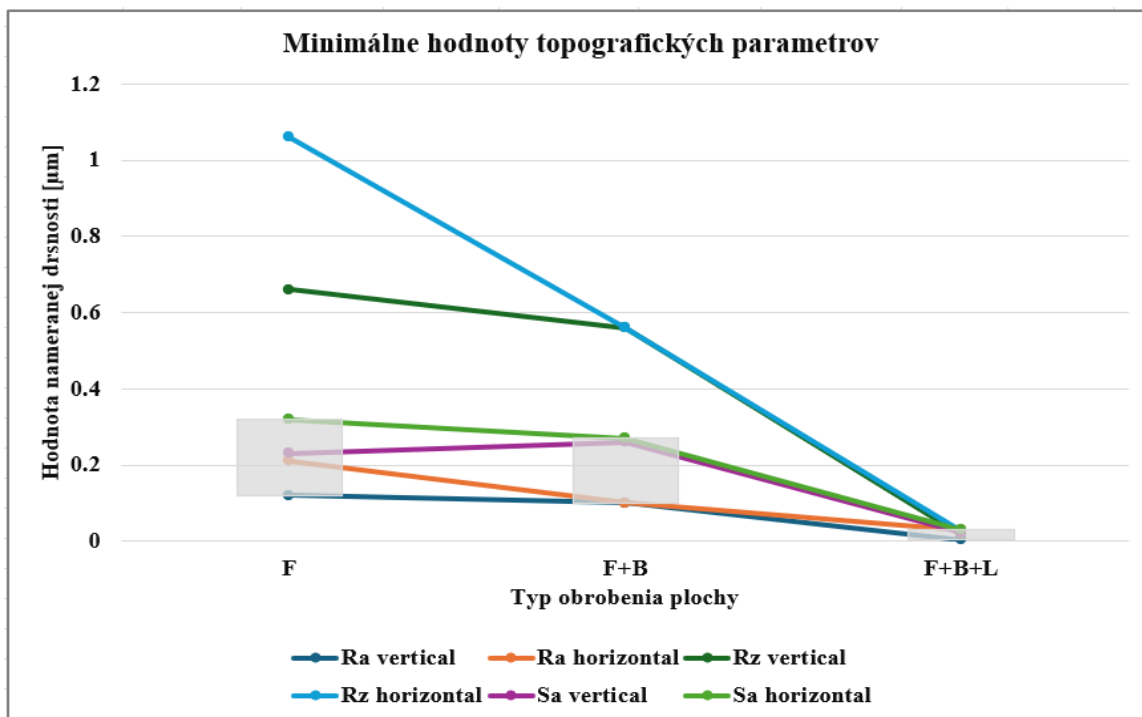
- Ra [μm] – Aritmetický priemer absolútnych hodnôt súradníc výstupkov a priehlbín 2D profilu v rozsahu základnej dĺžky.
- Rz [μm] – Súčet absolútnych hodnôt výšky najväčšieho výstupku a najnižšej priehlbiny 2D profilu v rozsahu základnej dĺžky.
- Sa [μm] – Aritmetický priemer absolútnych hodnôt výstupkov a priehlbín povrchu obmedzeného stupnicou. V prípade použitého zariadenia prebehol výpočet z 1024 profilov definovanej plochy.

Namerané údaje sú uvedené v tabuľke (Tab. 23). Tieto údaje sa vzťahujú k plochám po obrobení, pred nanosením povlakov.

Tab. 23 Výsledky hodnotenia morfológie povrchu vzoriek pred povlakovaním.

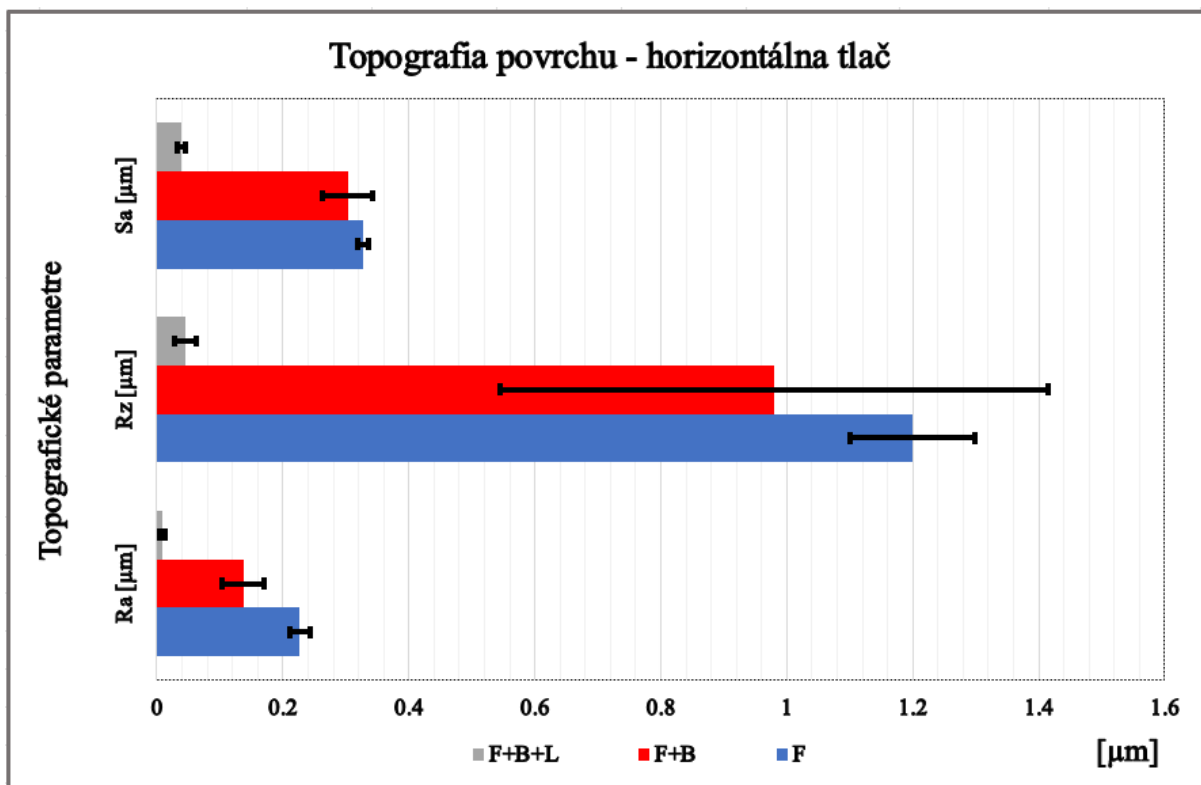
Vzorka \ Plocha	F			F+B			F+B+L		
	Ra [μm]	Rz [μm]	Sa [μm]	Ra [μm]	Rz [μm]	Sa [μm]	Ra [μm]	Rz [μm]	Sa [μm]
Ti_1_horizontal	0,25	1,28	0,32	0,13	0,80	0,27	0,003	0,025	0,043
Ti_2_horizontal	0,21	1,26	0,34	0,10	0,56	0,28	0,007	0,046	0,029
Ti_3_horizontal	0,22	1,06	0,32	0,18	1,58	0,36	0,013	0,066	0,045
Ti_1_vertical	0,12	0,67	0,34	0,11	0,58	0,32	0,008	0,037	0,022
Ti_2_vertical	0,13	0,66	0,23	0,10	0,56	0,26	0,003	0,017	0,037
Ti_3_vertical	0,21	1,24	0,29	0,16	0,93	0,37	0,013	0,071	0,032

Minimálna hodnota jednotlivých parametrov priradené k obrobeným plochám a smeru tlače, sú graficky zobrazené (Obr. 88) a doplnené o takzvané stĺpce rastu reflektujúce rozdielnosť údajov hodnôt danej plochy.

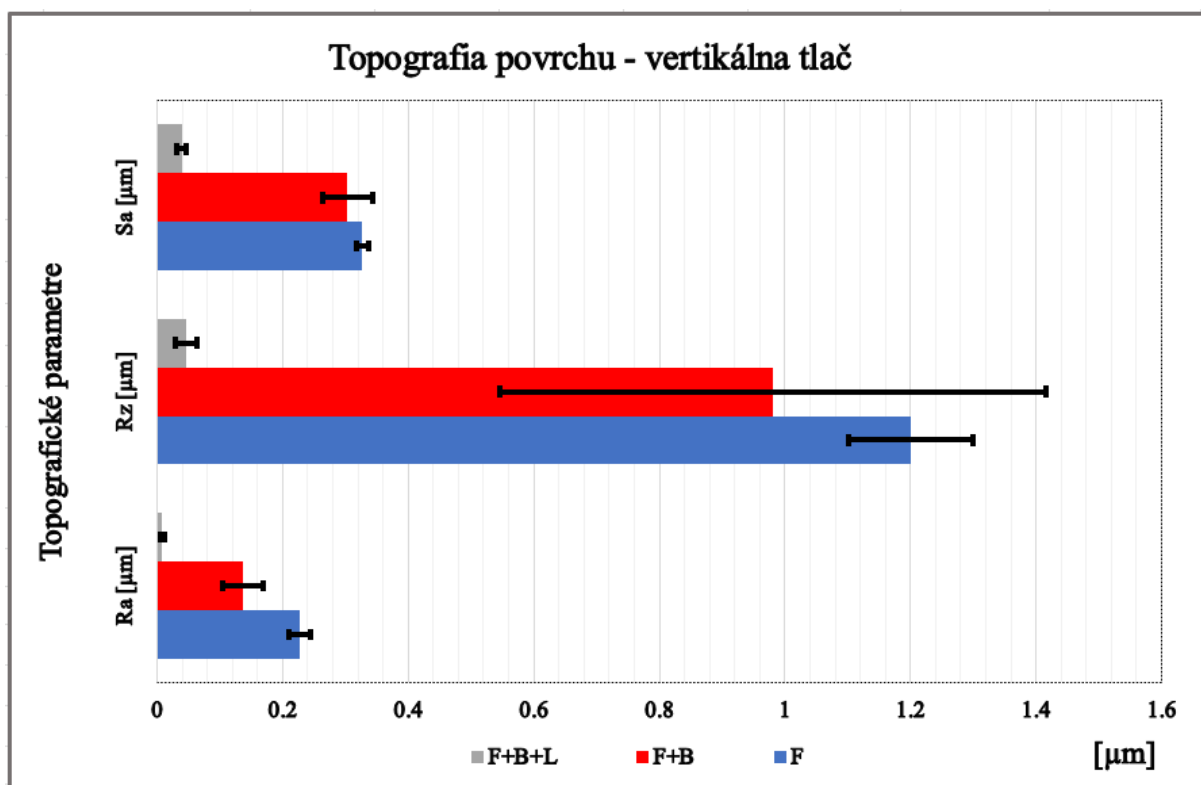


Obr. 88 Pokles drsnosti povrchu v závislosti od technologickej operácie.

Pre lepšiu grafickú názornosť boli namerané údaje štatisticky spracované, bola určená stredná hodnota a smerodajná odchýlka pre daný parameter vertikálne tlačenej vzorky a rovnako pre horizontálne tlačenej vzorky (Obr. 89, 90).



Obr. 89 Hodnoty topografických parametrov pre horizontálne tlačenej vzorky.

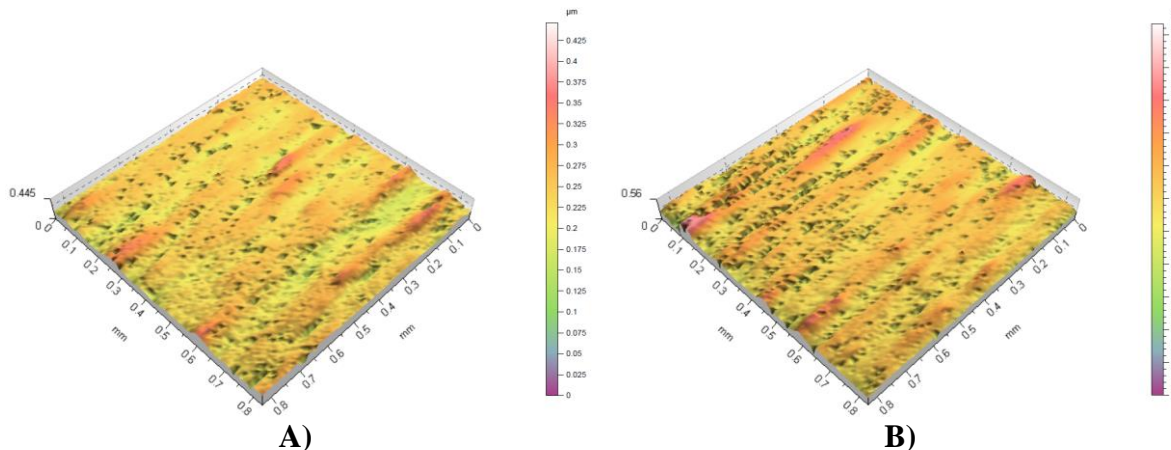


Obr. 90 Hodnoty topografických parametrov pre vertikálne tlačenej vzorky.

Z vyššie uvedených hodnôt je možné usúdiť, že smer tlače nemá preukázateľný vplyv na výslednú morfológiu obrobeného povrchu. Pri ploche ktorá prešla operáciami frézovania, brúsenia a leštenia sú zistené minimálna hodnôt skúmaných parametrov nasledovné: Ra 0,003 μm pre vertikálny aj horizontálny smer tlače, Rz 0,025 μm pre horizontálny, respektíve 0,017 μm pre vertikálny smer tlače, Sa 0,029 μm pre horizontálny a Sa 0,022 μm pre vertikálny smer tlače. Hodnoty uvedené v tabuľke (Tab. 22), preukazujú vysokú mieru spoľahlivosti jednotlivých procesov na testovaných plochách, čo je pozitívne zistenie hlavne pri ručnej operácii leštenia.

V kapitole 6.6 bola definovaná úvaha o vynechaní technológie brúsenia z výrobného procesu implantátu, keďže do povrchovej vrstvy vnáša ťahové zvyškové napätia. Z hľadiska topografie bolo zhoršenie morfológie frézovaného povrchu voči brúsenému zanedbateľné. Vzhľadom na finálnu operáciu ručného leštenia kontaktnej plochy nebude pri výrobe implantátu operácia brúsenia aplikovaná.

Podrobné hodnotenie povrchu F+B+L vzorky Ti_1_horizontal je prílohou tejto práce (Príloha 3). Pri 3D textúre povrchu leštených vertikálne tlačených vzoriek je možné pozorovať odhalenie pórovitosti spôsobenej vrstvením materiálu a nedokonalým pretavením s predchádzajúcou vrstvou (Obr. 91). Tento problém sa pri horizontálnom smere tlače neobjavil.



Obr. 91 Odhalenie medzivrstvovej pórovitosti vertikálne tlačených vzoriek. A) vzorka Ti_1_vertical, B) vzorka Ti_3_vertical.

Ďalšou fázou experimentálnej časti bola depozícia vyššie definovaných povlakov na pripravené vzorky. Funkčná, leštená plocha budúceho implantátu bola na vzorke doplnená o technológiu mokrého pieskovania (Obr. 84), ktorého úlohou je zvýšenie adhézie deponovaného povlaku na substrát a rovnomernosti plochy. Topografické parametre jednotlivých plôch boli opätovne zmerané. Celkovo bolo v tejto fáze experimentu hodnotených 24 funkčných plôch.

Z hľadiska zámeru tejto záverečnej práce, majú relevantnosť hlavne plochy F+B+L a F+B+L+mokrý pieskovanie, na vzorkách ktoré boli tlačené v horizontálnom smere. V predošlom texte bol tento smer tlače a spôsob opracovania plochy definovaný ako najvhodnejší z pohľadu funkčných vlastností pre výrobu zamýšľaného implantátu.

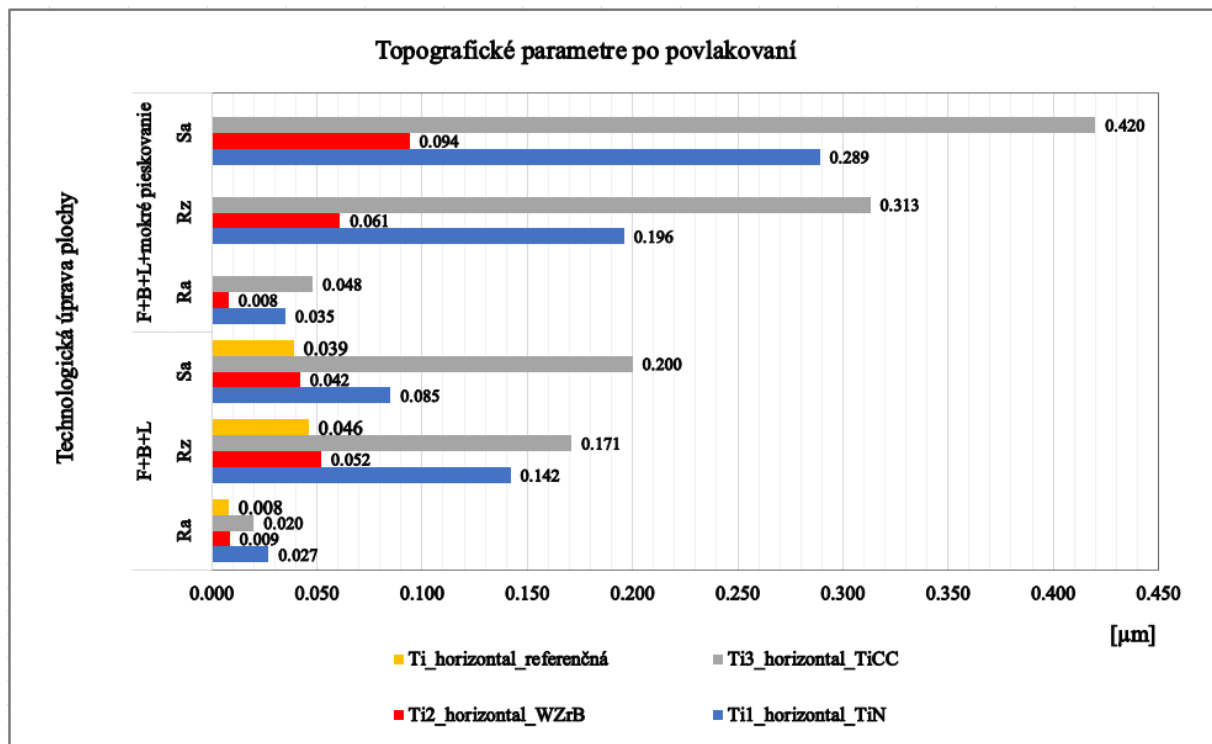
Na základe tohto tvrdenia je nižšie spracovaná tabuľka (Tab. 24) reflektujúca merania topografických parametrov Ra, Rz a Sa pre každú plochu a k nej priradený povlak:

- Ti1_horizontal – povlak TiN.
- Ti2_horizontal – povlak WZrB.
- Ti3_horizontal – povlak TiCC.

Tab. 24 Výsledky hodnotenia morfológie povrchu vzoriek po povlakovaní.

	F+B+L			F+B+L+mokrý pieskovanie		
	Ra [μm]	Rz [μm]	Sa [μm]	Ra [μm]	Rz [μm]	Sa [μm]
Ti1_horizontal_TiN	0,027	0,142	0,085	0,035	0,196	0,289
Ti2_horizontal_WZrB	0,009	0,052	0,042	0,008	0,061	0,094
Ti3_horizontal_TiCC	0,020	0,171	0,200	0,048	0,313	0,420

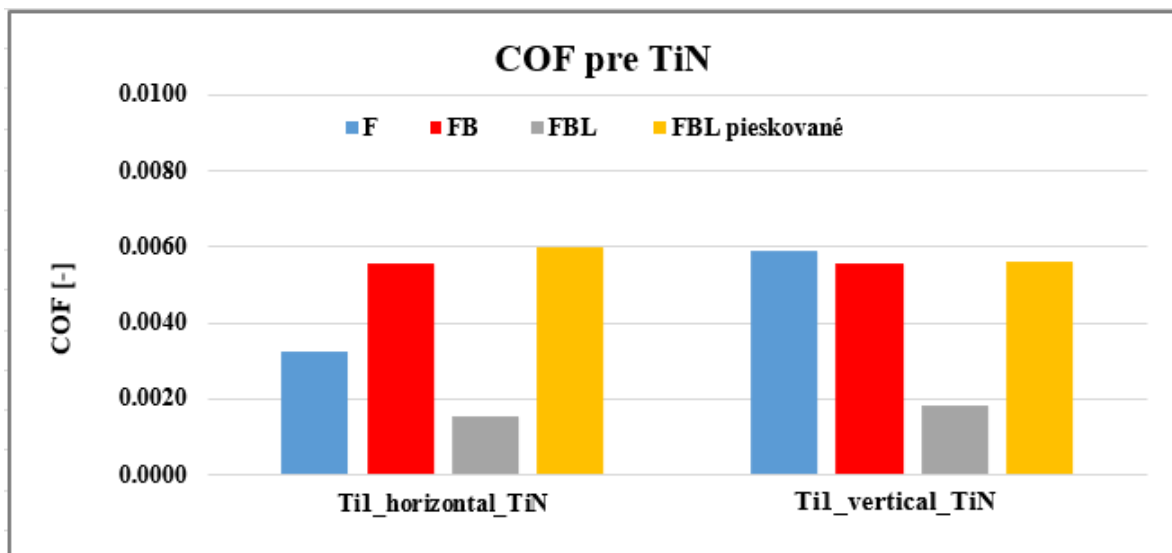
Graficky spracované údaje sú kvôli lepšej prehľadnosti uvedené na obrázku nižšie (Obr. 92). Zároveň je doplnený stĺpec stredných hodnôt pozorovaných parametrov pred nanosením povlaku. Stredné hodnoty boli získané z horizontálne tlačných vzoriek na povrchu F+B+L a v grafe sú nazvané ako referenčné.



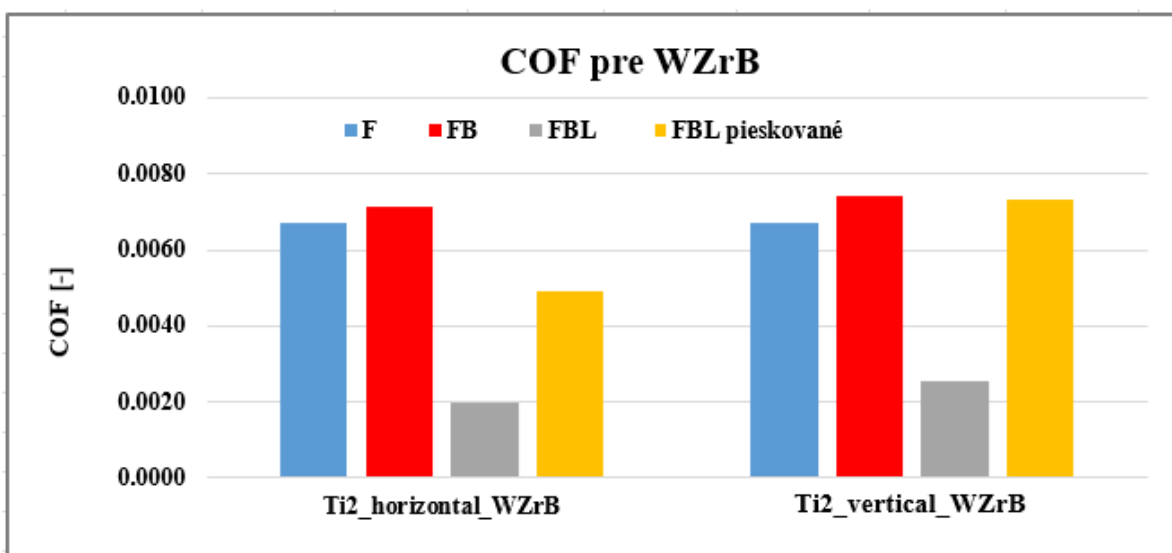
Obr. 92 Hodnoty topografických parametrov pre vybrané plochy po povlakovaní.

Teoretické predpoklady zhoršenia topografických parametrov vplyvom pieskovania boli naplnené. Z hľadiska výslednej drsnosti deponovaného povlaku vykazovala najlepšie vlastnosti tenká kovová vrstva skla WZrB vo všetkých sledovaných parametroch, na všetkých sledovaných plochách. Oproti referenčnej ploche došlo vplyvom nanosenia povlaku k zhoršeniu o priemerne 9,7 %. Najhorším bol z tohto hľadiska frikčný povlak TiCC.

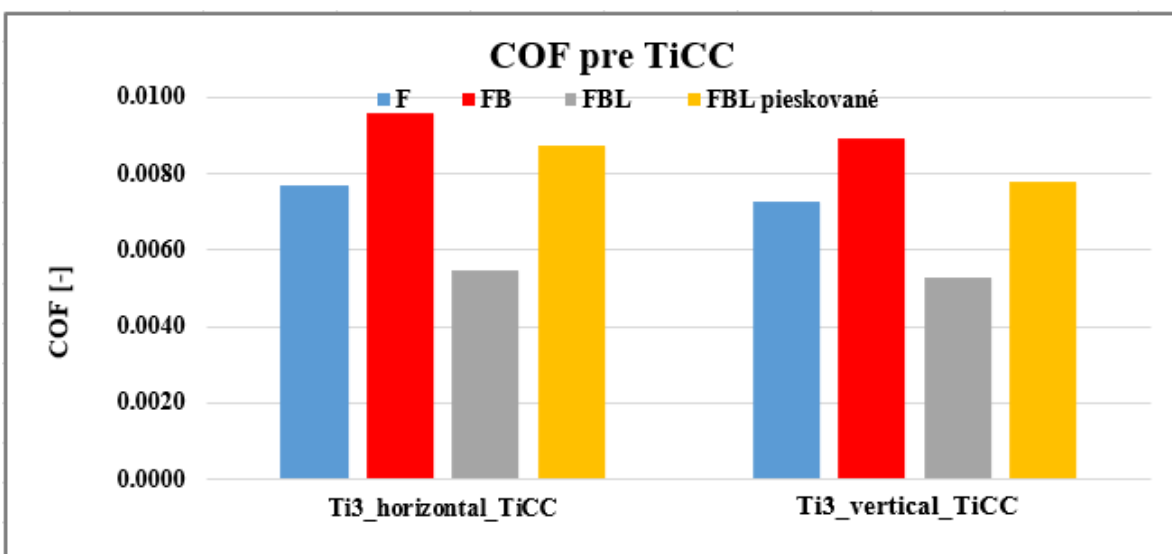
Po vyhodnotení topografických parametrov, experiment pokračoval testovaním funkčných vlastností povlakov. Na ich kvantifikáciu bol stanoveným sledovaným parametrom koeficient trenia. Metódou zisťovania bol scratch test, ktorý sa zaraďuje medzi krátkodobé tribologické skúšky. Použitým indentorom bol Rockvelov hrot – z toho plynú nízke hodnoty koeficientu trenia (oproti indentoru s guľičkou o minimálne 2 rády nižšie). Pre potreby porovnania koeficientu trenia medzi povlakmi, je táto metóda plne relevantná. Namerané údaje boli štatisticky spracované, boli určené stredné hodnoty z 3 meraní vzoriek Ti1, Ti2 a Ti3 pre oba smery tlače a výsledky sú premietnuté graficky (Obr. 93, 94, 95).



Obr. 93 Koeficient trenia pre povlak TiN.



Obr. 94 Koeficient trenia pre povlak WZrB.



Obr. 95 Koeficient trenia pre povlak TiCC.

Výsledky jasne preukazujú, že z hľadiska koeficientu trenia dosiahol najnižšie hodnoty povlak TiN. S miernym odstupom sa umiestnil povlak WZrB a prekvapením bol najhorší výsledok trenia pre frikčný povlak TiCC. Podľa predpokladu, najnižšie hodnoty koeficientu trenia boli na leštenej ploche pre všetky deponované povlaky. Výsledky ďalej preukazujú že neexistuje kauzalita medzi smerom tlače a výsledným koeficientom trenia, čo potvrdilo teoretický predpoklad, keďže povlak vytvoril vrstvu, oddeľujúcu indentor od základného substrátu. Vo väčšine prípadov, s výnimkou Ti1_vertical_TiN, boli zistené neočakávané vlastnosti brúsenej plochy, kde bol koeficient trenia vyšší ako pri ploche frézovanej.

Poslednou fázou experimentu bolo vyhodnotenie správania sa povlaku na vybraných plochách z hľadiska adhézie, kohézie a delaminácie. Pribeh testovania je popísaný v texte vyššie. Sledované boli všetky obrobené plochy na všetkých vzorkách, ale z rozsahového hľadiska a z hľadiska relevantnosti možného použitia vo výrobe implantátu, je uvedené hodnotenie iba pre horizontálny smer tlače a pre plochy F+B+L a F+B+L+mokrú pieskovanie (Tab. 25).

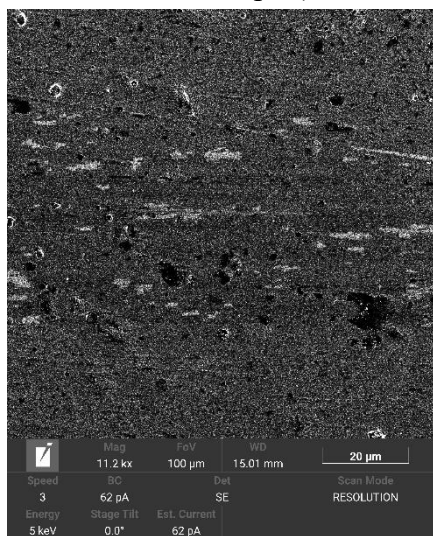
Tab. 25 Testovanie povlakov lineárne vzrastajúcim zaťažením 0-10 N.

Vzorka	Lc1 [N]	Lc2 [N]	Lc3 [N]	Povlak
Ti1_horizontal_FBL	8,63	10	-	TiN
Ti1_horizontal_FBL+pieskovanie	6,22	-	-	
Ti2_horizontal_FBL	3,98	6,42	-	WZrB
Ti2_horizontal_FBL+pieskovanie	2,33	6,31	-	
Ti3_horizotnal_FBL	-	-	-	TiCC
Ti3_horizontal_FBL+pieskovanie	-	-	-	

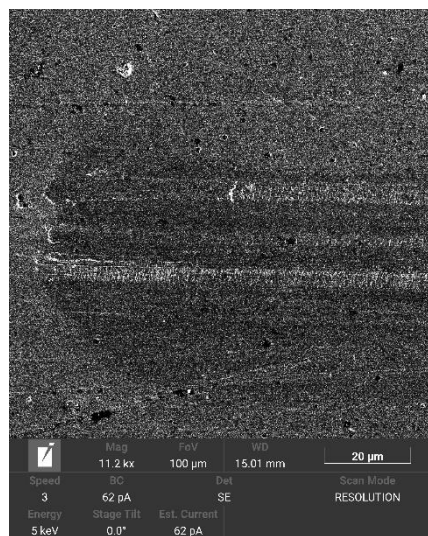
Význam zaťažujúcich síl:

- Lc1 – zaťaženie odpovedajúce vzniku kohezívnych porúch povlaku.
- Lc2 – zaťaženie odpovedajúce vzniku adhezívnych porúch povlaku.
- Lc3 – zaťaženie odpovedajúce vzniku rozsiahlej delaminácie povlaku.

Z výsledkov je zreteľné, že zvolené zaťaženie s horným limitom 10 N, bolo zrejme príliš nízke pre odhalenie vzniku delaminačných porúch všetkých typov povlakov. Pri povlaku typu TiCC sa pri danom zaťažení nepreukázali ani kohézne poruchy. Z výsledkov je ďalej zrejmé, že povlak TiN má takmer 2 násobnú súdržnosť oproti povlaku WZrB a jeho adhézia k substrátu je rovnako vyššia. Blížší pohľad na formu poruchy povlaku je uvedený na snímkach z elektrónového mikroskopu (Obr. 96–99).

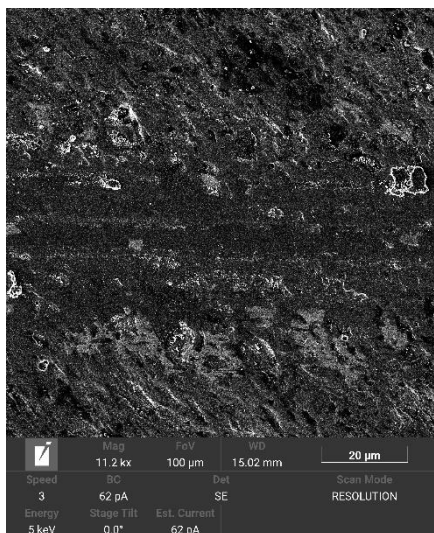


A) 5,27 N

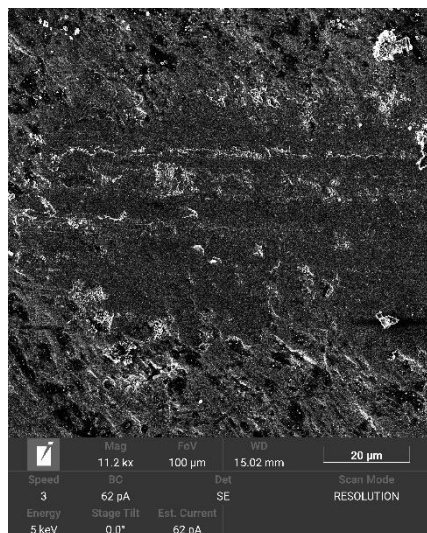


B) 10 N

Obr. 96 Plocha F+B+L, povlak TiN, horizontálna tlač, zaťaženie podľa A), B).

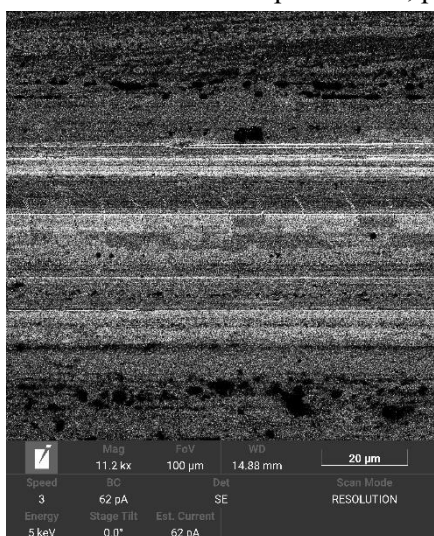


A) 6,22 N

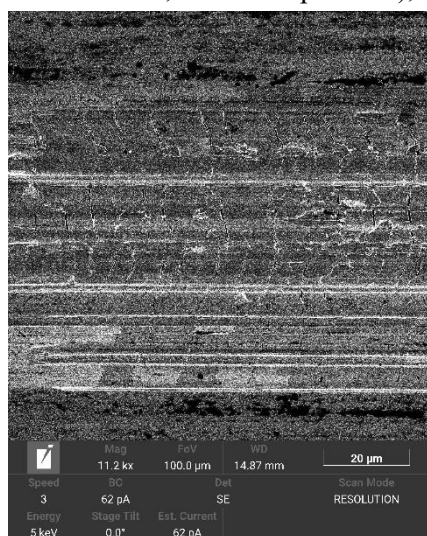


B) 10 N

Obr. 97 Plocha F+B+L+pieskované, povlak TiN, horizontálna tlač, zaťaženie podľa A), B).

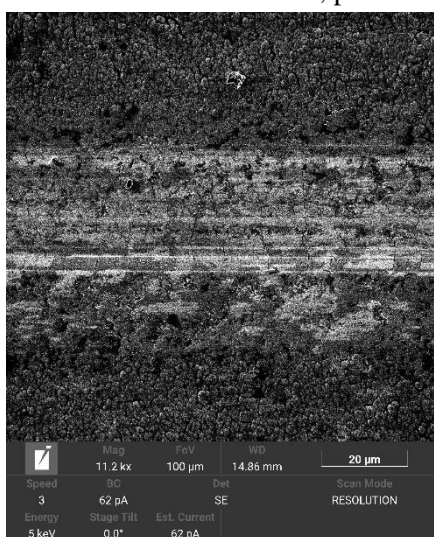


A) 6,42 N

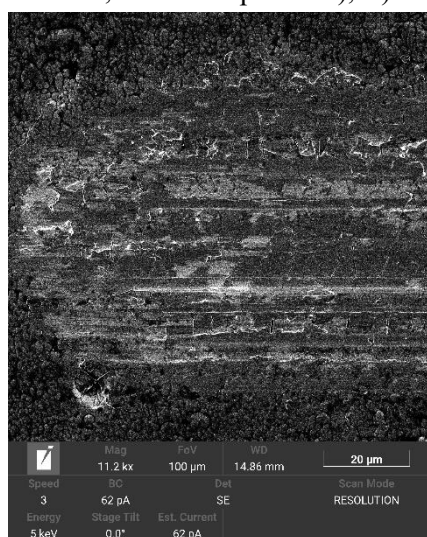


B) 10 N

Obr. 98 Plocha F+B+L, povlak WZrB, horizontálna tlač, zaťaženie podľa A), B).



A) 6,31 N



B) 10 N

Obr. 99 Plocha F+B+L+pieskované, povlak WZrB, horizontálna tlač, zaťaženie podľa A), B).

Experimentálne testovanie poskytlo základný prehľad o deponovaných povlakoch vo vzťahu k použitému substrátu a technologickému opracovaniu. Pre nasadenie povlaku na reálnom implantáte bude potrebný hlbší rozbor, zahŕňajúci dlhodobé tribologické skúšky v pracovnom prostredí simulujúcom prostredie ľudského tela s vyhodnotením mechanizmov a foriem opotrebenia. Nemenej dôležitým bodom bude testovanie zdravotnej nezávadnosti deponovaných vrstiev a povlakov.

Na základe dostupných informácií a zistených parametrov sa do finálneho výberu dostávajú povlaky TiN a WZrB. Komplexné vyhodnotenie víťazného povlaku je uskutočnené na základe priradených váh ku skúmaným vlastnostiam. Výsledky sa budú vzťahovať na plochy F+B+L a F+B+L+pieskované, na horizontálne tlačenej vzorke (Tab. 26). Najlepšia dosiahnutá hodnota bude označená ako 1 (100 %), horšia hodnota bude tvoriť percentuálny pomer z maximálnej hodnoty. Následne bude spravený súčet hodnôt, ktorý stanoví víťaza.

Tab. 26 Vyhodnotenie skúmaných vlastností.

Typ plochy	Typ povlaku	Topografické parametre	Koeficient trenia	Kohézia povlaku	Adhézia povlaku	Súčet bodov
Ti_horizontál F+B+L	TiN	0,40	0,94	1,00	1,00	3,34
Ti_horizontál F+B+L+pieskované	TiN	0,20	0,21	0,72	1,00	2,13
Ti_horizontál F+B+L	WZrB	1,00	1,00	0,46	0,64	3,10
Ti_horizontál F+B+L+pieskované	WZrB	0,21	0,29	0,27	0,63	1,40

Zelenou je označené finálne riešenie, oranžovou farbou je označené alternatívne riešenie, ktoré vykazovalo lepšie vlastnosti v oblasti trenia a topografie, ale adhézia a kohézia povlaku bola na polovičných hodnotách.

8 VÝROBA INDIVIDUÁLNEJ FEMORÁLNEJ KOMPONENTY

Súbor vyššie uvedených experimentálnych krokov poskytol detailný pohľad na funkčné vlastnosti testovaných plôch. Na základe získaných informácií, bude zvolený technologicko-výrobný postup, vďaka ktorému bude zhotovená femorálna komponenta totálnej endoprotézy kolena podľa individuálnych potrieb pacienta. S využitím moderných softwarových riešení budú MRI snímky distálnej časti femuru transformované do 3D priestoru – dôjde k digitalizácii dát a vytvoreniu sieťového modelu.

Kapitoly 6 a 7 poskytli odpoveď na materiálno-technologické charakteristiky v závislosti k funkčnosti zamýšľaného dielu. Pri výrobe individualizovanej femorálnej komponenty totálnej endoprotézy kolena budú aplikované tieto poznatky:

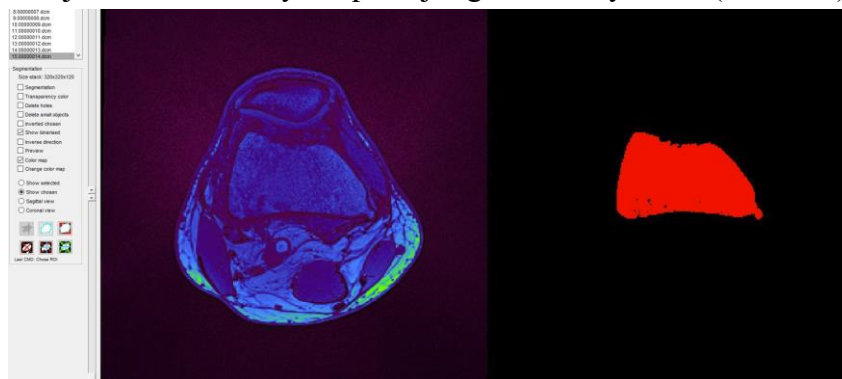
- Horizontálny smer tlače technológiou SLM, vid' (Tab. 19) .
- Tepelné spracovanie výtlačku, priebeh vid' (Obr. 73).
- Obrobenie plochy technológiou frézovania a ručného leštenia.
- Depozícia povlaku TiN, vid' (Tab. 26).

8.1 Transformácia dát z MRI

Vstupnými dátami pre tvorbu finálneho CAD modelu femorálnej komponenty, ktorá je zástupcom tvarovo zložitého dielu so všeobecnými 3D plochami, bola magnetická rezonancia pravého kolena autora tejto záverečnej práce. Výstupy z magnetickej rezonancie sú snímky vo formáte DICOM, ktorých počet respektíve hustota závisí na skenovacej frekvencii MRI. Načítanie a segmentácia snímok prebehla v programe STL Model Creator, pracujúcom v rozhraní Matlab. Tento software vznikol ako súčasť riešenia projektu špecifického výskumu na VUT FSI, odbore biomechaniky [109].

Za pomoc pri segmentácii snímok, tvorbe STL modelu a základnému uvedeniu do tejto interdisciplinárnej problematiky by som chcel poďakovať Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D. z ústavu mechaniky telies, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT v Brne.

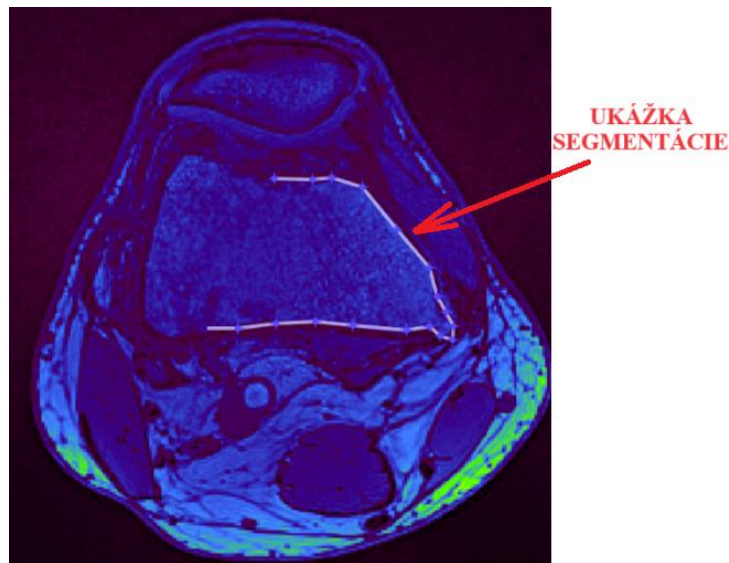
V prvom kroku bolo potrebné vykonať načítanie snímok a následne segmentovať tkanivo, ktoré bolo oblasťou záujmu. CT/MRI snímky fungujú na princípe priradenia takzvaného CT čísla danému tkanivu a majú rastový charakter. CT číslo alebo tiež Hounsfieldove jednotky priradujú intezitu pixelov k určitému druhu tkaniva. Na základe tejto intenzity je možné určiť o aké tkanivo sa jedná (napr. spongiálna kosť, svaly...). Dáta z CT alebo MRI je možné chápať ako jednotlivé 2D obrazce, ktoré sú uložené na sebe a tým dodávajú jednotlivým pixelom tretí rozmer. Trojrozmerný pixel je nazývaný voxel. Pracovná plocha programu je rozdelená na 2 časti, v ľavej časti je vidieť skutočný a v pravej segmentovaný obraz (Obr. 100) [109].



Obr. 100 Pracovná plocha programu. Načítaná snímka femuru v transverzálnom reze.

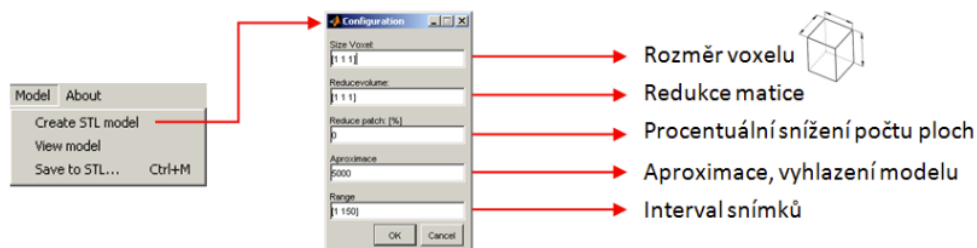
Spôsob segmentácie snímok bol zvolený ako manuálny. Tento režim je vhodný pre menšiu dávku snímok, kvôli svojej práci. Medzi jeho výhody patrí potlačenie takzvaných

artefaktov a tým pádom vyššia čistota STL modelu obsahujúca iba potrebné tkanivo. Manuálnou segmentáciou bola označená oblasť vymedzujúca hranice skúmaného objektu, v tomto prípade distálnej časti femuru. Ohraničenie prebieha pomocou kriviek a polygónov (Obr 101).



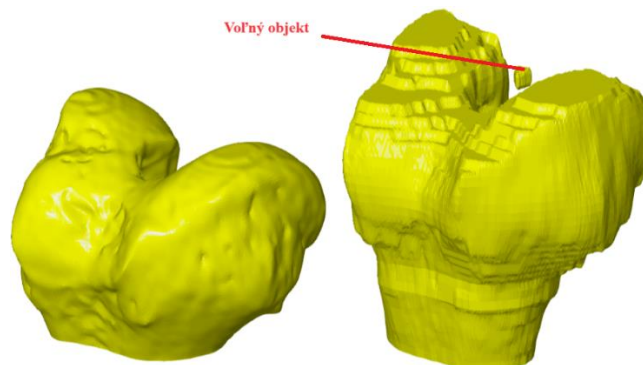
Obr. 101 Segmentácia femuru.

Po označení obrysov tkaniva v každej z načítaných snímok bola segmentácia ukončená a nasledovalo generovanie modelu vo formáte *.STL. Generovanie modelu prebieha v záložke Menu→Model→Create STL Model (Obr. 102) [109, 110].



Obr. 102 Zadávání parametrů pro tvorbu STL modelu [109].

Pred spustením generovania modelu je potrebné skontrolovať nastavenia voxelu podľa metadát daného záznamu. V opačnom prípade by mohol byť vygenerovaný model v niektorom smere zdeformovaný zväčšením alebo zmenšením. Posledným krokom je uloženie vygenerovaného STL modelu. Vygenerovaný STL model je zobrazený na obrázku (Obr. 103) v pravej časti. Úprava siete prebehla v programe GOM Inspect, sieť bola očistená od voľných objektov, orezaná a vyhladená funkciou Smooth (vyhladenie) (Obr. 103).



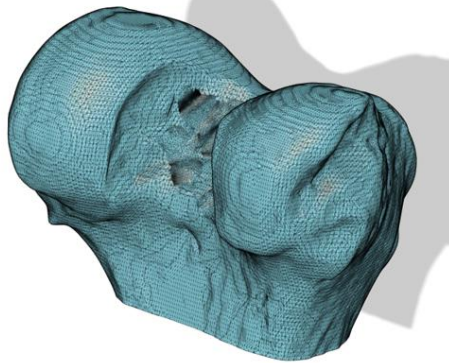
Obr. 103 V ľavej časti očistený a vyhladený STL model. V pravej časti vygenerovaný model zo systému STL Model Creator.

Z obrázku (Obr. 103), je možné vidieť určité bariéry prevodu dát z formátu DICOM do STL čo do tvaru tak aj do presnosti. Podrobne sa touto problematikou zaoberali autori článku „Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process“ [111].

Jednou z možností ako zvýšiť presnosť získaných dát, je zvýšenie snímacej frekvencie MRI. Pre lekárske účely je takéto nastavenie príliš zdĺhavé a neprináša pri diagnostike zásadné benefity. Naopak inžinierska činnosť a kvalita jej výstupu je na detailnosti získaných dát priamo závislá.

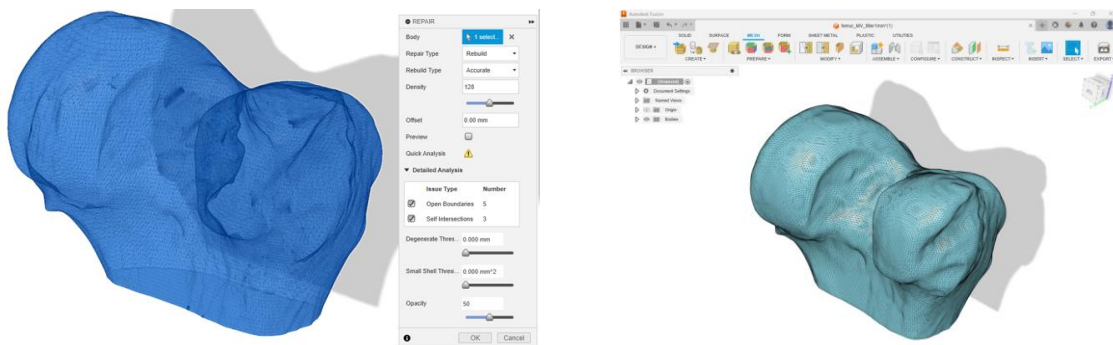
8.2 3D model distálnej časti femuru

Tvorba objemového modelu distálnej časti femuru začala načítaním sieťového modelu (Obr. 104), ktorý bol očistený a aproximačne vyhladený softwarom GOM Inspect.



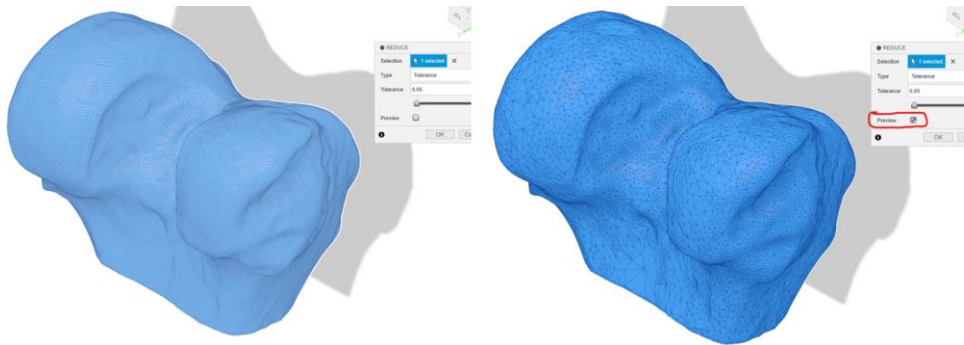
Obr. 104 Načítanie sieťovej geometrie v programe Autodesk Fusion.

Pokračovanie v práci so sieťovým modelom je podmienené odstránením prípadných chýb trojuholníkov. Táto oprava sa uskutočnila v moduli „Repair,“ programu Fusion od spoločnosti Autodesk Inc. Bolo zistených celkom 8 chýb, z čoho 3 sa týkali nesprávnej orientácie vektorov trojuholníkov, a 5 chýb bolo detegovaných v neuzatvorenej sieti (Obr. 105).



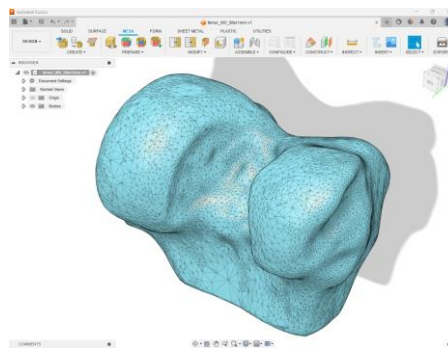
Obr. 105 Vľavo detekcia chýb, vpravo opravená sieť.

Ďalším krokom práce so sieťou bola redukcia počtu trojuholníkov v module „Reduce.“ Typ redukcie bol nastavený ako „Tolerance“ na hodnotu 0,05 mm. Takto uskutočnená redukcia počtu trojuholníkov môže zmeniť výsledný tvar distálnej časti femuru o +/-0,05 mm, čo je pre povahu zamýšľaného dielu plne akceptovateľné (Obr. 106).



Obr. 106 Redukcia siete, vpravo pôvodná sieť, vľavo zredukovaná sieť.

Predfinálnym krokom bolo vyhladenie siete. Po transformácii z MRI snímok, je jasne vidieť jednotlivé vrstvy (Obr. 104), ktoré reflektujú snímaciu frekvenciu. Vyhladením siete vzniká ďalšia nepresnosť, keďže z matematického hľadiska prebieha aproximácia pôvodných bodov. Hodnota vyhladenia bola stanovená na maximálne 5 % odchýlky od pôvodnej, výsledok je zobrazený na obrázku (Obr. 107).



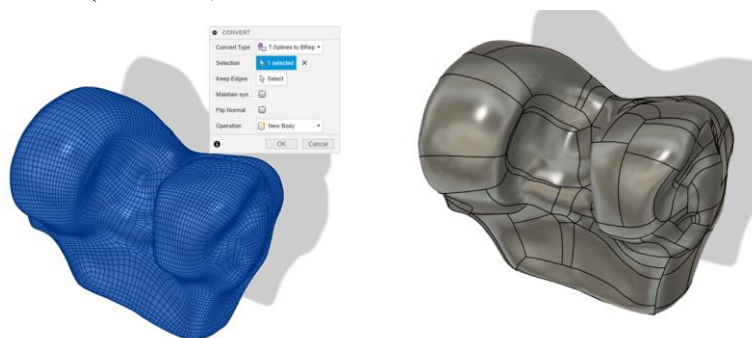
Obr. 107 Vyhladená trojuholníková sieť.

Konverzia sieťového modelu na objemový model prebehla v programe Fusion od spoločnosti Autodesk Inc. Tento softvér ponúka viacero metód konverzie (Tab. 26). Použité nastavenie je vyznačené zelenou farbou.

Tab. 27 Nastavenie pre konverziu objemového modelu.

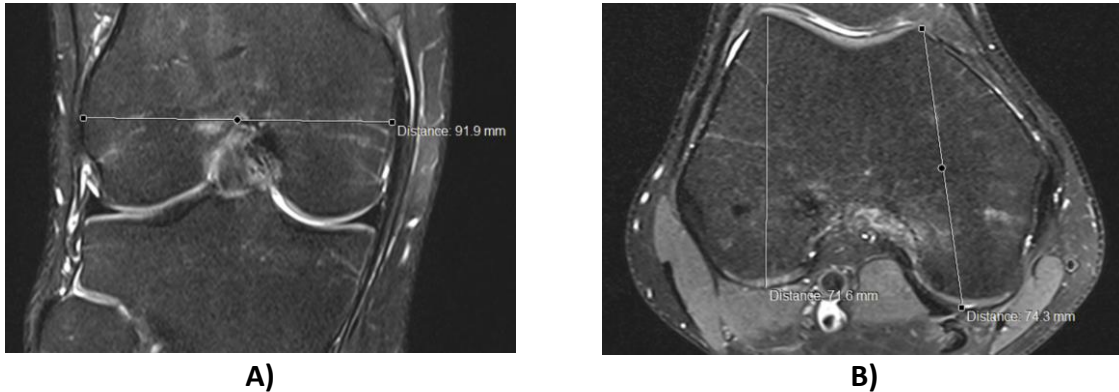
Metódy konverzie	Rozlíšenie	Presnosť
Faceted	Podľa presnosti	Nízka
Prismatic	Podľa množstva plôch	Stredná
Organic		Vysoká
		Precízna

Tvorba objemového modelu prebiehala tak, že sieť bola najskôr popísaná T-splajnami cez ktoré boli následne preložené krivkové, valcové a kužeľové plochy. Takto vytvorený plošný model bol vyplnený objemom (Obr. 108).



Obr. 108 V ľavej časti model popísaný T-splajnami, v pravej časti objemový model.

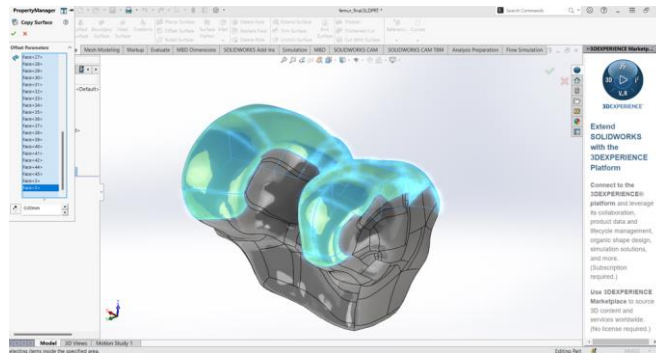
V poslednom kroku bola overená veľkosť finálneho modelu s nasnímanými MRI dátami, ktoré boli zobrazené a zmerané v programe Syngo Fastview od spoločnosti Siemens Medical Solutions (Obr. 109).



Obr. 109 A) Veľkosť distálnej časti femuru vo frontálnej rovine. B) Veľkosť laterálneho a mediálneho kondylu v transverzálnej rovine.

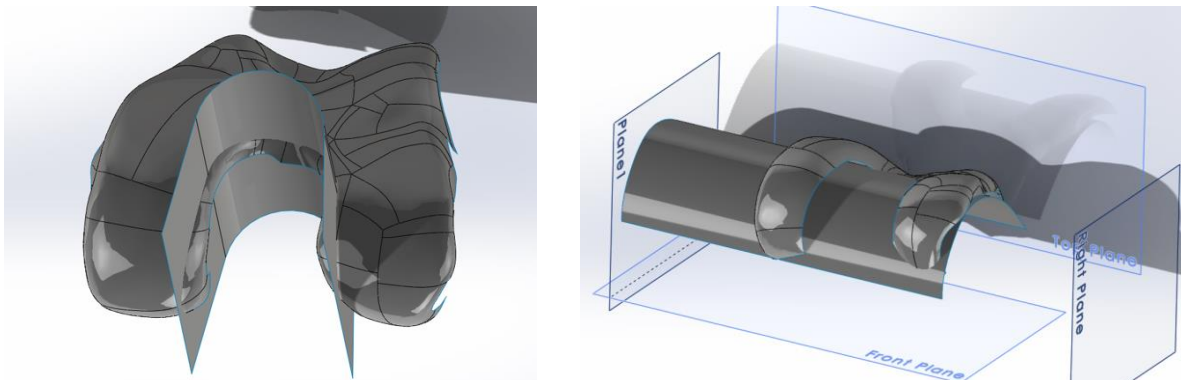
8.3 Návrh femorálnej komponenty

Femorálna komponenta bola vytvorená ako otláčok distálnej časti femuru. Na vytvorenie modelu bol použitý softvér Solidworks 2023. Objemový model bol vytvorený v niekoľkých na seba nadväzujúcich krokoch. Prvým bolo vytvorenie plochy kopírujúcej povrch femuru pacienta, čím sa eliminuje potreba resekcii kosti (Obr. 110).



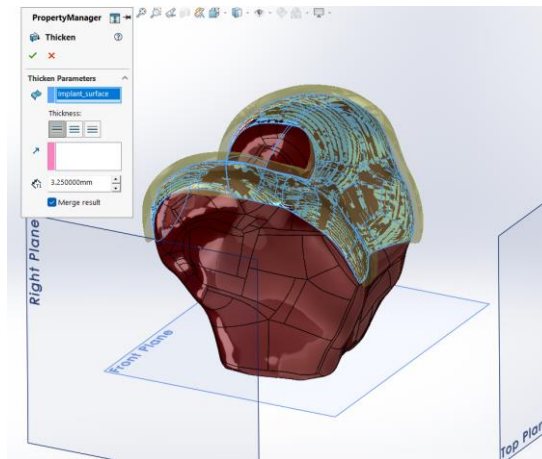
Obr. 110 Tvorba plochy kopírujúcej povrch femuru pacienta.

Ďalej bolo potrebné takto vytvorenú plochu orezať vhodnými geometrickými útvarmi ktoré boli definované úsečkami a kružnicami (Obr. 111).



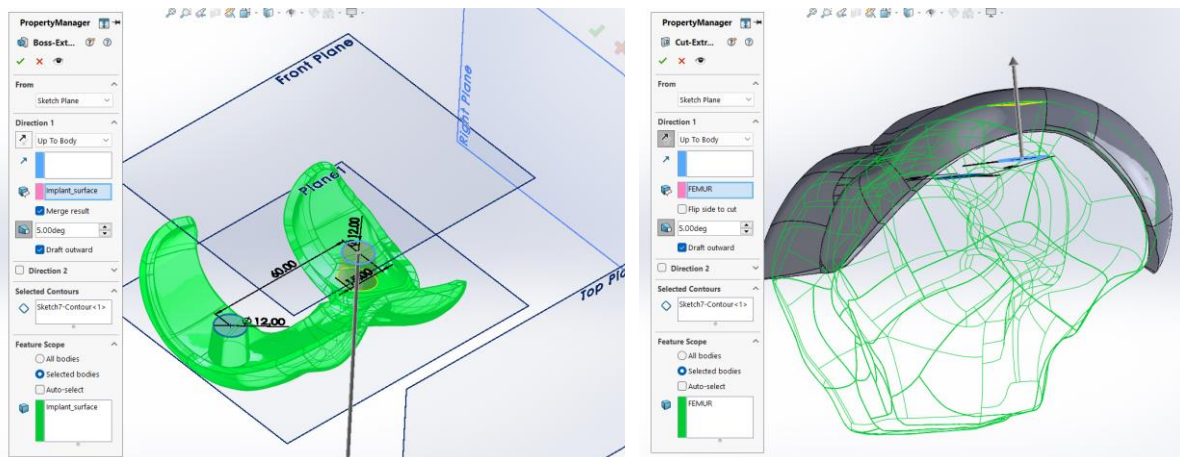
Obr. 111 Orezanie vytvorenej plochy.

Takto pripravená plocha bola správne zaindexovaná na povrch distálnej časti femuru a použitím funkcie „Thicken,“ bol vytvorený objem. Hrúbka dielu činí 3,25 mm, pričom 0,25 mm je uvažovaný prídavok na obrobenie (Obr. 112).



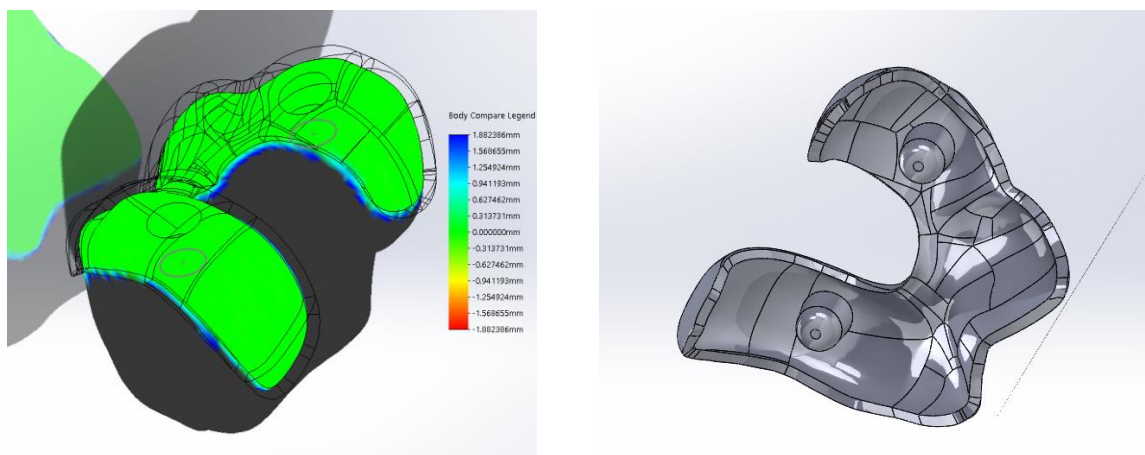
Obr. 112 Tvorba objemového modelu implantátu.

Do vytvoreného modelu implantátu bolo potrebné dorobiť fixačné kolíky, ktoré budú zaisťovať polohu v kosti pacienta. Fixačné otvory boli zhotovené aj do modelu femuru (Obr. 113).



Obr. 113 Vytvorenie fixačných kolíkov a otvorov.

Kontrola odchýlok implantátu a kosti v mieste kontaktu prebehla pomocou analýzy porovnania 2 telies. Po kontrole bola tvorba modelu femorálnej komponenty ukončená (Obr.114).



Obr. 114 Kontrola odchýlok 2 telies a dokončený model femorálnej komponenty.

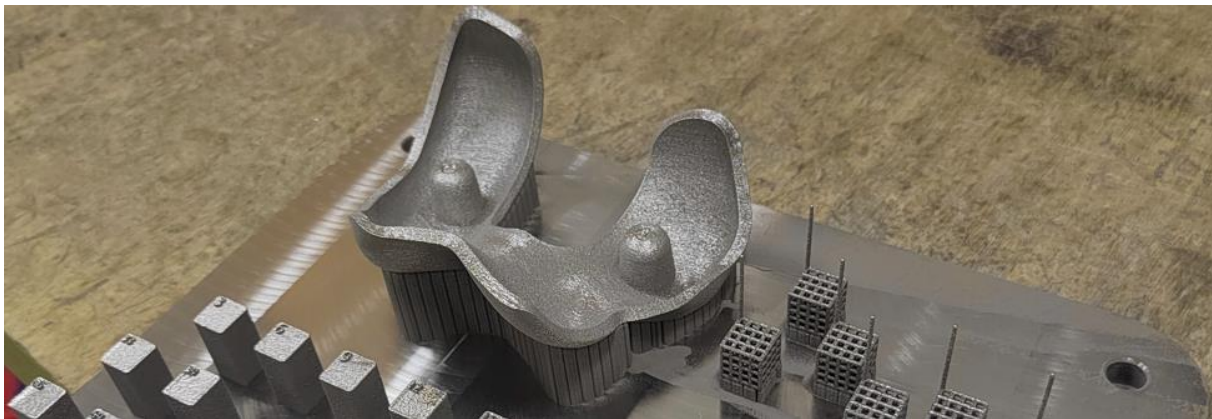
8.4 Výroba femorálnej komponenty

Výroba femorálnej komponenty, predstaviť 3D tvarovo zložitého dielu, sa skladala z 3D tlače navrhnutého tvaru technológiou SLM, výroby obrábacieho prípravku, CNC frézovania a ručného leštenia artikulačnej plochy s cieľom dosiahnuť stanovené topografické parametre.

Pri všetkých výrobných fázach boli aplikované poznatky z experimentálneho testovania, ktoré je súčasťou tejto dizertačnej práce.

8.4.1 3D tlač

Orientácia výtlačku v pracovnej komore 3D tlačiarne SLM, zodpovedala zisteniam z predošlých kapitol. Najviac zaťažovaná, váhonosná časť implantátu je orientovaná tak, aby tlač prebiehala v horizontálnom smere (Obr. 115). Parametre tlače, použitý prášok a aj zariadenie sú totožné s predošlými kapitolami, respektíve tabuľkou (Tab. 16).



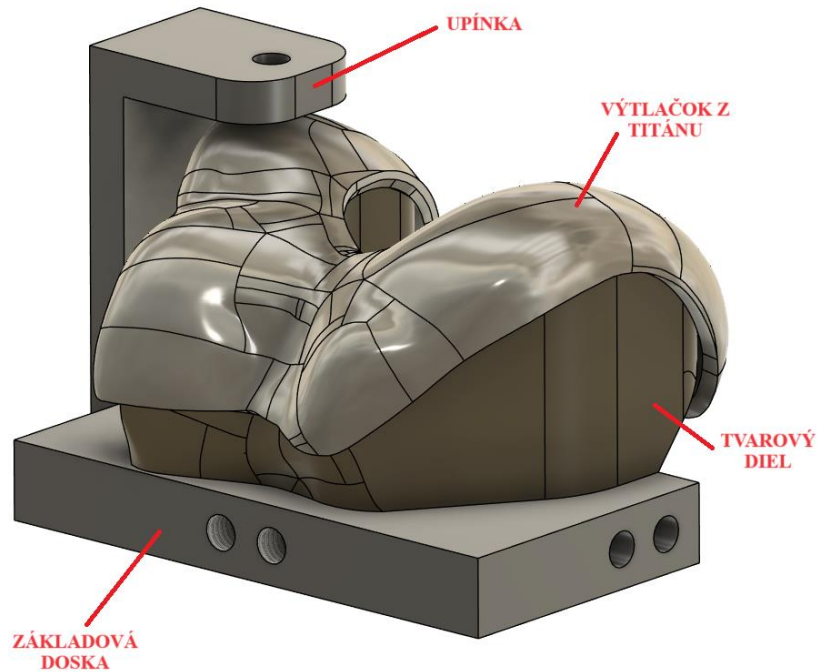
Obr. 115 Orientácia výtlačku na podložke 3D tlačiarne.

Po vytlačení nasledovalo odrezanie dielu z kovovej podložky, tepelné spracovanie, definované v kapitole číslo 6, očistenie povrchu jemným balotínaním a obrobenie dielu technológiou CNC frézovania.

8.4.2 Technológie postprocesingu

Súbor technológií, ktoré sú ďalej na výtlačku aplikované, je možné nazvať ako postprocesing. Tento súbor obsahoval frézovanie a leštenie výtlačku, čomu predchádzal konštrukčný návrh a výroba upínacieho prípravku. Upínací prípravok sa skladal z 3 hlavných dielov a potrebných normálií (Obr. 116).

Za poskytnutie výrobných kapacít týmto ďakujem kolektívu spoločnosti Mechen production s.r.o. Použitý stroj pre výrobu prípravku a frézovania komponenty bola CNC frézka Deckel Maho DMU 35 M, vybavená riadiacim systémom Siemens Sinumerik 810D. Jedná sa o stroj s 3 riadenými osami (X, Y, Z) a dvomi manuálne ovládanými osami rotácie a naklápania stola (B, C) s uhlovým odmeriavaním osí B a C zabudovaným v systéme. Maximálne pojazdy stroja sú X350 mm, Y240 mm, Z340 mm. Stroj nie je vybavený automatickou výmenou nástroja.



Obr. 116 Návrh obrábacieho prípravku.

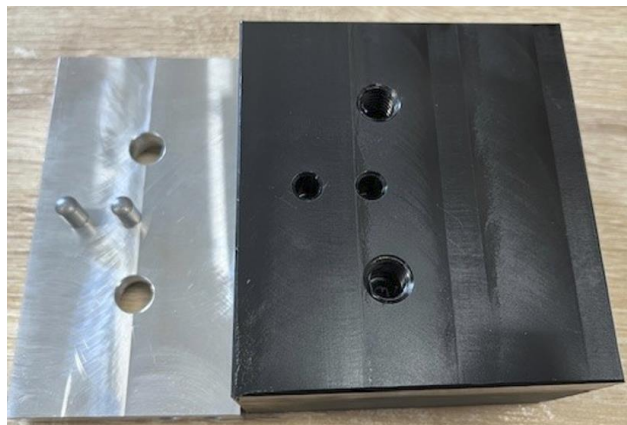
Základová doska prípravku a rovnako uholníková úpínka boli vyrobené zo zliatiny EN AW 6061. Tvarový diel, ktorý kopíroval povrch femuru a mal za úlohu indexovať polohu výtlačku pomocou tvaru a pomocou indexačných kužeľových otvorov bol vyrobený z technického plastu POM-C.

Konštrukčné riešenie:

- Základová doska obsahuje 2 otvory so zahĺbením pre skrutku DIN 912 M10 a 2 otvory $\text{Ø}6$ H7 cez ktoré je polohovaný plastový tvarový diel.
- Uhlová upínka je na základovú dosku uchytená pomocou dvoch skrutiek DIN 912 M8 a v hornej časti upínky je závit M8 pre osadenie samovyrovňavacej nastaviteľnej skrutky, schopnej preniesť maximálne statické zaťaženie 8 kN.

Technologické riešenie:

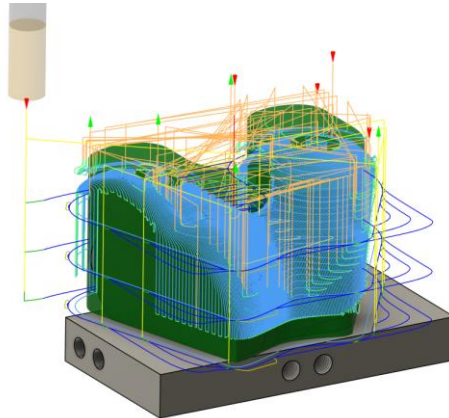
Po zmontovaní základovej dosky so zúhľovaným a navrtaným polotovarom pre tvarovú vložku z materiálu POM-C (Obr. 117), je táto zostava upnutá do stroja a tvarová vložka je obrobená.



Obr. 117 Ukážka dielov obrábacieho prípravku pred zmontovaním.

Nulový bod, G54, je umiestnený do stredu a na povrch základovej dosky. Poloha nulového bodu je totožná pre frézovanie tvarovej vložky a aj pre frézovanie femorálnej komponenty. Obrobienie tvarovej vložky prebieha v niekoľkých krokoch programovaných pomocou CAM systému. Vytvorený program obsahoval hrubovacie a dokončovanie stratégie 2D Adaptive, 2D Contour a Parallel (Obr. 118). Strojný čas bol 42 minút. Na obrobienie boli použité 3 frézy:

- Karbidová fréza Horex 202239 10 s pozitívnou geometriou určenou na obrábanie Al zliatin a technických plastov.
- Torusová fréza Garant Master Steel 206354 8/2.
- Rádiusová fréza Garant 207135 8.



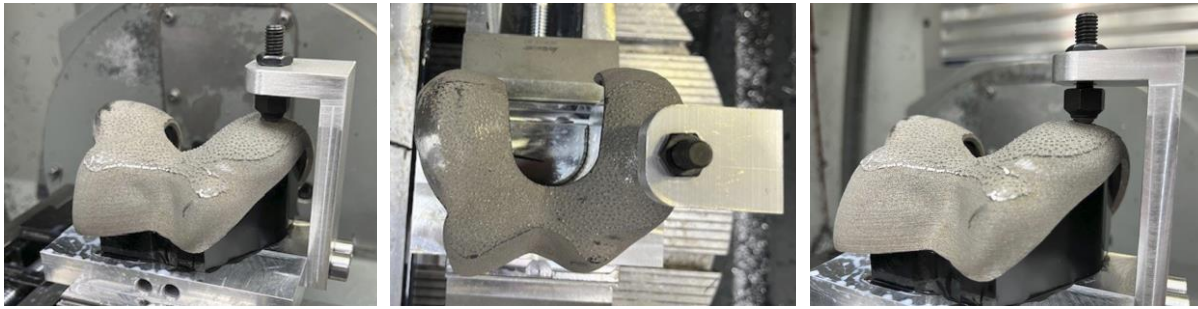
Obr. 118 Obrábacie stratégie pre výrobu tvarovej vložky.

Celý proces výroby je zdokumentovaný nižšie a reflektuje jednotlivé obrábacie stratégie (Obr. 119).



Obr. 119 Frézovanie 2D tvaru → Hrubovanie 3D tvaru a fixačných otvorov → Dokončenie 3D tvaru.

Na takto vyrobený upínací tvar bola upevnená uhlová upínka s upínacou skrutkou s výkyvnou plochou a bol osadený výtlačok femorálnej komponenty (Obr. 120). Prípravok nebol pred frézovaním titánovej komponenty v stroji preupnutý, čím sa zvýšila samotná presnosť, respektíve sa eliminoval vplyv vnesenia nepresnosti pri opätovnom upínaní a zameriavaní prípravku.



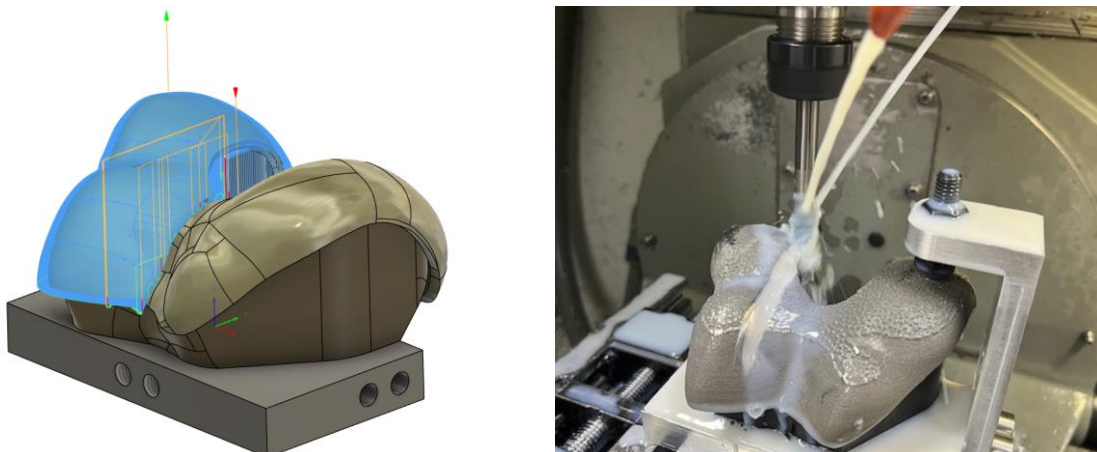
Obr. 120 Ukážka osadenia a fixácie femorálnej komponenty v obrábacom prípravku.

Prípravok je navrhnutý tak, že po obrobení jednej polovice implantátu sa upínka presunie zrkadlovo na druhú stranu základovej dosky a obrobí sa druhá polovica. Pre potreby tejto záverečnej práce bude obrobená iba $\frac{1}{2}$ femorálnej komponenty aby bola dostatočne názorná morfológia povrchu, po jednotlivých technologických stupňoch výroby.

Frézovanie titánovej komponenty prebehlo na 2 krát. Prvým prejazdom bol odstránený prídavok 0,25 mm, ktorý vznikol po tlači, kraje výtlačku však zostali neobrobené. Program bol preto upravený a z povrchu výtlačku sa ofrézovalo ďalších 0,25 mm. Nedostatok prídavku bol pravdepodobne spôsobený deformáciou výtlačku medzi otvorenými plochami. Pre prípadnú ďalšiu výrobu tvarovo podobného dielu, musí byť hodnota prídavku na opracovanie minimálne 0,5 mm. Nástrojom bola celorádiusová fréza Garant Master Titan HPC z rovnakej sorty spekaného karbidu a s rovnakým povlakom ako v prípade frézovania testovacích plôch v kapitole 6. Rezné parametre boli nasledovné:

- $v_c = 50 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$,
- $a_p = 0,25 \text{ mm}$,
- $a_e = 0,1 \text{ mm}$,
- $v_f = 500 \text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$ ($f_z = 0,062 \text{ mm}$).

Použitá bola procesná kvapalina Blaser B-Cool MC 600, strojný čas jedného programu činil 122 minút. Pri frézovaní bola použitá 3D dokončovacia stratégia Parallel (Obr. 121).



Obr. 121 Vľavo frézovacia stratégia Parallel. Vpravo začiatok frézovania.

Program bol generovaný postprocesorom v ISO G-kóde (Obr. 122), obrobený diel reflektuje obrázok nižšie (Obr. 123).

```

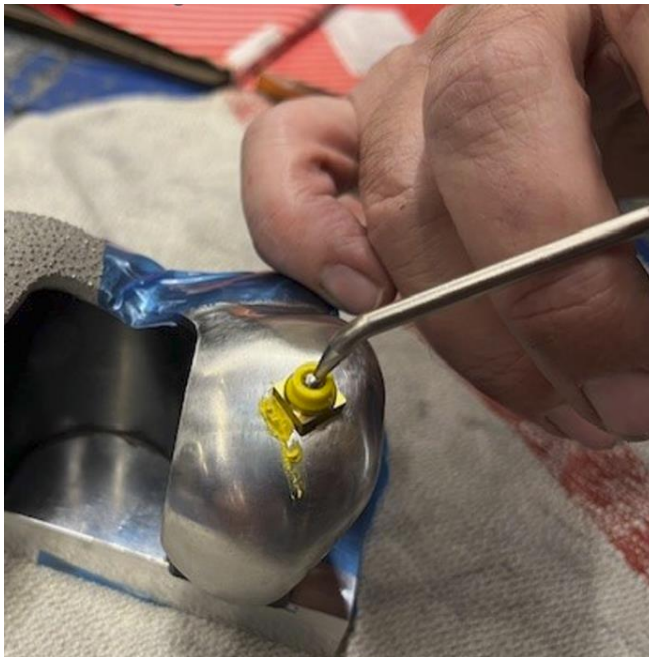
; %_N_FINIS_TI_MPF
N10 ; T="TI_8" D=8 CR=4 - ZMIN=11.948 - ball end mill
N11 G90 G94
N12 G71
N13 G64
N14 G17
N15 ; Parallel4
N16 T="TI_8" D1
N17 M6
N18 ; Ti_8
N19 S2000 M3
N20 G54
N21 G0 X2.11 Y8.351
N22 Z68.044
N23 M8
N24 Z37.75
N25 G1 Z13.148 F400
N26 G17
N27 G2 Y6.751 J-0.8 K0 F500
N28 G1 Z35.457
N29 Y6.744 Z35.67
N30 Z35.684
N31 Z36.013
N32 X2.085 Y6.731 Z36.062
N33 X2.035 Y6.705
N34 X2.01 Y6.692 Z36.013
N35 Y6.694 Z35.967
N36 Y6.731 Z35.645
N37 Y6.739 Z35.408
N38 Z13.148
    
```

Obr. 122 Ukážka generovaného G-kódu.



Obr. 123 Obrobená funkčná plocha implantátu.

Finálnou technologickou úpravou povrchu je ručné leštenie, postup leštenia je totožný s postupom leštenia vzoriek. Po ručnom brúsení kameňmi zrnitosti P400 až P600, nasledovalo hrubé leštenie pastami 9 μm a 6 μm . Finálnym procesom na dosiahnutie zrkadlového lesku bolo použitie pást 3 μm a 1 μm . Pasty boli nanášané na mosadzný nosič (6 a 9 μm) a plastový nosič (3 μm a 1 μm), vid' (Obr. 124).



Obr. 124 Ručné leštenie funkčnej plochy.

Povlakovanie vyrobeného implantátu prebehlo v súlade so získanými poznatkami v kapitole 7.

ZÁVER

Zadanie dizertačnej práce na tému „Využitie moderných technológií pre výrobu tvarovo zložitých plôch,“ bolo v prvej teoretickej časti bližšie špecifikované. Špecifikácia zahŕňala výber dielu reprezentujúceho predstaviťa zložitého tvaru, popísaného všeobecnými plochami. Tomuto výberu bol podriadený zvyšok práce, ktorý nabral medziodborový charakter. Vybraným reprezentantom bola femorálna komponenta totálnej kolennej endoprotézy individualizovanej potrebám pacienta (tzv. patient specific implant).

Teoretická časť práce bola spracovaná z relevantných zdrojov a uvádza základný pohľad na danú problematiku z oblasti medicíny a techniky. Podrobná rešeršná činnosť bola zameraná na problematiku blízku experimentálnej činnosti tejto práce.

Ako polotovár pre výrobu femorálnej komponenty prispôbenej individuálnym potrebám pacienta bol zvolený výtláčok zo zliatiny titánu Ti6Al4V, ktorá sa vyznačuje biokompatibilnými vlastnosťami a jej použitie v implantačnej praxi je overené mnohými aplikáciami. Pred použitím výtláčku na výrobu kolenného implantátu je potrebné overiť množstvo vlastností, počnúc tribologickým správaním sa heterogénneho materiálového kontaktu. Artikulačnou dvojicou je vysokomolekulárny polyetylén a kovová komponenta totálnej endoprotézy kolena.

Tribologické testy prebiehali v laboratórnych podmienkach simulujúcich prostredie ľudského tela. Testovanie kontaktu prebiehalo za podmienok suchého, respektíve kvapalinového trenia. Referenčnými dátami boli údaje namerané z kontaktu UHMWPE a titánovej zliatiny Ti6Al4V vyrobenej konvenčnými metalurgickými pochodmi. Kovová vzorka vyrobená technológiou 3D tlače SLM, vykázala zníženie koeficientu trenia pri dlhodobom testovaní o 28,24 % pri zaťažení 10 N a kvapalinovom trení. Pri zaťažení 20 N bolo zníženie koeficientu trenia na úrovni 5,93 %. Na základe výsledkov tejto časti práce bolo preukázané, že 3D tlačený materiál nespôsobuje zhoršenie tribologických vlastností oproti konvenčne vyrábanému materiálu.

V ďalšom kroku bolo potrebné otestovať kauzalitu medzi smerom tlače, tepelným spracovaním a technológiou opracovania funkčnej plochy, voči zvyškovým napätiam v povrchovej vrstve. Vykonaná séria testov obsahovala meranie 36 jedinečných funkčných plôch, ktoré boli kombináciou vyššie uvedených technologických premenných. Z hľadiska zvyškových napätí v povrchovej vrstve bola vybraná plocha, ktorá vznikla kombináciou horizontálneho smeru tlače, tepelného spracovania, frézovania a ručného leštenia. Táto funkčná časť implantátu obsahovala reziduálne normálové tlakové napätie o veľkosti 313,2 MPa. Šmykové zvyškové napätie malo ťahový charakter, avšak z hľadiska pevnosti materiálu bola hodnota 62,9 MPa vyhodnotená ako irelevantná.

Hodnotenie vyrobených testovacích plôch z hľadiska topografie povrchu, tvorilo logické premostenie medzi tribologickými vlastnosťami, zvyškovými napätiami v povrchovej vrstve a plánovaným povlakovacím procesom technológiou PVD.

Deponovanými povlakmi boli TiN, tenká vrstva kovového skla WZrB a frikčný povlak TiCC. Sledovanými parametrami boli koeficient trenia, adhézne, kohézne a delaminačné vlastnosti v závislosti na spôsobe opracovania podkladovej plochy. Po sérii testov, štatistickom spracovaní a grafickom premietnutí výsledkov, nasledoval výber povlaku s vlastnosťami ktoré zvyšujú funkčnosť implantátu. Hodnotenie prebehlo tabuľkovým spôsobom, kde boli jednotlivým povlakom pridelené body v kategórii topografia, adhézia, kohézia, trenie. Povlak s najvyšším bodovým ziskom bol TiN, v tesnom závесе skončila vrstva kovového skla WZrB.

Získané poznatky z jednotlivých experimentálnych kategórií boli rámcované navrhnutými a výrobne aplikovanými modernými technológiami, čím došlo k naplneniu základného cieľa dizertačnej práce. Výroba femorálnej komponenty podľa individuálnych potrieb pacienta sa dá rozdeliť na predvýrobnú a výrobnú fázu. Predvýrobná fáza obsahuje prevod dát z MRI vo

formáte DICOM do sieťového modelu STL. Aplikáciou ďalších krokov z oblasti reverzného inžinierstva, bol vytvorený objemový model distálnej časti femuru sledovaného pacienta. Na základe toho bol navrhnutý tvar femorálnej komponenty, využitím metód plošného a objemového modelovania bol vytvorený 3D model. V tejto časti práce boli využité celkovo 4 softvérové riešenia od popredných svetových dodávateľov ako Autodesk, Inc. alebo Dassault Systemes. Výrobná fáza obsahuje návrh a zhotovenie obrábacieho prípravku a overenie jeho funkčnosti. 3D tlač navrhnutého implantátu technológiou SLM a CNC frézovanie funkčnej, artikulačnej plochy. Frézovanie tvarovej plochy bolo programované v G-kóde s podporou CAD/CAM systému a vhodného postprocesoru. Finálnym krokom je ručné leštenie a povlakovanie funkčnej plochy.

Návrhy pre pokračovanie tejto dizertačnej práce zahŕňajú dlhodobé skúšky povlakov či už z hľadiska trenia alebo opotrebenia, skúšky biokompatibility a prípadných antibakteriálnych účinkov. Ďalší výskum v tejto oblasti môže byť sústredený na štruktúru vnútornej plochy implantátu prichádzajúcej do kontaktu s laterálnym a mediálnym kondylom femuru. Z teoretickej časti práce je zrejmé, že určité makro a mikroskopické štruktúry týchto interagujúcich plôch s kostným tkanivom môžu prispieť k oseointegrácii.

ZOZNAM POUŽITÝCH ZDROJOV

1. BLEHA, Branislav; BURCIN, Boris; KUČERA, Tomáš; ŠPROCHA, Branislav a VAŇO, Boris. The population prospects of Czechia and Slovakia until 2060. *Demografie*. 2018, roč. 2018, č. 60, s. 219-233.
 2. WAINWRIGHT, Thomas W, Mike GILL, David A MCDONALD, Robert G MIDDLETON, Mike REED, Opinder SAHOTA, Piers YATES a Olle LJUNGQVIST, 2019. Consensus statement for perioperative care in total hip replacement and total knee replacement surgery: Enhanced Recovery After Surgery (ERASB.) Society recommendations. *Acta Orthopaedica* [online]. 2019, roD . 91, D . 1, s. 3b19 [cit. 9.11.2023]. ISSN 1745-3674. Dostupn) na: doi:[10.1080/17453674.2019.1683790](https://doi.org/10.1080/17453674.2019.1683790)
 3. VERHAAR, Jan, 2020. Patient satisfaction after total knee replacement still a challenge. *Acta Orthopaedica* [online]. 2020, roD . 91, D . 3, s. 241b242 [cit. 11.12.2023]. ISSN 1745-3674. Dostupn) na: doi:[10.1080/17453674.2020.1763581](https://doi.org/10.1080/17453674.2020.1763581)
 4. Slovenský artoplastický register. Online. C2008. Dostupné z: <https://sar.mfn.sk/>. [cit. 2024-02-25].
 5. BOURNE, Robert B., Bert M. CHESWORTH, Aileen M. DAVIS, Nizar N. MAHOMED a Kory D. J. CHARRON, 2010. Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty: Who is Satisfied and Who is Not? *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 2010, roD . 468, D . 1, s. 57b63 [cit. 11.12.2023]. ISSN 0009-921X. Dostupn) na: doi:[10.1007/s11999-009-1119-9](https://doi.org/10.1007/s11999-009-1119-9)
 6. MASARYK, Juraj. Anatomia a operačný výkon TEP kolena. Súkromná komunikácia, textový dokument. FN Trenčín, 2024.
 7. MEDI GMBH & CO. KG. *Diagnose und Therapie*. Online. C2020. Dostupné z: <https://www.medi.de/diagnose-therapie/knieschmerzen/anatomie-knie/>. [cit. 2024-02-25].
 8. DUNGL, Pavel, 2005. *Ortopedie*. 1st. vyd. ISBN 80-247-0550-8.
 9. MILLER, Mark D., 2008. *Review of Orthopaedics*. B.m.: Saunders Elsevier. 5th. ISBN 978-1-4160-4093-4.
 10. GUNSTON, F. H., 1971. Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 1971, roD . 53, D . 2, s. 272b277. ISSN 0301-620X.
 11. PARCELLS, Bert, 2017. HISTORY OF TKA. *Hip & Knee Book* [online] [cit. 2.12.2023]. Dostupn) na: <https://hipandkneebook.com/tka-implants/2017/3/15/history-of-tka>
 12. PLATE, Johannes F., Riyaz H. JINNAH, Ali MOFIDI, Sandeep MANNAVA, Cara M. LORENTZEN a Beth P. SMITH, no date. *Unicompartmental Knee Arthroplasty: Past, Present, Future - JISRF Reconstructive Review March 2013* [online] [cit. 28.12.2023]. Dostupn) na: <http://www.jisrf.org/unicompartmental-knee-arthroplasty-past-present-future.html#r1>
 13. INSALL, J., C. S. RANAWAT, W. N. SCOTT a P. WALKER, 1976. Total condylar knee replacment: preliminary report. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1976, D . 120, s. 149b154. ISSN 0009-921X.
 14. ALMAAWI, Abdulaziz M., Jonathan R. B. HUTT, Vincent MASSE, Martin LAVIGNE a Pascal-Andre VENDITTOLI, 2017. The Impact of Mechanical and Restricted Kinematic Alignment on Knee Anatomy in Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2017, roD . 32, D . 7, s. 2133b2140. ISSN 1532-8406. Dostupn) na: doi:[10.1016/j.arth.2017.02.028](https://doi.org/10.1016/j.arth.2017.02.028)
-

15. SMITH&NEPHEW PLC. *Orthopaedics*. Online. Smith+Nephew. 2022. Dostupné z: <https://www.smith-nephew.com/>. [cit. 2024-02-25].
16. anon., 2021. *Knee Arthritis - Pacific Orthopedics and Sports Medicine* [online]. [cit. 28.12.2023]. Dostupné na: <https://www.pacificortho.ca/conditions/knee-conditions/knee-arthritis/>
17. DEPUYSYNTHES. *Total Knee Arthroplasty using the ATTUNE™ Knee System*. Online. C2021-2024. Dostupné z: <https://www.jnjmedtech.com/en-US/procedure/operative-steps/total-knee-arthroplasty-using-attune-knee-system-operative-steps>. [cit. 2024-02-25].
18. LIU, Jinyu, Yi YANG, Shengcheng WAN, Zhenjun YAO, Ying ZHANG, Yueqi ZHANG, Peng SHI a Chi ZHANG, 2021. A new prediction model for patient satisfaction after total knee arthroplasty and the roles of different scoring systems: a retrospective cohort study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* [online]. 2021, roč. 16, D. 1, s. 329 [cit. 11.12.2023]. ISSN 1749-799X. Dostupné na: doi:[10.1186/s13018-021-02469-4](https://doi.org/10.1186/s13018-021-02469-4)
19. SEDLÁK, J. *Moderní technologie výroby implantátu kolenního kloubu se specifickými požadavky na tvarové a funkční plochy: Habilitační práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojího inženýrství, Ústav strojírenské technologie, 2013. 179 s, 9 příloh.
20. BEZNOSKA, S.R.O. *Použité materiály našich zdravotnických prostředků*. Online. <https://www.beznoska.cz/>. C2021. Dostupné z: <https://www.beznoska.cz/pro-pacienty/pouzite-materialy>. [cit. 2024-02-25].
21. YU, Bingjin; GU, Yan; LIN, Jieqiong; LIU, Silin; ZHANG, Sen et al. Surface polishing of CoCrMo alloy by magnetorheological polishing. Online. *Surface and Coatings Technology*. 2023, roč. 475. ISSN 02578972. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2023.130162>. [cit. 2024-02-25].
22. GASSMAN, Kendall I.; HILL, Sarah G.; SMITH, Nathan D.; KENNEDY, Marian S.; TZENG, Tzuen-Rong et al. The effect of surface roughness and chitosan deposition volume on microbial growth in biofilm involving titanium surfaces for orthopaedic applications. Online. *Materialia*. 2022, roč. 24. ISSN 25891529. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mtla.2022.101481>. [cit. 2024-02-25].
23. GEORGAKOPOULOS-SOARES, Ilias; PAPA ZOGLOU, Emmanouil L.; KARMIRIS-OBRATAŃSKI, Panagiotis; KARKALOS, Nikolaos E. a MARKOPOULOS, Angelos P. Surface antibacterial properties enhanced through engineered textures and surface roughness: A review. Online. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2023, roč. 231. ISSN 09277765. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2023.113584>. [cit. 2024-02-25].
24. PAPA, Steve; ABOU KHALIL, Alain; HAMZEH-COGNASSE, Hind; THOMAS, Mireille; MAALOUF, Mathieu et al. Dual-functionalized titanium by ultrafast laser texturing to enhance human gingival fibroblasts adhesion and minimize Porphyromonas gingivalis colonization: A review. Online. *Applied Surface Science*. 2022, roč. 606. ISSN 01694332. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2022.154784>. [cit. 2024-02-25].
25. LAN, Xiao; ZHANG, Binbin; WANG, Jia; FAN, Xiaoqiang; ZHANG, Jie et al. Hydrothermally structured superhydrophobic surface with superior anti-corrosion, anti-bacterial and anti-icing behaviors: A review. Online. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*. 2021, roč. 624. ISSN 09277757. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfa.2021.126820>. [cit. 2024-02-25].
26. RUDAWSKA, Anna; DANCZAK, Izabela; MÜLLER, Miroslav; VALASEK, Petr; ZHANG, Jie et al. The effect of sandblasting on surface properties for adhesion: A review. Online. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2016, roč. 70, s. 176-190. ISSN 01437496. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2016.06.010>. [cit. 2024-02-25].

27. HUANG, Chih-Ling; HUANG, Kai-Ting; LEE, Tzer-Min; VALASEK, Petr; ZHANG, Jie et al. The biological responses of osteoblasts on titanium: Effect of oxygen level and surface roughness. Online. *Journal of the Formosan Medical Association*. 2023, roč. 122, č. 7, s. 584-592. ISSN 09296646. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jfma.2023.01.009>. [cit. 2024-02-25].
28. KRAVANJA, Katja Andrina; FINŠGAR, Matjaž; LEE, Tzer-Min; VALASEK, Petr; ZHANG, Jie et al. A review of techniques for the application of bioactive coatings on metal-based implants to achieve controlled release of active ingredients: Effect of oxygen level and surface roughness. Online. *Journal of the Formosan Medical Association*. 2022, roč. 217, č. 7, s. 584-592. ISSN 02641275. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2022.110653>. [cit. 2024-02-25].
29. ZEMTSOVA, E.G.; SOKOLOVA, D.N.; KOZLOVA, L.A.; KUDYMOV, V.K.; PONOMARYOVA, A.N. et al. Creation of a bioactive coating on titanium with a two-level surface structure hierarchy at the nano- and micro-level promising for bone implantation: Effect of oxygen level and surface roughness. Online. *Procedia Structural Integrity*. 2023, roč. 50, č. 7, s. 307-313. ISSN 24523216. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2023.10.055>. [cit. 2024-02-25].
30. KOHÁR, Róbert, Rudolf MADAJ, Róbert SÁSIK a Igor GAJDÁČ. *Rapid prototyping technológie*. Žilina: EDIS-vydavateľské centrum ŽU, 2018. ISBN 978-80-554-1519-2.
31. 3D tisk metodou Selective Laser Melting (SLM). Protolab [online]. [cit. 2020-08-05]. Dostupné z: <https://protolab.cz/3d-tisk-kovovych-slitin/>
32. PÍŠKA, Miroslav. *Speciální technologie obrábění*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2009. ISBN 978-80-214-4025-8.
33. SEDLÁK, Josef. *Aditivní technologie Rapid Prototyping: Technologie obrábění - DTB*. Prednáška.
34. TAN, Wae Zin; KOO, Chai Hoon; LAU, Woei Jye; CHONG, Woon Chan a TEY, Jing Yuen. Recent advances in 3D printed membranes for water applications. Online. *60 Years of the Loeb-Sourirajan Membrane*. 2022, s. 71-96. ISBN 9780323899772. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-89977-2.00012-9>. [cit. 2024-02-26].
35. AUTODESK. Reverse engineering: *Revive the old and inspire the new*. Online. www.autodesk.com. C2024 Autodesk Inc. Dostupné z: <https://www.autodesk.com/solutions/reverse-engineering>. [cit. 2024-02-26].
36. JUNG, Haijo. Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography. Online. *Progress in Medical Physics*. 2021, roč. 32, č. 1, s. 1-17. ISSN 2508-4445. Dostupné z: <https://doi.org/10.14316/pmp.2021.32.1.1>. [cit. 2024-02-27].
37. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
38. ADITYA, Shetty. CT scanner (evolution). Online. *Radiopaedia.org*. 2014, article 29733. Dostupné z: <https://doi.org/10.53347/rID-29733>. [cit. 2024-02-27].
39. JONES, Jeremy. MRI. Online. *Radiopaedia.org*. 2023, article 6317. Dostupné z: <https://doi.org/10.53347/rID-6317>. [cit. 2024-02-27].
40. VARHANÍK, Matuš. *Využití moderních technologií pro výrobu tvarově složitých ploch* [online]. Brno, 2022 [cit. 2021-09-09]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/137909>. Pojednání. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. Vedoucí práce Josef Sedlák.
41. *Biomechanika: STL Model Creator*. Prednáška. Brno: FSI VUT v Brně.

42. AUTODESK INC. *Mesh overview*. Online. AUTODESK INC. C2024. Dostupné z: <https://help.autodesk.com/view/fusion360/ENU/?guid=MESH-OVERVIEW>. [cit. 2024-02-28].
43. EOS GMBH. *EOS Metal AM Solutions*. Online. C2024. Dostupné z: <https://www.eos.info/en-us/metal-solutions>. [cit. 2024-02-29].
44. STRATASYS US & CANADA. *Make additive work for you*. Online. C Stratasy 2024. Dostupné z: <https://www.stratasys.com/en/>. [cit. 2024-02-29].
45. 3D SYSTEMS, INC. *Medical Devices*. Online. C2024 3D Systems. Dostupné z: <https://www.3dsystems.com/dental?ind=medical>. [cit. 2024-02-29].
46. MCAE SYSTEMS, S.R.O. *Dentální 3D tiskárny*. Online. Dostupné z: <https://www.mcae.cz/professionalni-3d-tiskarny/dentalni-3d-tiskarny/>. [cit. 2024-02-29].
47. *J5 DentaJet*. Online. In: MCAE SYSTEMS, S.R.O. Dostupné z: https://www.mcae.cz/wp-content/uploads/2022/09/J5-DentaJet_Brochure-CZ_web.pdf. [cit. 2024-02-29].
48. SÁNCHEZ RODRÍGUEZ, Diego Alejandro; RAMOS-MURILLO, Ana Isabel a GODOY-SILVA, Rubén Darío. Tissue engineering, 3D-Bioprinting, morphogenesis modelling and simulation of biostructures: Relevance, underpinning biological principles and future trends. Online. *Bioprinting*. 2021, roč. 24. ISSN 24058866. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2021.e00171>. [cit. 2024-02-29].
49. WU, Zhengjie; SU, Xin; XU, Yuanyuan; KONG, Bin; SUN, Wei et al. Bioprinting three-dimensional cell-laden tissue constructs with controllable degradation: Stem cell patterning on polymer substrates. Online. *Scientific Reports*. 2016, roč. 6, č. 1, s. 2147-2154. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/srep24474>. [cit. 2024-02-29].
50. KIM, Jae Dong; CHOI, Ji Suk; KIM, Beob Soo; CHAN CHOI, Young; CHO, Yong Woo et al. Piezoelectric inkjet printing of polymers: Stem cell patterning on polymer substrates. Online. *Polymer*. 2010, roč. 51, č. 10, s. 2147-2154. ISSN 00323861. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2010.03.038>. [cit. 2024-02-29].
51. TEKIN, Emine; SMITH, Patrick J.; SCHUBERT, Ulrich S.; CHAN CHOI, Young; CHO, Yong Woo et al. Inkjet printing as a deposition and patterning tool for polymers and inorganic particles: Stem cell patterning on polymer substrates. Online. *Soft Matter*. 2008, roč. 4, č. 4, s. 2147-2154. ISSN 1744-683X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1039/b711984d>. [cit. 2024-02-29].
52. HOPP, Béla; SMAUSZ, Tomi; KRESZ, Norbert; BARNA, Norbert; BOR, Zsolt et al. Survival and Proliferative Ability of Various Living Cell Types after Laser-Induced Forward Transfer: Stem cell patterning on polymer substrates. Online. *Tissue Engineering*. 2005, roč. 11, č. 11-12, s. 1817-1823. ISSN 1076-3279. Dostupné z: <https://doi.org/10.1089/ten.2005.11.1817>. [cit. 2024-02-29].
53. *Personalized Healthcare Solutions*. Online. 3D SYSTEMS, INC. C2024. Dostupné z: <https://www.3dsystems.com/healthcare/personalized-healthcare-solutions?ind=medical>. [cit. 2024-02-29].
54. STRATASYS US & CANADA. *3D Printing Materials*. Online. C2024. Dostupné z: <https://www.3dsystems.com/materials>. [cit. 2024-02-29].
55. TAN, Wae Zin; KOO, Chai Hoon; LAU, Woei Jye; CHONG, Woon Chan a TEY, Jing Yuen. Recent advances in 3D printed membranes for water applications. Online. *60 Years of the Loeb-Sourirajan Membrane*. 2022, s. 71-96. ISBN 9780323899772. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-89977-2.00012-9>. [cit. 2024-02-29].

56. LIU, Shunyu a SHIN, Yung C. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review. Online. 2019, roč. 164. ISSN 02641275. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.107552>. [cit. 2024-02-29].
57. SVETLIZKY, Shunyu a SHIN, Yung C. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review. Online. *Materials Today*. 2021, roč. 49. ISSN 13697021. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mattod.2021.03.020>. [cit. 2024-02-29].
58. AFROUZIAN, Ali; BANDYOPADHYAY, Amit; ZHENG, Baolong; VYATSKIKH, Alexandra L.; BOSE, Susmita et al. 3D printed silicon nitride, alumina, and hydroxyapatite ceramic reinforced Ti6Al4V composites - Tailored microstructures to enhance bio-tribo-corrosion and antibacterial properties: Physical characteristics, defects, challenges and applications. Online. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2023, roč. 144, s. 271-295. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105973>. [cit. 2024-02-29].
59. ANDERSSON, Lars-Erik; LARSSON, Morgan. *Device and arrangement for producing a three-dimensional object*. U.S. Patent No 7,537,722, 2009.
60. HRABE, Nikolas; GNÄUPEL-HEROLD, Thomas; QUINN, Timothy; VYATSKIKH, Alexandra L.; BOSE, Susmita et al. Fatigue properties of a titanium alloy (Ti-6Al-4V) fabricated via electron beam melting (EBM): Effects of internal defects and residual stress. Online. *International Journal of Fatigue*. 2017, roč. 94, s. 202-210. ISSN 01421123. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2016.04.022>. [cit. 2024-02-29].
61. QIU, Chunlei; ADKINS, Nicholas J.E.; ATTALLAH, Moataz M.; VYATSKIKH, Alexandra L.; BOSE, Susmita et al. Microstructure and tensile properties of selectively laser-melted and of HIPed laser-melted Ti-6Al-4V: Effects of internal defects and residual stress. Online. *Materials Science and Engineering: A*. 2013, roč. 578, s. 230-239. ISSN 09215093. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2013.04.099>. [cit. 2024-02-29].
62. LEUDERS, S.; THÖNE, M.; RIEMER, A.; NIENDORF, T.; TRÖSTER, T. et al. On the mechanical behaviour of titanium alloy TiAl6V4 manufactured by selective laser melting: Fatigue resistance and crack growth performance. Online. *International Journal of Fatigue*. 2013, roč. 48, s. 300-307. ISSN 01421123. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2012.11.011>. [cit. 2024-02-29].
63. KASPEROVICH, Galina; HAUSMANN, Joachim; RIEMER, A.; NIENDORF, T.; TRÖSTER, T. et al. On the mechanical behaviour of titanium alloy TiAl6V4 manufactured by selective laser melting: Fatigue resistance and crack growth performance. Online. *Journal of Materials Processing Technology*. 2015, roč. 220, s. 300-307. ISSN 09240136. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2015.01.025>. [cit. 2024-02-29].
64. HUANG, Runze; RIDDLE, Matthew; GRAZIANO, Diane; WARREN, Joshua; DAS, Sujit et al. Energy and emissions saving potential of additive manufacturing: the case of lightweight aircraft components. Online. *Journal of Cleaner Production*. 2016, roč. 135, s. 1559-1570. ISSN 09596526. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2015.04.109>. [cit. 2024-02-29].
65. GIBSON, Ian; ROSEN, David; STUCKER, Brent; KHORASANI, Mahyar; DAS, Sujit et al. Additive Manufacturing Technologies: the case of lightweight aircraft components. Online. *Journal of Cleaner Production*. 2016, roč. 135, s. 1559-1570. ISSN 09596526. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>. [cit. 2024-02-29].
66. STUDENÝ, Zbyněk. *Tribolória - úvod: emailová komunikácia*. Brno, 2021.

67. DEVLIN, Mark T. Tribology and Wear Modeling and Testing. *Encyclopedia of Materials: Metals and Alloys*. Elsevier, 2022, 2022, , 589-595. ISBN 9780128197332. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-819726-4.00056-9
68. ZDRAVECŇÁ, Eva. *Tribológia povrchových vrstiev*. Technická univerzita v Košiciach, 2012. ISBN 9788055308852.
69. DOBROVOLNA, Lucie, Matus VARHANIK, Josef SEDLAK, Ales POLZER a Zbynek STUDENY. The design of a device for testing the tribological properties of knee endoprostheses. *Manufacturing Technology*. ISSN 12132489. Dostupné z: doi:10.21062/mft.2021.064
70. ISO 14243-3. Implants for surgery — Wear of total knee-joint prostheses: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test. © ISO 2014.
71. HUMÁR, Anton. Mikroskopické metody: *Analýza morfológie povrchu nástroje a obrobnku na elektronovém rádkovacím mikroskopu – ERM*. Podklady k predmetu Experimentální metody. Brno: VUT FSI Brno.
72. KOPEC, Bernard. *Nedestruktivní zkoušení materiálů a konstrukcí: (nauka o materiálu IV)*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2008. ISBN 978-80-7204-591-4.
73. BUMBÁLEK, B. *Integrita povrchu a její význam pro posouzení vhodnosti dané plochy pro její funkci*. In: Consulting point pro rozvoj a spolupráce v oblasti řízení inovací a transferu technologií – konference. Brno, 2011. ISBN 978-80-214-4352-5
74. DÖMÉNY, T.: *Analýza vlivu parametrů procesu broušení na integritu obrobené plochy se zaměřením na zbytková napětí*: Diplomová práce. <https://dspace.vutbr.cz>. [Online] 2009. [Dátum: 10. 04. 2020.] Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/12975/2009_DP_Domeny_Tibor_49584.pdf?sequence=1&isAllowed=y.
75. TOTTEN, G.; HOWES, M. a INOUE, T. *Handbook of Residual Stress and Deformation of Steel*. Ohio, USA: ASM International, c2002. ISBN 0-87170-729-2.
76. www.protoxrd.com. *X-ray Diffraction Residual Stress Measurement*. [Online] 2011. [Dátum: 13. 11 2019.] <http://protoxrd.com/assets/rsintro.pdf>.
77. DRBÚL, M., ŠAJGALÍK. M., ŠEMCER. J., CZÁNOVÁ. T., PETŘKOVSKÁ. L., ČEPOVÁ. L.: *Strojárska metrológia a kvalita povrchov vytvorených tegnológiami obrábania*. Žilina : ŽU v Žiline, Strojnícka fakulta, Katedra obrábania a výrobnjej techniky, 2014. s. 12-16. ITMS 22410320051.
78. BÁTORA B., VASILKO, K. *Obrobené povrchy: technologická dedičnosť, funkčnosť*. Trenčín : Trenčianska univerzita v spolupráci s vydavateľstvom GC Tech, 2000. ISBN 80-88914-19-1.
79. DAVIM, J. P.: *Surface Integrity in Machining*, Springer, 2010, 215 s., ISBN 978-1-84882-8735.
80. ROSSINI, S.,N.: <https://www.researchgate.net>. *Methods of Measuring Residual Stresses in Components*. [Online] Január 2011. [Dátum: 8. 12 2016.] https://www.researchgate.net/profile/Michele_Dassisti/publication/230770786_Methods_of_Measuring_Residual_Stresses_in_Components/links/0c96053582f09b2b6a000000.pdf. ISSN: 0264-1275.
81. HAUK, V.: *Structural and Residual Stress Analysis by Nondestructive Methods*, Elsevier, 1997, 640 s., ISBN 978-0444824769.
82. VASILKO K. 2009. *Teória a prax trieskového obrábania*. Prešov: COFIN, 2009. s. 532. ISBN-978-80-553-0152-5.

83. LEITNER, E. – FINCKH, U.: *Beugung und Interferenz*, dostupné online: dostupné online <https://www.leifiphysik.de/optik/beugung-und-interferenz/versuche/drehkristallmethode-von-bragg> [cit. 2018-03-11]
84. FITZPATRICK, M. E., FRY, A. T., HOLDWAY, P., KANDIL, F. A., SHACKLETON, J., SUOMINEN, L.: *Determination of Residual Stresses by X-ray Diffraction – Issue 2* [online], National Physical Laboratory, 2005, 68 s., ISSN 1744-3911, Dostupné na internete: http://www.npl.co.uk/upload/pdf/Determination_of_Residual_Stresses_by_Xray_Diffraction_-_Issue_2.pdf [cit. 2017-3-1]
85. HOFFMANN SE. *Monolitné rohové frézy*. Online. Dostupné z: <https://www.hoffmann-group.com/SK/sk/hos/Obr%C3%A1banie/Fr%C3%A9zovanie/Rohov%C3%A1-fr%C3%A9za/Monolitn%C3%A9-rohov%C3%A9-fr%C3%A9zy/TK-stopkov%C3%A1-fr%C3%A9za-GARANT-Master-Titan-HPC-TiAlN/p/203029-6?Id=900#description>. [cit. 2024-03-10].
86. PTÁČEK, Luděk. *Nauka o materiálu II*. 2. opr. a rozš. vyd. Brno: CERM, 2002. ISBN 80-720-4248-3.
87. VARHANÍK, M. *Obrábění těžkoobrobitelných materiálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 91 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Miroslav Píška, CSc..
88. *Konstruktivní materiály - 4. přednáška: Vývoj a trendy vysokopevnostných ocelí a zliatin - zliatiny titánu, niklu a kobaltu*. Přednáška. Žilina: Žilinská univerzita v Žiline.
89. ŠAJGALÍK, M.: *Vplyv produktívnych technológií obrábania na integritu povrchu*, habilitačná práca, Žilinská univerzita v Žiline, 2019
90. CYHELSKÝ, Lubomír; KAHOUNOVÁ, Jana a HINDLS, Richard. *Elementární statistická analýza*. Vyd. 2., dopl. Praha: Management Press, 1999. ISBN 80-726-1003-1.
91. HINDLS, Richard. *Statistika pro ekonomy*. 8. vyd. Praha: Professional Publishing, 2007. ISBN 978-80-86946-43-6.
92. KŘÍŽ, Antonín. *Integrita povrchu*. Přednáška. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni.
93. METELKOVÁ, Jitka. *Pokročilé metody vyhodnocování topografie povrchu*. Brno 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. 77 s. 4 příloh. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
94. KAPLONEK, Wojciech a LUKIANOWICZ, Czeslaw. *Coherence Correlation Interferometry in Surface Topography Measurements*. IntechOpen article. Poland: Koszalin University of Technology, c2012.
95. *Příručka obrábění*. Mnichov: Hoffmann GmbH Qualitätswerkzeuge, c2016. ISBN 978-3-9818286-2-7.
96. SHM ŠUMPERK. *Průmyslové PVD povlaky*. Online. SHM - výzkum a vývoj. C1993-2024. Dostupné z: <https://shm-cz.cz/vyzkum-a-vyvoj-v-shm/>. [cit. 2024-03-17].
97. IKS PVD TECHNOLOGY (SHENYANG) CO., LTD. *Pracovní princip a způsob pulzného magnetronového naprašování*. Online. Dostupné z: <https://sk.ikstechnology.com/info/working-principle-and-mode-of-pulse-magnetron-26805742.html>. [cit. 2024-03-17].
98. IMPLANTCAST GMBH. *TiN-coating*. Online. Titanium nitride (TiN) coating. C2024. Dostupné z: <https://www.implantcast.de/en/company/technology/tin-coating/>. [cit. 2024-03-17].

99. ZINDULKA, Ondřej. Frikční nanokompozitní PVD povlak TiC/C. Online. *MM Průmyslové spektrum*. Roč. 2016, č. 5, s. 68-69. ISSN 1212-2572. Dostupné z: www.mmspektrum.com/160525. [cit. 2024-03-17].
100. ZONG, Haitao, Chenchen GENG, Chaoyang KANG, Guohua CAO, Lixin LI, Baoqing ZHANG a Ming LI. Excellent near-infrared transmission of Zr-based thin film metallic glasses. *Results in physics* [online]. 2018, 10, 612–615. ISSN 2211-3797. Dostupné z: [doi:10.1016/j.rinp.2018.07.019](https://doi.org/10.1016/j.rinp.2018.07.019)
101. ŠTEFANOV, Tatiana, Harsha Vardhan Reddy MARAKA, Philip MEAGHER, James RICE, Wim SILLEKENS a David J. BROWNE. Thin film metallic glass broad-spectrum mirror coatings for space telescope applications. *Journal of non-crystalline solids*. X [online]. 2020, 7, 100050-. ISSN 2590-1591. Dostupné z: [doi:10.1016/j.nocx.2020.100050](https://doi.org/10.1016/j.nocx.2020.100050)
102. YAMAZAKI, Hiroaki, Yumi HAYASHI, Kei MASUNISHI, Daiki ONO a Tamio IKEHASHI. A review of capacitive MEMS hydrogen sensor using Pd-based metallic glass with fast response and low power consumption. *Electronics and Communications in Japan* [online]. 2019, 102(3), 70–77. ISSN 1942-9533. Dostupné z: [doi:10.1002/ecj.12139](https://doi.org/10.1002/ecj.12139)
103. NKOU BOUALA, G. I., A. ETIEMBLE, C. DER LOUGHIAN, C. LANGLOIS, J.-F. PIERSON a P. STEYER. Silver influence on the antibacterial activity of multi-functional Zr-Cu based thin film metallic glasses. *Surface & coatings technology* [online]. 2018, 343, 108–114. ISSN 0257-8972. Dostupné z: [doi:10.1016/j.surfcoat.2017.10.057](https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2017.10.057)
104. YIU, Pakman; DIYATMIKA, Wahyu; BÖNNINGHOFF, Niklas; LU, Yi-Chi; LAI, Bo-Zhang et al. Thin film metallic glasses: Properties, applications and future. Online. *Journal of Applied Physics*. 2020, roč. 127, č. 3. ISSN 0021-8979. Dostupné z: <https://doi.org/10.1063/1.5122884>. [cit. 2024-03-17].
105. APREUTESEI, M., A. BILLARD a P. STEYER. Crystallization and hardening of Zr-40at.% Cu thin film metallic glass: Effects of isothermal annealing. *Materials & design* [online]. 2015, 86, 555–563. ISSN 0264-1275. Dostupné z: [doi:10.1016/j.matdes.2015.07.149](https://doi.org/10.1016/j.matdes.2015.07.149)
106. MADGE, S.V.; CARON, A.; GRALLA, R.; WILDE, G. a MISHRA, S.K. Novel W-based metallic glass with high hardness and wear resistance. Online. *Intermetallics*. 2014, roč. 47, s. 6-10. ISSN 09669795. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.intermet.2013.12.003>. [cit. 2024-03-17].
107. ČSN EN ISO 4287 Geometrické požadavky na výrobky (GPS) - Struktura povrchu: Profilová metoda - Termíny, definice a parametry struktury povrchu
108. ČSN EN ISO 25178-2 Geometrické specifikace produktu (GPS) - Textura povrchu: Plocha - Část 2: Termíny, definice a parametry textury povrchu
109. MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z. On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct. In *MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing*. 1. Brno: Brno University of Technology, 2011. s. 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0.
110. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ. *Biomechanika 2*. Online. STL Model Creator. Dostupné z: <http://biomechanika.fme.vutbr.cz/>. [cit. 2024-03-24].
111. HUOTILAINEN, Eero; JAANIMETS, Risto; VALÁŠEK, Jiří; MARCIÁN, Petr; SALMI, Mika et al. Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process. Online. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2014, roč. 42, č. 5, s. e259-e265. ISSN 10105182. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2013.10.001>. [cit. 2024-03-26].

ZOZNAM POUŽITÝCH SYMBOLOV A SKRATIEK

Symbole

Označenie	Legenda	Jednotka
I_x	intenzita žiarenia po prechode objektom s hrúbkou x	[Gy]
μ	koeficient lineárnej atenuácie RTG žiarenia	[cm^{-1}]
x	hrúbka absorbujúceho materiálu	[cm]
σ_I	zvyškové napätie I. druhu	[MPa]
σ_{II}	zvyškové napätie II. druhu	[MPa]
σ_{III}	zvyškové napätie III. druhu	[MPa]
λ	vlnová dĺžka RTG žiarenia	[m]
θ	Braggov uhol	[°]
$\theta - \theta_0$	posun interferenčného maxima	[-]
σ^2	rozptyl	[-]
n	počet pozorovaní	[-]
N_A	numerická apertúra šošovky	[-]
n	index lomu okolia šošovky	[-]
R_a		
R_q		
R_t		
R_z		
R_p	2D parametre drsnosti profilu	[μm]
R_v		
R_c		
R_{sk}		
R_{ku}		
S_a		
S_z		
S_p	3D parametre drsnosti plochy	[μm]
S_v		
S_{sk}		
S_{ku}		
E	hustota energie	[$\text{J} \cdot \text{m}^{-3}$]
P	výkon zdroja	[$\text{J} \cdot \text{s}^{-1}$]
v	skenovacia rýchlosť	[$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$]
α	absorpcia prášku	[-]
h	hustota výplňovej štruktúry	[m]
t	výška vrstvy	[m]
K	koeficient opotrebenia	[$\text{mm}^{-3} \cdot \text{N}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$]
A_p	plocha profilu stopy opotrebenia	[mm^2]
F_N	normálová sila	[N]
ω	rýchlosť otáčania vzorky	[min^{-1}]
t	čas merania	[min]

Skratky

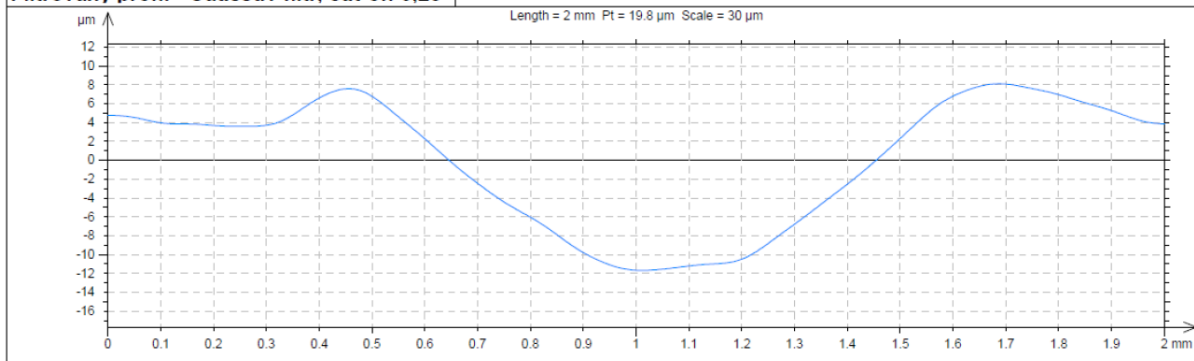
Označenie	Legenda
SLM	Selective Laser Melting
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CNC	Computer Numerical Control
PVD	Physical Vapour Deposition
CVD	Chemical Vapour Deposition
STL	Standard Triangle Language
MRI	Magnetic Resonance Imaging
TEP	Total Endoprosthesis
RTG	Röntgen
CNS	Centrálna nervová sústava
PE	Polyetylén
SEM	Elektrónová mikroskopia
CT	Computed Tomography
MKP	Metóda konečných prvkov
AM	Additive Manufacturing
EBM	Electron Beam Melting
SLA	Stereolitography
DLP	Digital Light Processing
DED	Directed Energy Deposition
PBF	Powder Bed Fusion
COF	Koeficient trenia
MTCVD	Middle Temperature CVD
TFMG	Thin Film Metallic Glasses

ZOZNAM PRÍLOH

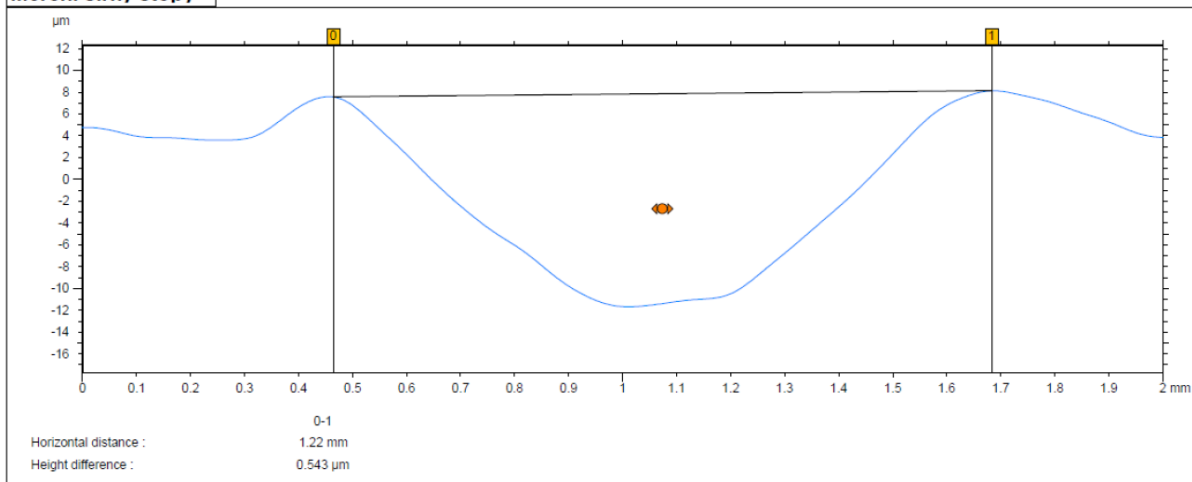
- Príloha 1 Meranie stopy opotrebenia
- Príloha 2 Topografické parametre tlačných vzoriek
- Príloha 3 Topografické parametre $Ti_{1_horizontal}$; plocha F+B+L

Príloha 1 – Meranie stopy opotrebenia
 Profilometer Talysurf CLI100
 Zaťaženie 20 N, suché trenie, indentor Ti štandard

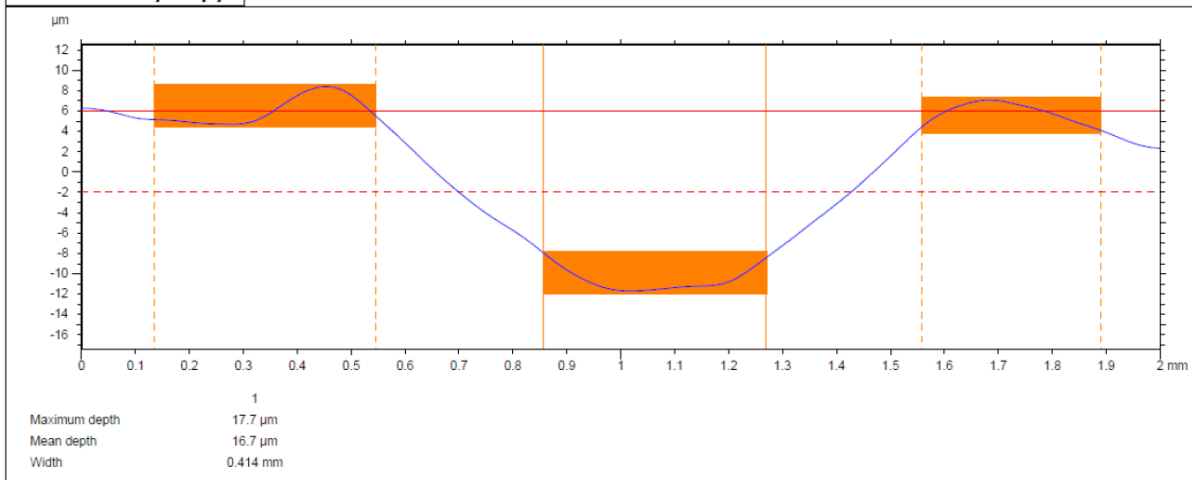
Filtrovaný profil - Gaussův filtr, cut-off 0,25



Měření šířky stopy



Měření hloubky stopy

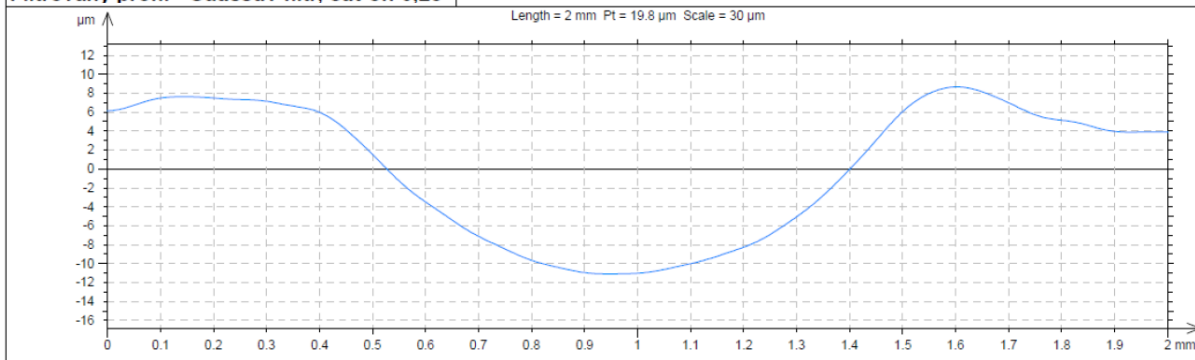


Príloha 1 – Meranie stopy opotrebenia

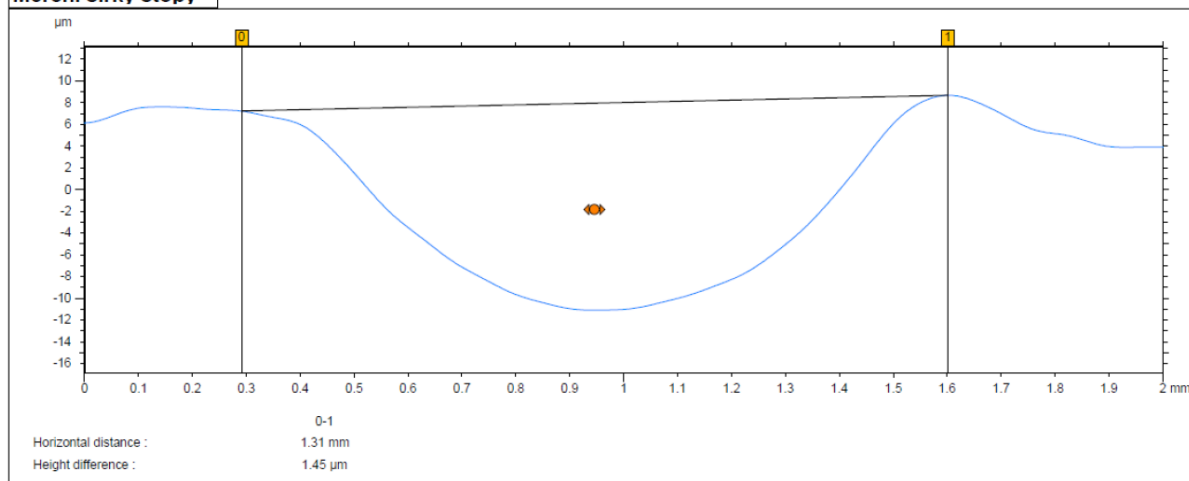
Profilometer Talysurf CLI100

Zaťaženie 20 N, suché trenie, indentor Ti 3D tlač

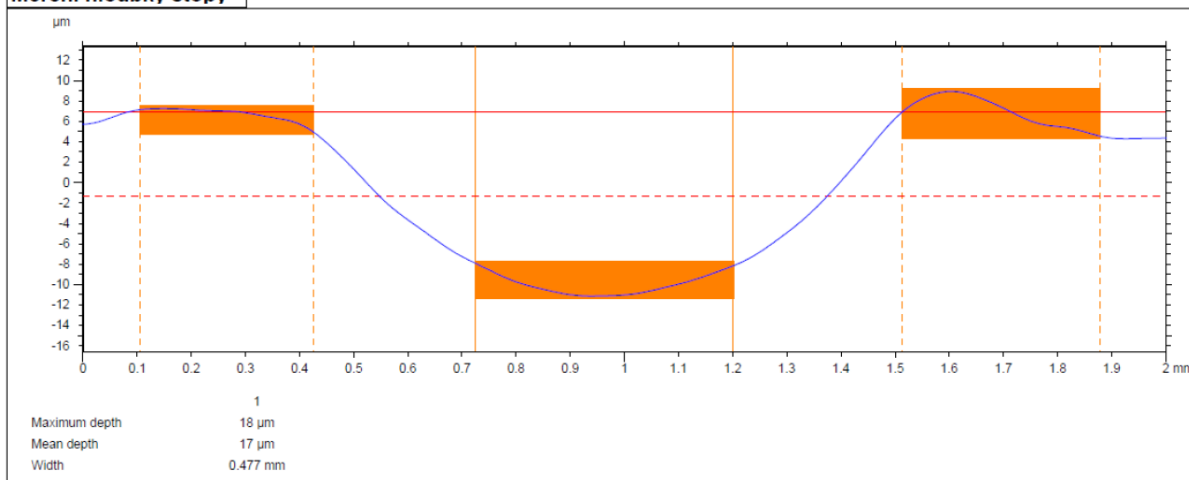
Filtrovaný profil - Gaussův filtr, cut-off 0,25



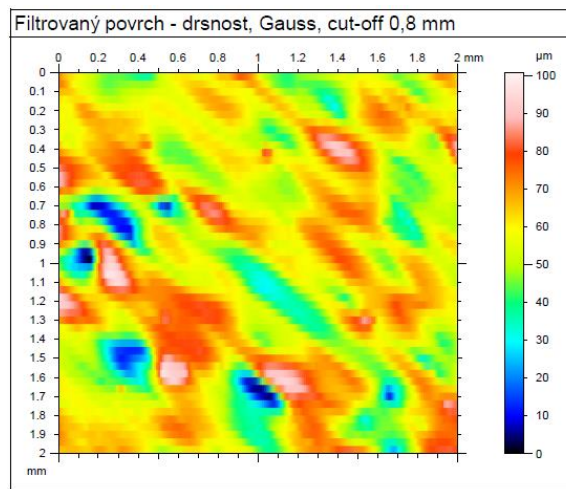
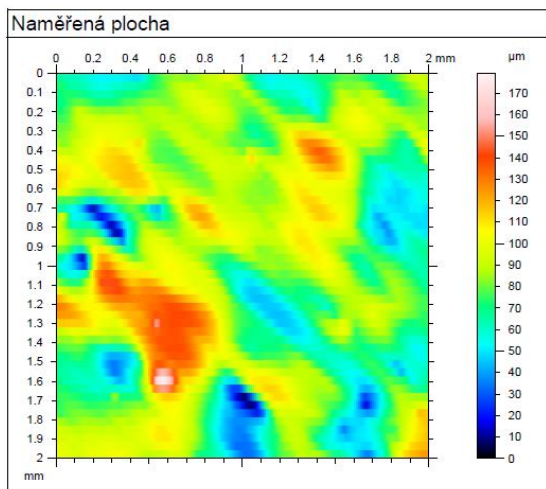
Měření šířky stopy



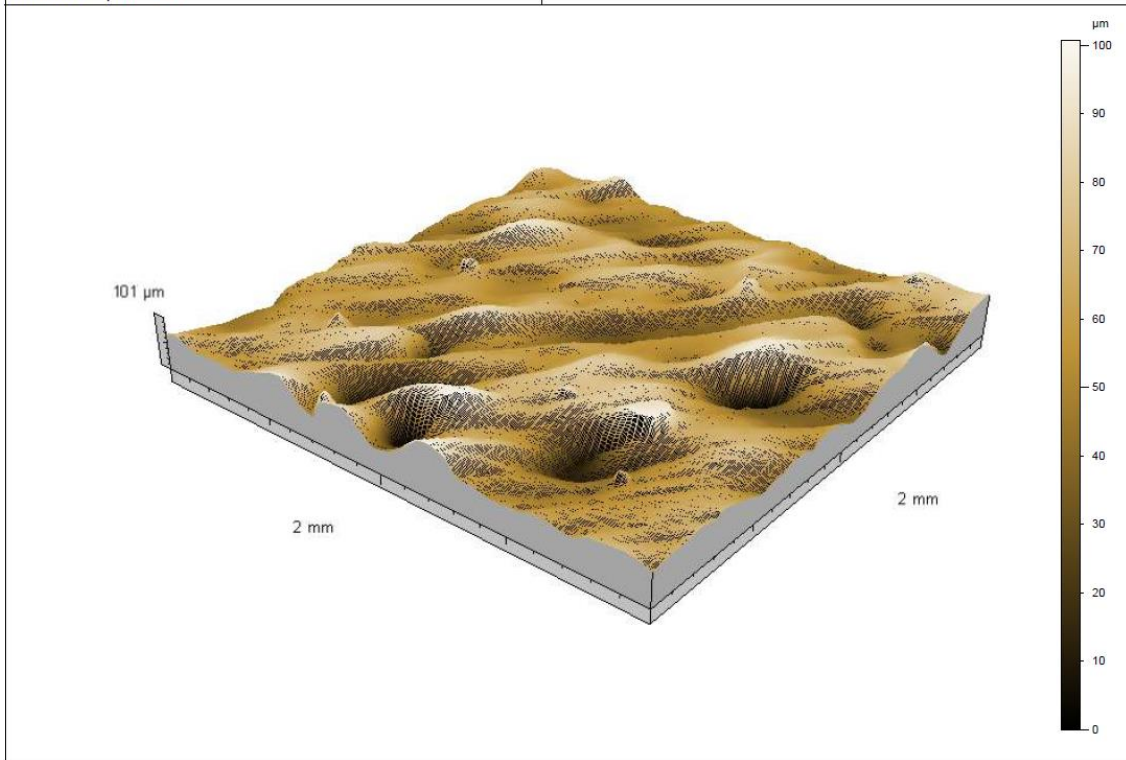
Měření hloubky stopy



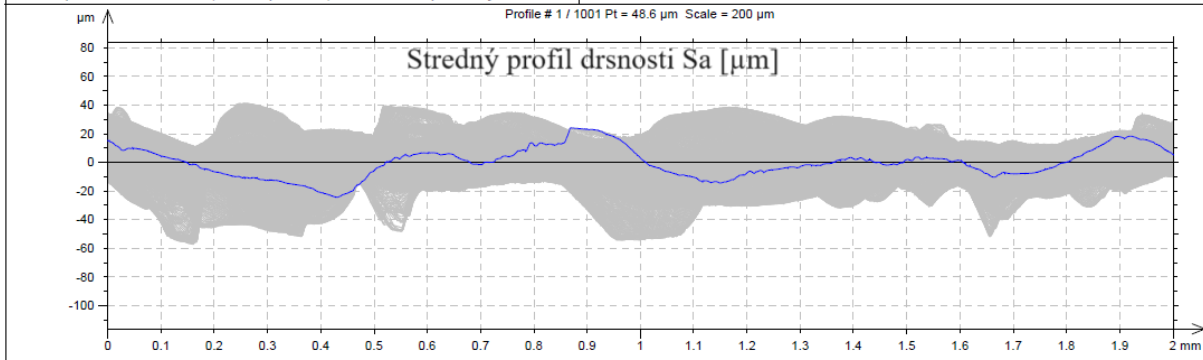
Príloha 2 – Topografické parametre tlačných vzoriek
Profilometer Talysurf CLI100
Vertikálny smer tláče



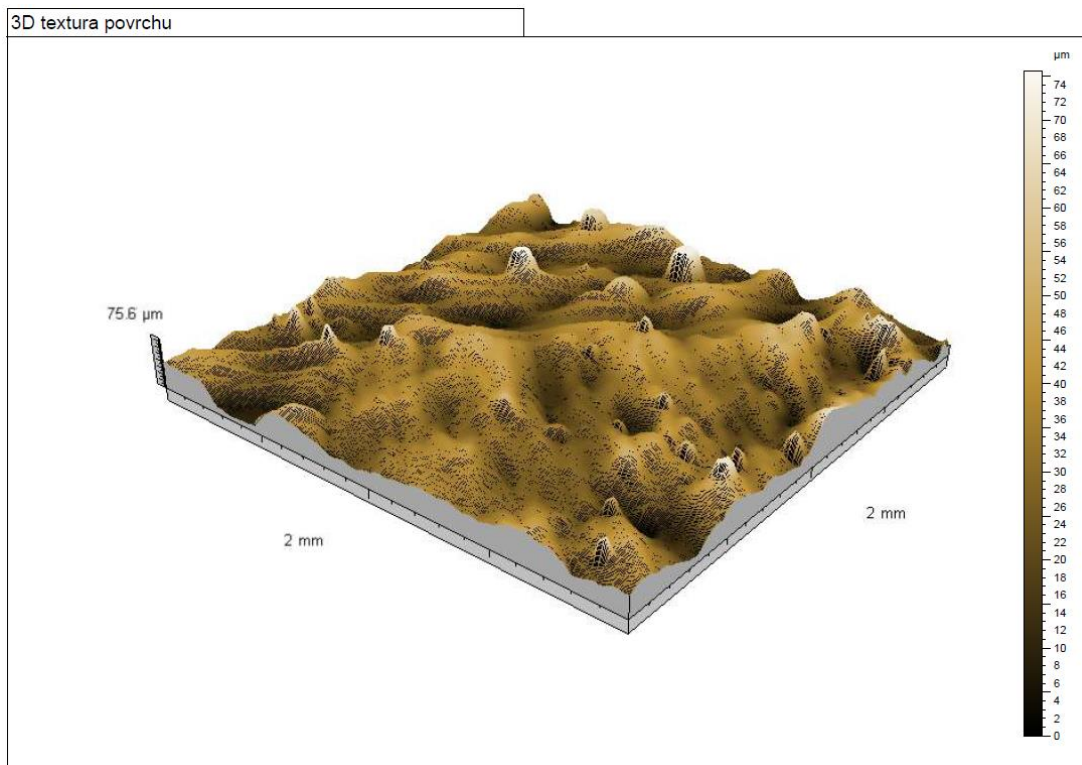
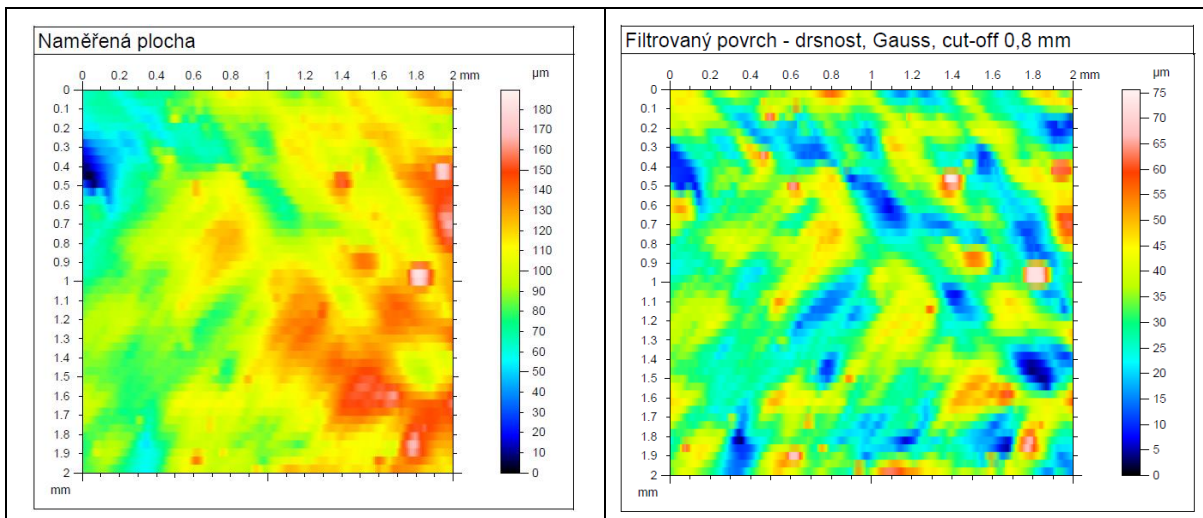
3D textura povrchu



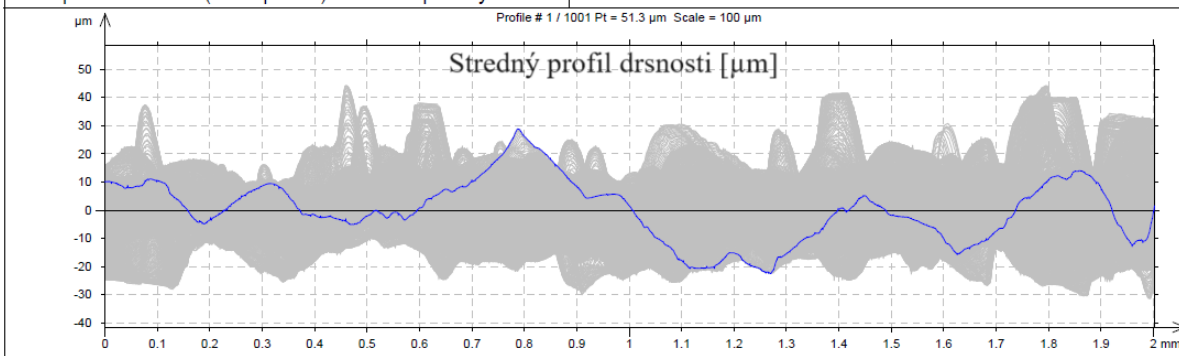
Série profilů drsnosti (1001 profilů) - směr Západ-Východ



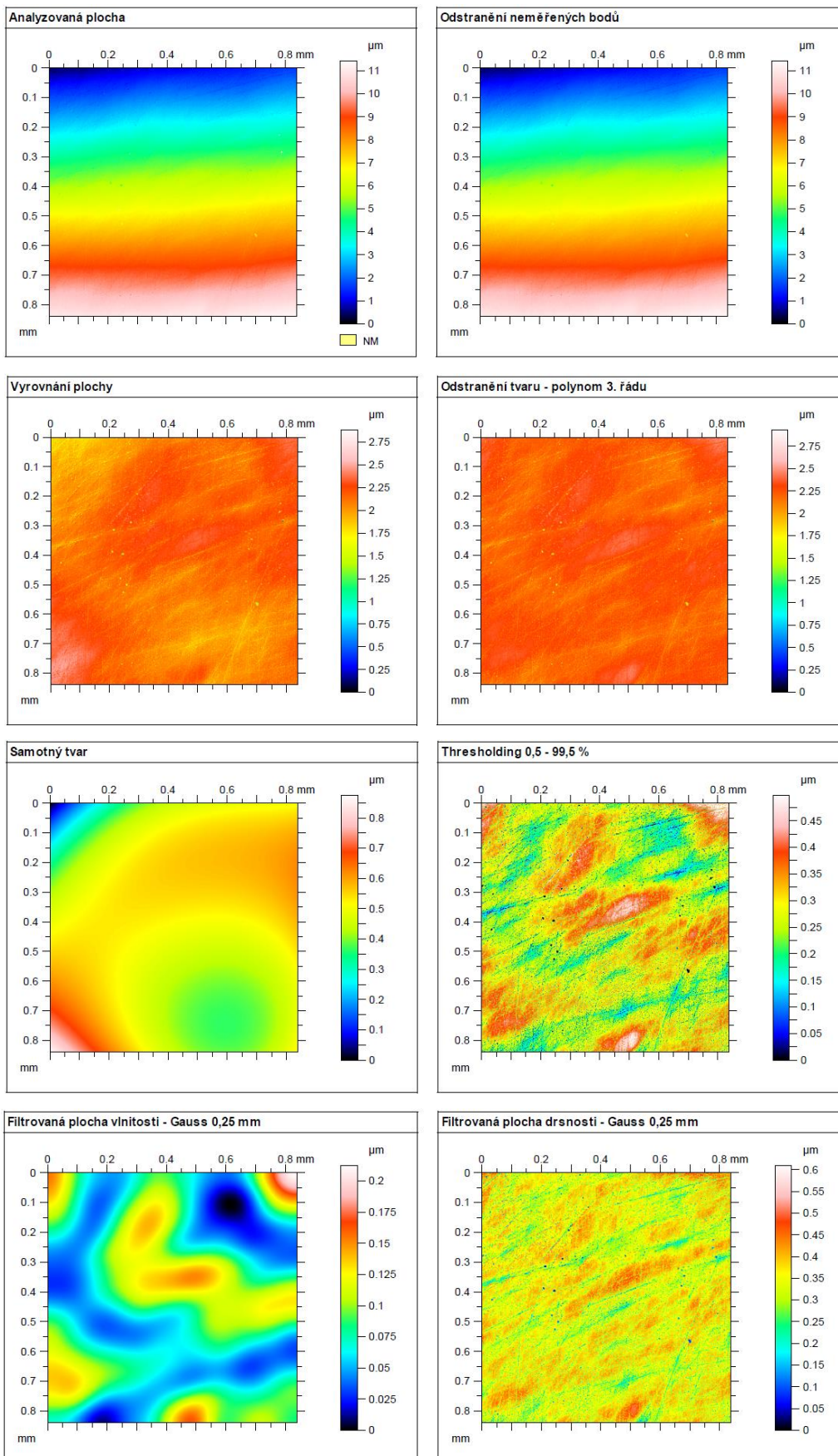
Príloha 2 – Topografické parametre tlačných vzoriek
Profilometer Talysurf CLI100
Horizontálny smer tlače



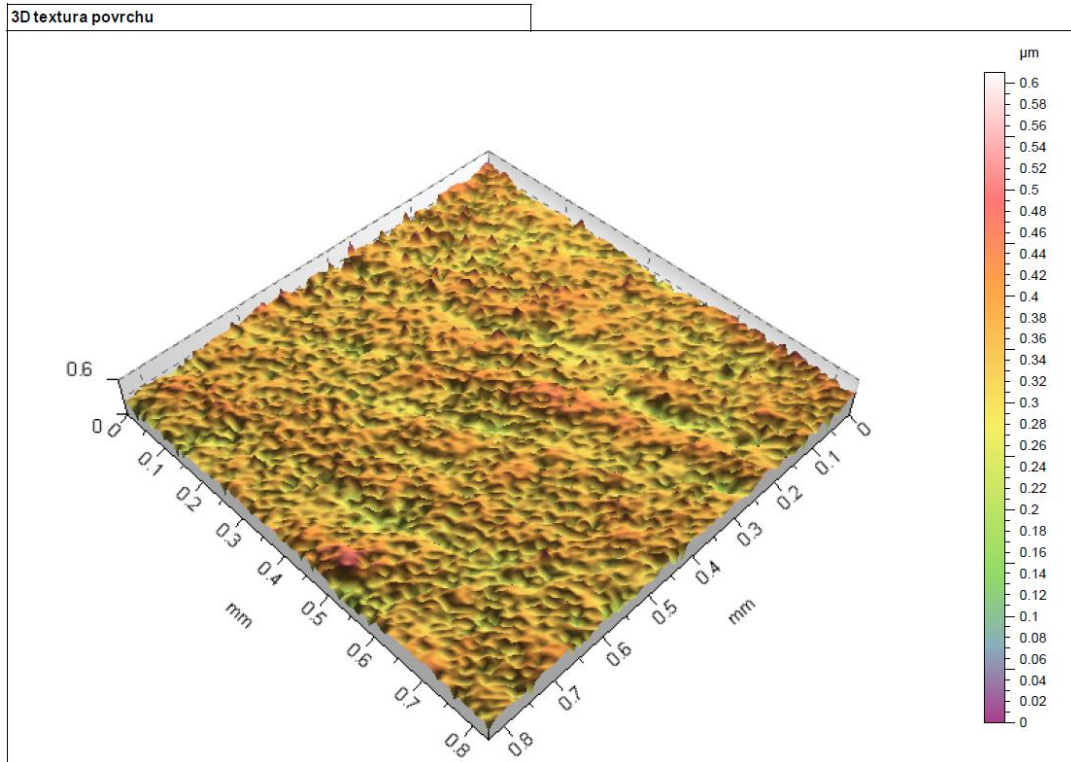
Série profilů drsnosti (1001 profilů) - směr Západ-Východ



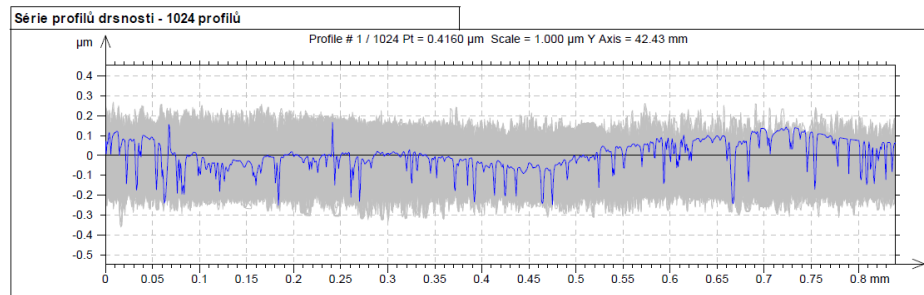
Príloha 3 – Topografické parametre Ti_1_horizontal; plocha F+B+L
Interferometer Talysurf CCI
Horizontálny smer tláče



Príloha 3 – Topografické parametre Ti_1_horizontál; plocha F+B+L
 Interferometer Talysurf CCI
 Horizontálny smer tlačie



3D parametry plochy		
ISO 25178		
Height Parameters		
Sa	0.04306	µm
Sz	0.6100	µm
Sp	0.2626	µm
Sv	0.3474	µm
Ssk	-1.102	
Sku	5.470	
EUR 15178N		
Functional Parameters		
Sk	0.1044	µm
Spk	0.04139	µm
Svk	0.1145	µm



ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughne		
Ra	0.003415	µm
Rq	0.004228	µm
Rt	0.04003	µm
Rz	0.02473	µm
Rp	0.0107	µm
Rv	0.01403	µm
Rc	0.01094	µm
Rsk	-0.0563	
Rku	3.269	
Peak parameters - Roughness pi		
RPc	0.000	1/mm
ISO 13565		
ISO 13565-2		
Rk	0.01096	µm
Rpk	0.002541	µm
Rvk	0.003824	µm

