



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE

INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

MODERNÍ VÝROBNÍ TECHNOLOGIE DÍLU KOLENNÍHO IMPLANTÁTU Z UHMWPE

ON THE ADVANCED PRODUCTION TECHNOLOGY OF UHMWPE JOINT IMPLANT PART

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Kateřina Urbancová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.

BRNO 2022

Zadání bakalářské práce

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

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

Moderní výrobní technologie dílu kolenního implantátu z UHMWPE

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Práce je zaměřena na řešení soudobých materiálů, zejména na bázi plastů, používaných pro kloubní implantáty, analýzu jejich mechanických a dalších vlastností. Zabývá se obrobitelností tohoto materiálu a dosažitelné kvality opracování.

Cíle bakalářské práce:

Základní literární řešení soudobých materiálů pro kloubní implantáty, jejich mechanických a dalších vlastností.

Analýza obrobitelnosti materiálů, dosažitelné kvality opracování.

Experimentální ověření a vyhodnocení výsledků.

Seznam doporučené literatury:

CHO, C., MURAKAMI, T., SAWAE, Y. Influence of elastic recovery of machining surface asperities on the contact stress and plastic strain of polyethylene tibial insert in virgin knee prosthesis. 2016. Tribology Online 11(2), pp. 320-325.

BIRNKRAUT, H. W. Synthesis of UHMWPE. Ultra-High Molecular Weight Polyethylene as a Biomaterial in Orthopedic Surgery, Hogrefe & Huber Publishers, (1991) pp. 3–5.

CHUBBERLEY, A. H. Ultra-high molecular weight polyethylenes. Modern Plastics Encyclopaedia, McGraw-Hill Publications, New York, (1965) p. 275.

LI, S., BURSTEIN, A. H. Ultra-high molecular weight polyethylene. The material and its use in total joint implants, J. Bone Joint Surg. Am 76 (1994) 1080–1090.

HAN, J. et al. Microstructure and anti-wear and corrosion performances of novel UHMWPE/graphene nanosheet composite coatings deposited by flame spraying. Polym. Adv. Technol. 2013, 24, pp. 888–894.

GONZÁLEZ-MORA, V. A., HOFFMANN, M., STROOSNIJDER, R., GIL, F. J. THE role of hardness and roughness on the wear of different CoCrMo counterfaces on UHMWPE for artificial joints. Biomed Sci Eng 4(1). 2011. pp. 651–656.

DUONG, C. T. and NGUYEN, D. N. Effect of Applied Load and Surface Texture on Friction of UHMWPE in Total Joint Replacement. In: Van Toi V., Nguyen TH., Long V.B., Huong H.T.T. (eds) 8th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam. BME 2020. IFMBE Proceedings, vol 85. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-75506-5_14

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

V Brně, dne

L. S.

Ing. Jan Zouhar, Ph.D.
ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou individuálních kloubních náhrad. Práce obsahuje souhrn soudobých moderních materiálů pro výrobu umělých kloubních náhrad, zaměřuje se však především na plastovou femoro-tibiální část implantátu vyráběnou běžně z ultra vysokomolekulárního polyetylénu. Tento materiál je aktuálně volbou číslo jedna pro výrobu artikulačních povrchů kloubních náhrad. Pozornost je v práci věnována úpravě polyetylenovému povrchu, jelikož kvalita povrchu ovlivňuje opotřebení plastu, což je kritické pro životnost implantátu. Práce se věnuje i analýze koeficientu tření UHMWPE v kontaktu s titanovou femorální komponentou. Součástí práce je také analýza opotřebení vyřazených tibiálních vložek a mechanismů degradace UHMWPE.

Klíčová slova

UHMWPE, kolenní kloub, implantát, struktura povrchu, frézování, kulová fréza, biomateriály, tření, opotřebení

ABSTRACT

This bachelor's thesis is dealing with the problematics of individual joint replacements. The thesis summarizes the modern materials used for making artificial joint replacements, but it concentrates mainly on the plastic femoro-tibial part of the implant, usually manufactured from ultra-high molecular weight polyethylene. This material is the best choice when manufacturing the articulating surface of the joint replacement at the moment. The thesis pays attention to the polyethylene surface treatment, as the quality of the surface affects the wear of the plastic, which is critical for the implant lifespan. The thesis also focuses on analysis of the coefficient of friction of UHMWPE in contact with the titanium femoral component. Another part of this thesis is also a wear analysis of used tibial inserts made of UHMWPE and the mechanisms of wear.

Key words

UHMWPE, knee joint, implant, surface structure, milling, ball end mill, biomaterials, friction, wear

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

URBANCOVÁ, Kateřina. *Moderní výrobní technologie dílu kolenního implantátu z UHMWPE* [online]. Brno, 2022 [cit. 2022-05-20]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/140107>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. Vedoucí práce Miroslav Píška.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou/diplomovou práci na téma. Moderní výrobní technologie dílu kolenního implantátu z UHMWPE vypracovala samostatně s využitím uvedené literatury a podkladů, na základě konzultací a pod vedením vedoucího práce.

místo, datum

Kateřina Urbancová

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji tímto prof. Ing. Miroslavu Píškovi, CSc. za cenné připomínky a rady, které mi poskytl při vypracování této bakalářské práce. Chtěla bych poděkovat paní Mgr. Janě Jurmanové, Ph.D. za pomoc při měření na elektronovém mikroskopu. Rovněž bych chtěla poděkovat panu Jiřímu Čechovi z týmu laboratoře ÚST za pomoc při měření. Dále bych ráda vyjádřila poděkování panu Ing. Janu Keprdovi a celému jeho týmu z ASTRA MOTOR, spol. s r.o. za umožnění využití jejich omílacích zařízení.

Děkuji zároveň své rodině a svým přátelům za psychickou podporu během mého studia a psaní této závěrečné práce.

OBSAH

ÚVOD	9
1 Teoretický rozbor problému	10
1.1 Anatomie kolenního kloubu	10
1.1.1 Kost.....	10
1.1.2 Kloubní pouzdro	11
1.1.3 Chrupavka.....	11
1.1.4 Menisky	11
1.1.5 Šlachy, vazy a svaly.....	12
1.1.6 Biomechanika	13
1.2 Kolenní implantáty	14
1.3 Polymerní materiály	16
1.3.1 Struktura polymerů	16
1.3.2 Vazby v polymerech.....	18
1.3.3 Přejímové teploty polymerů.....	18
1.3.4 Navlhavost polymeru.....	19
1.3.5 Mechanické vlastnosti polymerů v tahové zkoušce	19
1.4 Přehled biokompatibilních polymerních materiálů	20
1.4.1 Polyetheretherketon	20
1.4.2 Polymethylmethakrylát.....	20
1.4.3 Polyuretan.....	21
1.4.4 Polypropylen.....	21
1.4.5 Polyetylén	21
1.5 Biomateriály	22
1.5.1 Titanové slitiny	23
1.5.2 Kobaltové slitiny (Co-Cr).....	23
1.5.3 Hořčíkové slitiny	23
1.5.4 Keramika	23
1.5.5 Tantal	24
1.6 Polyetylénová kolenní vložka z UHMWPE	25
1.6.1 Design	25
1.6.2 Obrábění UHMWPE.....	27
1.6.3 Dokončovací úpravy	29
1.6.4 Sterilizace UHMWPE.....	30
1.6.5 Degradace UHMWPE	31
1.6.6 Kontroly.....	35
1.6.7 Výměna.....	35
2 Experimentální část – Frézování	36
2.1 Výroba vzorků.....	36
2.2 Nástroj a upínání obrobku	38
2.3 Analýza drsnosti povrchu.....	40
2.4 Analýza povrchu a třísek na elektronovém mikroskopu	45
2.5 Analýza morfologie třísek	46

2.6	Shrnutí	50
3	Experimentální část – Zkušební metody zlepšení kvality povrchu	51
3.1	Omílání	51
3.1.1	Přístroj	51
3.1.2	Abraziva.....	51
3.1.3	Vzorky	52
3.1.4	Analýza	53
3.1.5	Shrnutí	60
3.2	Termomechanické opracovávání.....	61
3.2.1	Nástroje.....	61
3.2.2	Vzorek	61
3.2.3	Analýza drsnosti povrchu	62
3.2.4	Shrnutí	65
4	Experimentální část – Tření.....	66
4.1	Průběh experimentu.....	66
4.2	Nástroj a vzorek.....	66
4.3	Analýza výsledků	66
5	Experimentální část – Studium opotřebení plastových tibiálních komponent z klinické praxe	69
5.1	Úvod	69
5.2	Analýza vzorků.....	70
5.2.1	Vzorek A.....	70
5.2.2	Vzorek B.....	72
5.2.3	Vzorek C.....	73
5.2.4	Vzorek D.....	74
5.2.5	Vzorek E	79
5.2.6	Vzorek F	80
5.2.7	Vzorek G.....	82
5.3	Srovnání.....	84
	ZÁVĚR.....	87
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	89
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	103

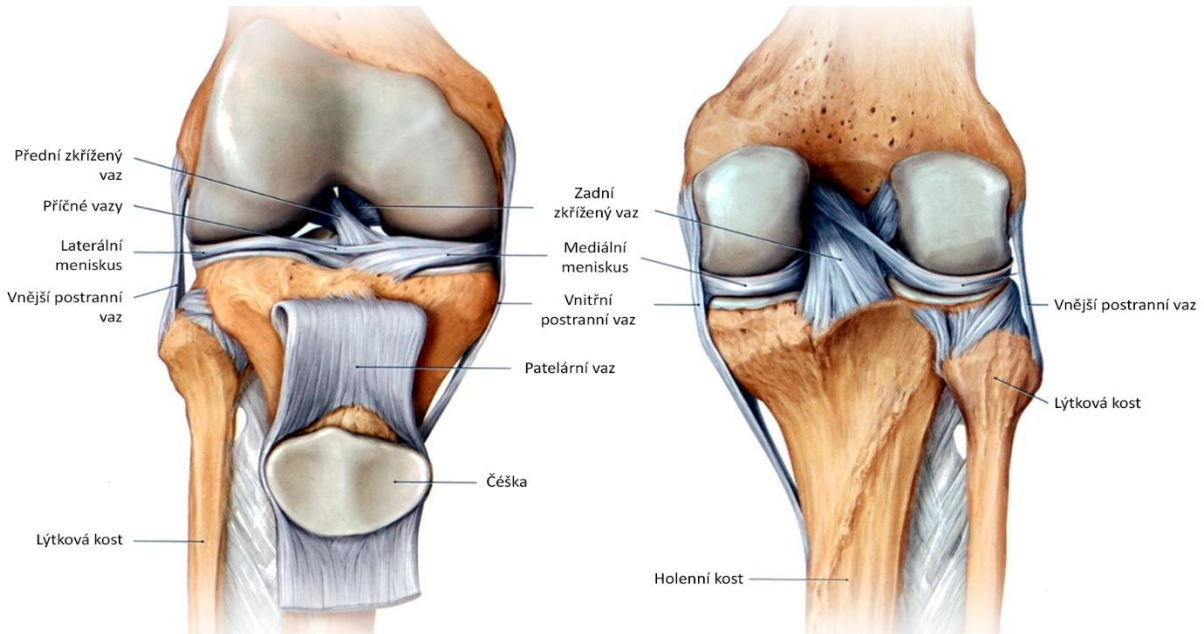
ÚVOD

Věda a technika se neustále snaží zlepšit a zkvalitnit lidský život. Dle Světové zdravotnické organizace se mezi lety 2000 až 2019 předpokládaná délka lidského života prodloužila o více než 6 let, a to z 66,8 let na 73,4 let [1]. S neustálým prodlužováním délky života však přichází i zdravotní komplikace, jelikož lidské tělo není na tak dlouhé časové úseky uzpůsobeno. Lidské tělo se setkává s problémy na mnoha úrovních, velmi často se však jedná o problémy spojené s dlouhodobým opotřebením lidských tkání, především pak kloubů. Nejčastěji se pak tyto problémy vyskytují ve spojitosti s velkými klouby, tedy zejména se jedná o klouby kyčelní a kolenní.

V medicínských aplikacích se dodržují přísné normy na kvalitu i samotné zpracování materiálů. Materiály musí být zcela bezzávadné a musí být především biokompatibilní. Z těchto důvodů se pak spíše, než hledají jiné materiály, vyvíjí snaha o zlepšení stávajících, již ověřených, biokompatibilních materiálů. To dokazuje například skutečnost využívání ultra vysokomolekulárního polyetylénu už od roku 1962 [2]. Existuje okolo 300 rozdílných designů kolenních implantátů dostupných na světě a UHMWPE je použit jako materiál k výrobě tibiální vložky skoro ve všech případech [3]. Vědecká komunita však vyvíjí značné úsilí vlastnosti materiálu neustále vylepšovat, a tak během let prošel značnými změnami. Současné implantáty jsou schopny sloužit více než patnáct let, pokud jsou dobře navrženy a implantovány do těla pacienta [4]. Ačkoliv je UHMWPE aktuálně primární volbou pro výrobu třecích komponent v kloubech, má i své limity – a to v podobě silné oxidace a opotřebením. V literatuře [5] bylo publikováno mnoho případů selhání kolenního implantátu kvůli UHMWPE, a proto je důležité se tímto problémem zabývat.

1 TEORETICKÝ ROZBOR PROBLÉMU

1.1 Anatomie kolenního kloubu



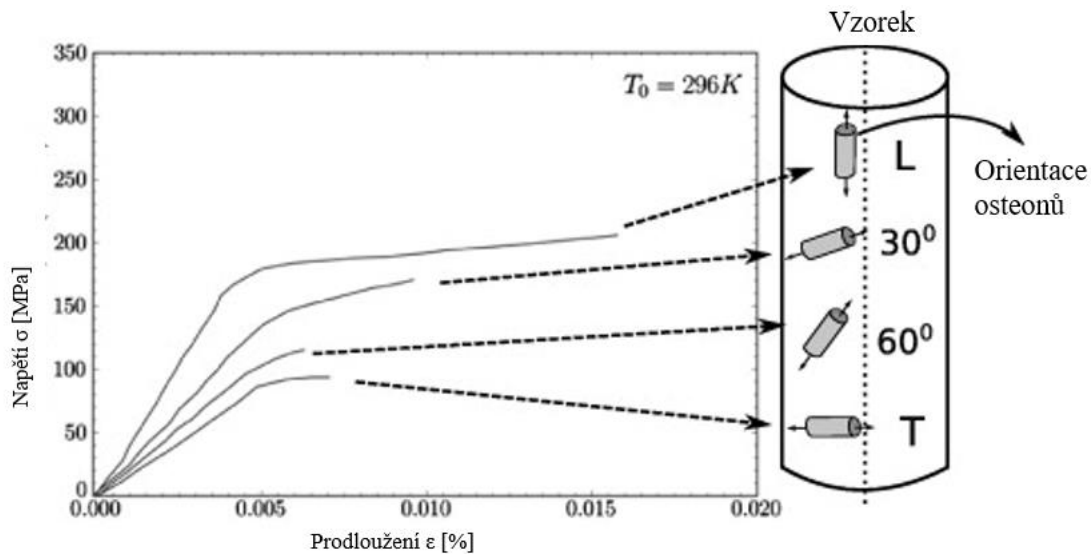
Obr. 1: Anatomie kolenního kloubu [6].

1.1.1 Kost

Kostí se rozumí mineralizovaná pojivová tkáň tvořená procesem kostnatění neboli osifikace. Kostní matrix je složen ze dvou částí v poměru 1:2 – organické a minerální, lze o ní tedy uvažovat jako o kompozitním materiálu. Organická část se nazývá ossein, který je tvořen z 95 % kolagenem typu 1, na který se pak vážou submikroskopické krystaly fosforečnanu vápenatého a hydroxyapatitu. Organická složka dodává kosti houževnatost a minerální složka naopak pevnost a tvrdost, spolu pak vytváří vhodnou kombinaci pro správné fungování kosti, jelikož se vzájemně kompletují. Tyto složky ovlivňují pružnost a další mechanické vlastnosti kosti [7,8].

Kostní tkáň je nehomogenní a anizotropní, tudíž je závislost vlastností silně závislá na směru vnějšího zatížení. Kost má při namáhání v podélném směru až 10krát vyšší mez pevnosti než při zatížení v radiálním a tangenciálním směru. Kost je však při pohybu zatěžována v různých směrech různými typy napětí – podléhá tedy kombinovanému namáhání. [9]

Biomechanické vlastnosti se však mohou u jednotlivých jedinců lišit v závislosti na genetice, výživě, zátěži organismu atd. Důležitým faktorem je také věk, s nímž nepřímo úměrně klesá pevnost kosti.



Obr. 2: Mechanické vlastnosti kosti [10]

1.1.2 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro je tvořeno fibrózní neboli vazivovou pojivovou tkání a je upnuto ke kosti. Jeho funkcí je zajišťovat ochranu, pasivní stabilitu kolenního kloubu a pomáhat jej vyživovat. Kloubní pouzdro tak tvoří dvě membrány – vnější, pevná vazivová membrána a vnitřní synoviální membrána, která je obklopena vazivovou částí, a tak v sobě uzamyká synoviální tekutinu, která je zásadní pro výživu chrupavky. Mezi těmito dvěma membránami se nachází tukový polštář, který zaplňuje prostor a pomáhá tlumit nárazy, jedná se o tzv. Hoffovo těleso. [11,12]

1.1.3 Chrupavka

Chrupavka je pevná a zároveň pružná hmota sloužící jako pojivo kostní tkáně. Jelikož je většinou avaskulární (bez cév), její výživu zajišťuje perichondrium či synoviální tekutina. Chrupavka se skládá z chondrocytů a mezibuněčné hmoty. Dle složení se dělí na tři základní druhy, a to na chrupavku hyalinní, elastickou a vazivovou. [7]

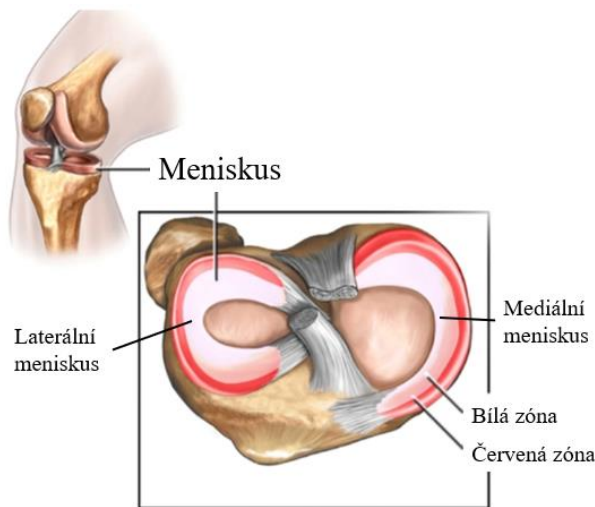
V kloubech se vyskytuje hyalinní chrupavka, která je vyživována synoviální tekutinou ze synoviální membrány, jelikož postrádá perichondrium. Její mezibuněčnou hmotu tvoří proteoglykany, glykoproteiny a kolagen typu 2. Vlákna kolagenu a elastinu společně tvoří pórovitou strukturu prostoupenou tekutinou, která tvoří okolo 60 % celkové hmotnosti chrupavky. Chrupavka je stěžejní pro bezbolestné a hladké fungování kolenního kloubu, jelikož tlumí otřesy a tlakové zatížení kostí v kloubu. Při zátěži v tlaku nejprve chrupavka vytlačuje tekutinu a následně se zpevňuje její vlastní matrice. Především však snižuje koeficient tření styčných ploch v kloubu. Mechanické vlastnosti chrupavky záleží na uspořádání jejích vláken a tekutiny mezibuněčné hmoty, dokáže totiž měnit svůj objem díky své pórovité struktuře, která jí umožňuje pojmout či uvolnit tekutinu. [13,14]

1.1.4 Menisky

Kolenní kloub je inkongruentní, tedy styčné plochy femuru a tibie do sebe nezapadají. Tato skutečnost je vyrovnána menisky, mediálním a laterálním. Na menisky bylo zpočátku nahlíženo jako na nefunkční pozůstatky svalů [15], což bylo však brzy vyvráceno – existuje mnoho studií, které zdůrazňují důležitost menisků v kolenním kloubu, jak už v absorpci šoků, nosnosti kolene či jeho stabilizaci (statické) [16,17,18]. Menisky jsou tvořeny vazivovou chrupavkou, jsou pevné a pružné. Meniskus je silně hydratován, je tvořen až ze 72 % vodou a zbytek tvoří

organická hmota. Ta sestává z mezibuněčné hmoty (ECM) a buněk, tedy většinou z kolagenu, glykosaminoglykanů (GAG), DNA, glykoproteinů a elastinu. Poměry těchto látek v menisku se liší v závislosti na věku, úrazech či jiných patologických jevech [19,20,21]. Menisky jsou nehomogenní a anizotropní, stejně jako kostní tkáň, Youngův modul pružnosti se pohybuje v rozmezí 100–300 MPa a modul pružnosti ve smyku je okolo 120kPa. [21]

Jako u všech tkání je i zde důležitá výživa. Vaskularizace menisků má klesající tendenci v čase. Ihned po narození je meniskus plně vaskularizovanou tkání, ale už po 10 letech života jsou cévy a nervy přítomny jen v 10–30 % tkáně menisku a v dospělosti tento poměr klesá o dalších 5 % [22]. Jelikož se vaskularizace omezuje na periferní části menisku, lze menisky rozdělit na dvě části – červenou (vaskularizovanou) a bílou. Regenerační procesy pak probíhají pouze v červené části, i když velmi omezeně, a tak jsou degradační procesy a porušení bílé části trvalé a nevratné [23].



Obr. 3 : Menisky kolenního kloubu [24].

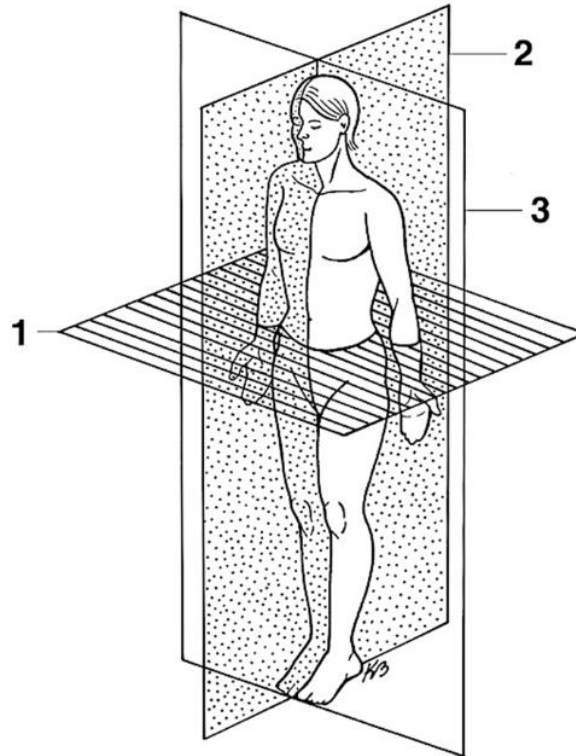
1.1.5 Šlachy, vazy a svaly

Vazy i šlachy jsou pojivové tkáně. Vazy spojují jednotlivé kosti, šlachy pak upínají svaly ke kostem. Šlachy přenášejí sílu svalů na kost a ukládají elastickou energii. Kolenní kloub disponuje nejsložitějším a nejmohutnějším vazivovým aparátem. Ten zajišťuje jeho stabilitu, omezuje některé pohyby a zpevňuje kloubní pouzdro. Slouží jako statický stabilizátor. Vazivový aparát tvoří vazy kloubního pouzdra – vnitřní postranní vaz, zevní postranní vaz a vazy nitrokloubní – přední zkřížený vaz, zadní zkřížený vaz. Postranní vazy jsou stěžejní pro stabilitu kolene, jelikož jsou při jeho extenzi zcela napnuté. Zkřížené vazy jsou největšími stabilizátory kolene. Postranně zpevňují kolenní kloub a ať už v extenzi či ve flexi – část z nich je vždy napjata. Navíc na sebe také omezují rotační pohyb kloubu a limitují jej tak jen na únosnou mez. [11,25]

Svaly jsou zdrojem pohybu kolenního kloubu, zároveň však slouží jako jeho dynamický stabilizátor. Svaly se aktivně zapojují do stabilizace a výkonu pohybu kolene, můžeme je dělit na dvě skupiny, a to na flexory a extenzory. Flexory vedou obvykle i rotační pohyb kloubu. [26] Ustálení kloubu však závisí především na tonusu neboli napětí svalů, což je řízeno centrální nervovou soustavou [27,28]. Svalový tonus je definován jako klidové napětí svalů, které je nutné pro motoriku a správné držení těla. Dá se také chápat jako odpor svalu vůči napínání.

1.1.6 Biomechanika

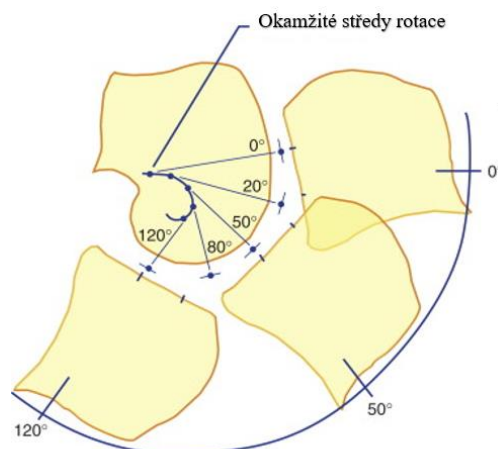
Ke vhodnému popisu kinematiky kolenního kloubu je nejprve nutné zavést základní roviny lidského těla – sagitální, frontální a transversální (viz obr. 4). I když často pohyb probíhá ve všech třech rovinách současně, v jedné je tak velký, že je tato jeho složka považována za hlavní, a tak za jediný uvažovaný pohyb.



Obr. 4: Roviny v lidském těle 1) transversální 2) sagitální 3) frontální [29].

Kolenní kloub má tři stupně volnosti, a tak tři hlavní pohyby v každé z těchto rovin. Jedná se o tři rotační pohyby.

V rovině sagitální je to flexe a zpětná extenze, plný rozsah pohybu je až do 140° . Pohyb flexe a extenze nedisponuje univerzální osou pohybu, nýbrž proměnnou osou v závislosti na stupni flexe. Jedná se tedy o tzv. okamžité střed rotace pohybu. Tyto středy tvoří spirálu.



Obr. 5: Okamžité středy rotace [30].

Mechanismus flexního pohybu tvoří 3 složky [31]:

a) Počáteční flexe

Počáteční flexe probíhá do 5° flexe a je doprovázena tzv. iniciální rotací, která odemyká kolenní kloub, jelikož uvolňuje zkřížené vazy v koleni. Zevní kondyl femuru se otáčí a vnitřní se kotálí po tibiai.

b) Valivý pohyb

Při valivém pohybu se kondyly femuru valí po tibiai a po obou meniscích. Tento pohyb je dominantní při flexi v rozsahu 10° až 20° .

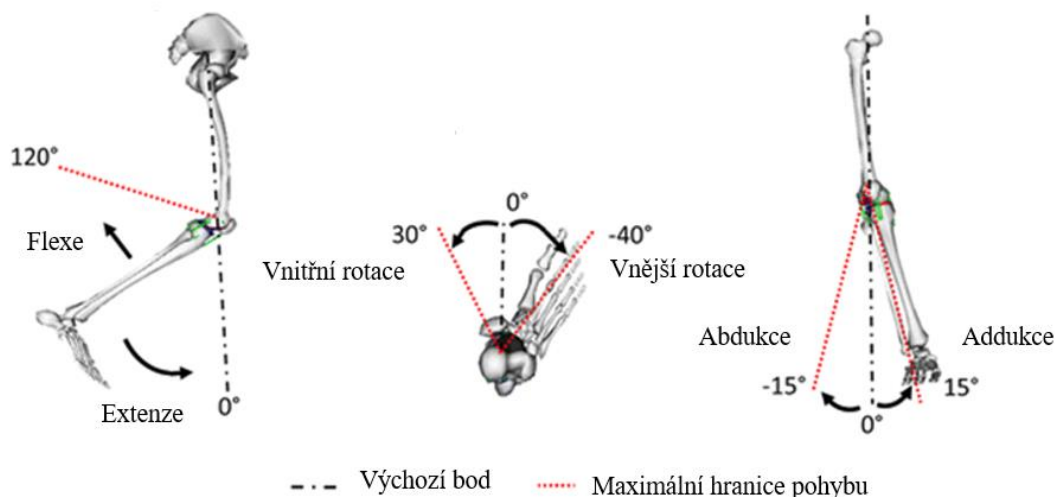
c) Klouzavý pohyb

Pro zbytek flexního/extenzního pohybu (20° – 140°) je převažující klouzavý pohyb neboli posuv.

Extenze kolenního kloubu probíhá recipročně, uzamyká finální rotací koleno a zamezuje všem ostatním pohybům, jsou při ní totiž napnuty téměř všechny stabilizátory (statické i dynamické) a styčné plochy jsou v plošném kontaktu. [32]

V transversální rovině se hovoří o vnitřní a vnější rotaci. Tato rotace je závislá na pohybu v sagitální rovině čili na poloze kloubu v této rovině. Běžné hodnoty rotace jsou 17° pro vnitřní rotaci a 21° pro vnější, maximální rotaci pozorujeme při flexi 90° , při větší flexi schopnost rotace klesá. Rotace je téměř nemožná při plné extenzi kolene. [11,26]

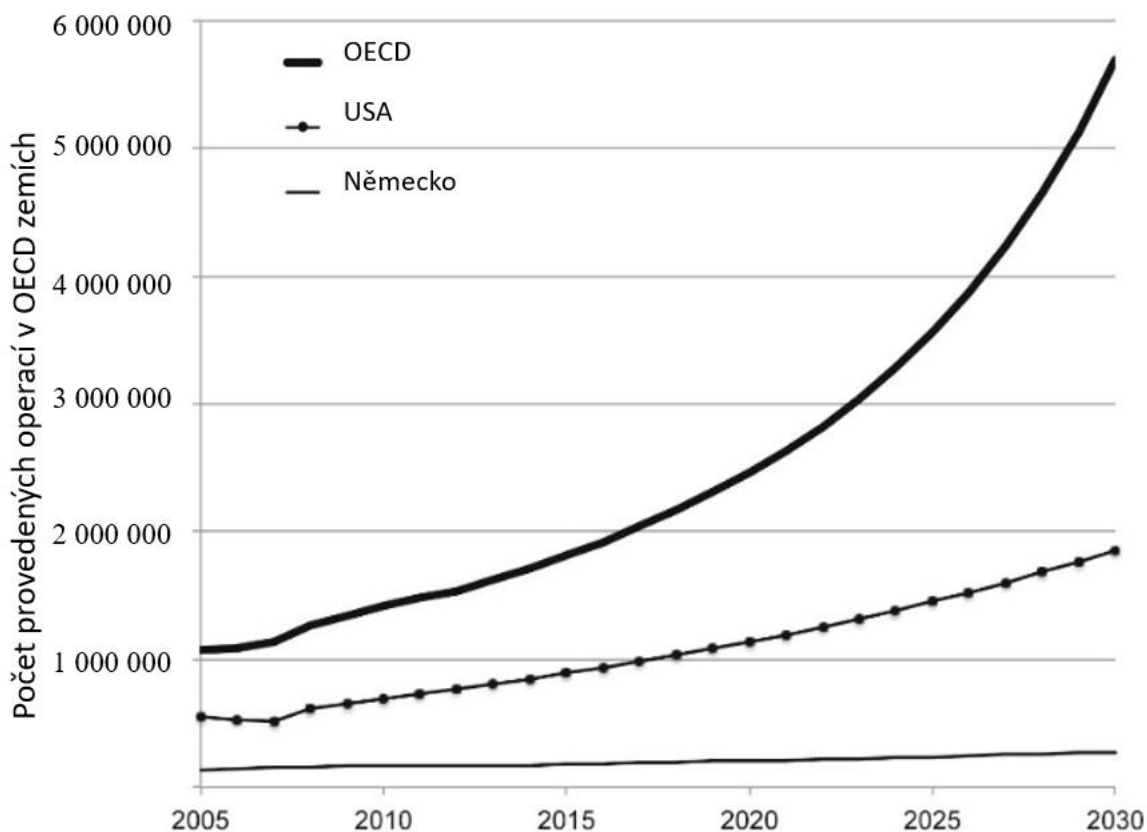
Posledním pohybem je abdukce a addukce (přitažení a odtažení), který se odehrává ve frontální rovině. Je rovněž vázaný na pohyb v sagitální rovině, při flexi 30° je abdukce a addukce maximální (jednotky stupňů), nad 30° tento rozsah pohybu opět klesá a při plné extenzi je plně blokován.



Obr. 6: Pohyby kolenního kloubu [33]

1.2 Kolenní implantáty

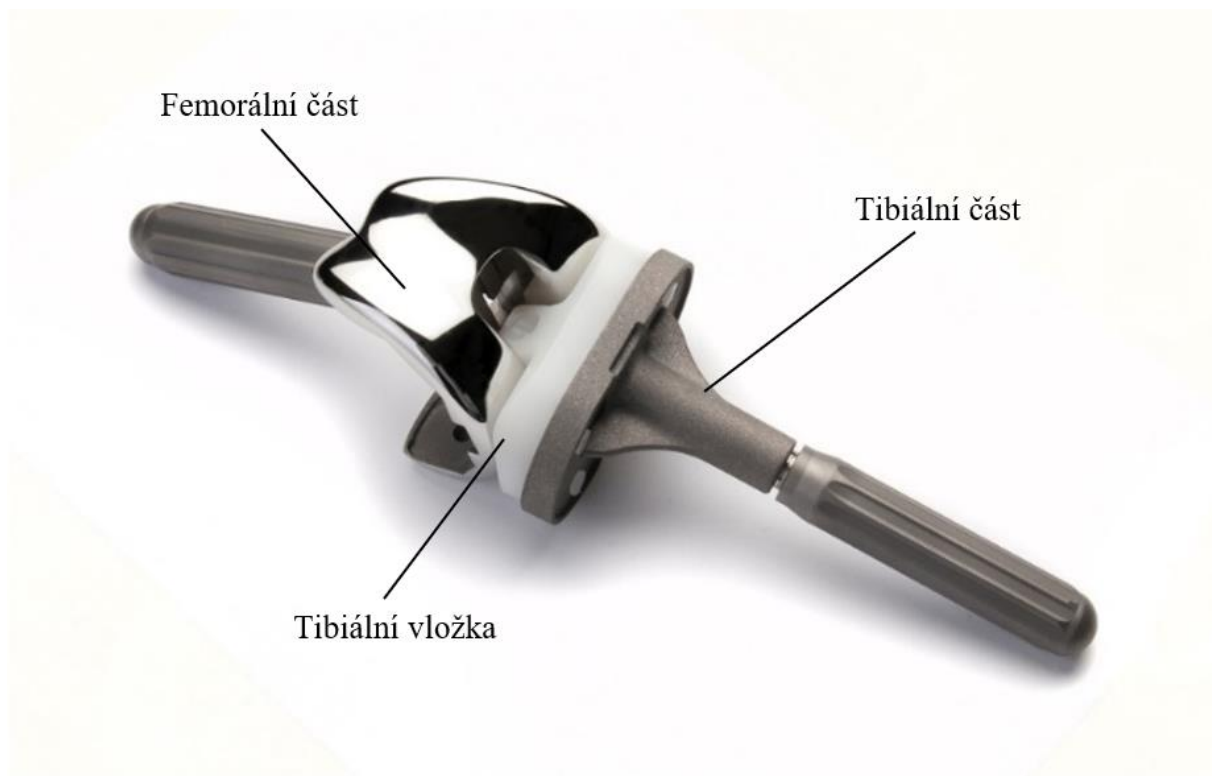
Oblast endoprotetiky zažívá velký rozmach už od 80. let minulého století, a tak společně s technickým pokrokem trend počtu provedených operací stále stoupá. [34,35]. U totálních endoprotéz kolenního kloubu lze pozorovat mnohem silněji stoupající trend než u ostatních endoprotetických operací. [36]



Obr. 7: Počet implantačních operací v zemích patřících do OECD [37].

Nejčastějšími příčinami bývají už zmiňované nemoci, poúrazová artróza, nádorová onemocnění či nitrokloubní fraktury. Artroplastika je velmi úspěšnou a efektivní operací, jenž pacienty vrací do aktivního života a je právě jimi hodnocena velice kladně. [38] Dnes se stala jednou z rutinních chirurgických operací, která však vyžaduje předoperační péči k vyloučení možných kontraindikací – například ateroskleróza tepen CNS či jakákoliv infekce. Ortoped musí podle četných kritérií dobře zvolit vhodný implantát pro pacienta a spolehlivě jej fixovat ke kosti. Po samotné operaci je nutná rehabilitace sloužící k co nejrychlejšímu obnovení funkce kloubu a návratu pacienta do života. Pacient je monitorován kvůli možným pooperačním komplikacím a nadále i kvůli opotřebení implantátu či kosti.

Kolenní implantát je obvykle složen ze čtyř komponent, které jsou z biomateriálů (kovy, plasty, keramika atd.).



Obr. 8: Kolení implantát vyrobený firmou Beznoska [39].

Jedná se o:

- femorální část,
- tibiální část,
- plastovou část – tibiální vložka,
- patelární část.

Femorální a tibiální část je zpravidla celokovová, případně keramická, přičemž se velmi často využívá technologie EBM se sítovou strukturou, která umožňuje lepší srůst s kostní tkání. Plastová část je ve většině případů tvořena polyetylénem, konkrétně UHMWPE. Patelární část je tvořena buď výhradně z plastu, případně kombinací plastu a kovu.

1.3 Polymerní materiály

Vzhledem k zaměření této práce na polymerní materiály budou v následující podkapitole blíže představeny materiálové charakteristiky této skupiny materiálů.

1.3.1 Struktura polymerů

Polymery jsou tvořeny makromolekulami, které jsou sestaveny z mnoha monomerů. Vlastnosti polymerů závisí především na chemické struktuře makromolekul, ale i na jejich molekulové struktuře a nadmolekulární struktuře. Nejprve se polymery dělí dle tvaru makromolekul na tři základní typy [40] (viz obr.9):

- Lineární
- Rozvětvené
- Síťované

Ve vztahu 1.3.1.1. představuje M_0 molární hmotnost jedné jednotky tvořící makromolekulu v jednotkách mol/kg a n polymerizační stupeň, který je bezrozměrný.

Polymerní řetězce téže makromolekulární látky (makromolekuly) mají různé délky čili hmotnosti. Tento jev se nazývá polydisperzita polymeru. Polydisperzita vyjadřuje míru neuniformity polymeru vzhledem k rozložení molekulových hmotností [44].

Nadmolekulová struktura polymerů neboli morfologie studuje míru uspořádanosti polymeru. Vazby mezi atomy hlavního řetězce vzájemně tvoří úhel 109° . Při zvýšení teploty může dojít k rotaci jednotlivých částí makromolekuly. V tavenině tak vzniká tzv. klubko, což je označení pro neuspořádaný tvar, který je tvořen stočenou lineární makromolekulou. [45] Dle uspořádanosti se polymery dělí do dvou skupin:

- Amorfni: zcela náhodné, velmi nepravidelné
- Krystalické / Semikrystalické: plně / částečně uspořádané struktury

Krystalické polymery vznikají při procesu tzv. krystalizace, kdy dochází k ochlazení z tekutého neuspořádaného stavu (z taveniny), do stavu pevného. Makromolekuly se uspořádávají do tzv. krystalitů. Podíl těchto uspořádaných makromolekul se nazývá stupeň krystalinity polymeru [45].

Amorfni polymery naopak zůstávají v neuspořádaném stavu i po ochlazení. Krystalinita polymeru silně ovlivňuje jeho vlastnosti. Přímo úměrně s krystalinitou stoupá hustota, pevnost, tvrdost a modul pružnosti, naopak nepřímo úměrný vztah s krystalinitou má tažnost a rázová houževnatost [46]. Tyto vlastnosti se mění, jelikož v krystalické fázi polymeru se nachází makromolekuly v mnohem těsnějším uspořádání. S krystalinitou také polymery ztrácí průhlednost, tudíž amorfni polymery jsou čiré (například PMMA).

1.3.2 Vazby v polymerech

Jednotlivé monomery tvořící polymer jsou vázány tzv. primárními vazbami, v tomto případě vazbami kovalentními, které většinou působí právě na atomy uhlíku přítomny v jednotlivých řetězcích, či výjimečně mohou působit i mezi řetězci a vytvářet tak síťovaný polymer. Sekundární vazby působí mezi jednotlivými makromolekulami a drží je pohromadě, proto jsou někdy nazývány vazbami intermolekulárními. Mezi tyto vazby patří vodíkové můstky a Van der Waalovy síly. Vyskytují se mezi jednotlivými řetězci a určují tuhost polymeru. [40]

1.3.3 Přejchodové teploty polymerů

Teplota je jeden z důležitých faktorů ovlivňujících vlastnosti materiálů. Přejchodové teploty definují oblasti, kde se mění postupně či skokově stav polymeru. U polymerů rozlišujeme tři stavy, ve kterých se můžou v závislosti na teplotě pohybovat – sklovitý, kaučukovitý a tavenina. Je důležité si uvědomit, že hodnoty teplot jsou spíše střední hodnoty oblastí přechodu mezi jednotlivými stavy polymeru, tento fakt je dán polydisperzitou polymerů.

Amorfni plasty

Amorfni termoplasty jsou definovány pomocí teploty skelného přechodu T_g a teploty tečení T_f . U těchto plastů lze pozorovat největší změny vlastností v oblasti skelného přechodu, zde se mění polymer z tvrdého na houževnatý. Modul pružnosti klesá cca o tři řády. V okolí T_f klesá modul pružnosti na nulu a polymer se stává viskózním tokem neboli taveninou. U amorfni termoplastů se hovoří o T_g jako o teoretické hranici použitelnosti, jelikož nad teplotou T_g se začíná polymer samovolně deformovat a nadržuje svůj tvar ani vlastnosti.

Semikrystalické plasty

Pro semikrystalické plasty je také charakteristická teplota skelného přechodu T_g , avšak druhou charakteristickou teplotou je teplota tání T_m . U semikrystalických plastů je velmi důležitá teplota tání, jelikož je to teplota rozpadu krystalitů (čili přechodu v taveninu). V oblasti teploty skelného přechodu nemusí být změny vlastností markantní, jelikož své vlastnosti mění pouze amorfní složka. Z toho plyne, že čím vyšší stupeň krystalinity polymer vykazuje, tím menší budou změny okolo T_g .

1.3.4 Navlhavost polymeru

Navlhavost je jednoduše schopnost polymeru absorbovat z okolního prostředí vlhkost. Absorpce vlhkosti probíhá až do naplnění rovnovážného stavu mezi vlhkostí polymeru a jeho okolím. Tato vlastnost úzce souvisí s chemickou strukturou polymerů, a především pak s jejich polaritou. Polymery obsahující ve svých řetězcích silně elektronegativní prvky podléhají silné navlhavosti. Naopak pak polymery s nepolární strukturou (PE, PP) nenavlhají téměř vůbec.

Navlhavost polymeru ovlivňuje jeho vlastnosti, a to jak mechanické, tak teplotní. Projevuje se poklesem pevnosti a modulu pružnosti, takže se zvyšuje houževnatost a tažnost materiálu. Zároveň klesá schopnost materiálu odolávat vyšším teplotám. [47]

Mezi vlastnostmi suchých a navlhklých polymerů je velký rozdíl. Bezprostředně po výrobě se polymer chová jako v suchém stavu, jeho vlastnosti při každodenním používání však budou jiné. Z těchto důvodů se využívá kondicionování. Kondicionace je proces na bázi difúze vody, kdy se těleso umístí do speciální komory s kontrolovanou atmosférou až do dosažení rovnovážného stavu. V důsledku absorpce vody polymer mění své rozměry. [48]

1.3.5 Mechanické vlastnosti polymerů v tahové zkoušce

S ohledem na rozsah práce a zaměření se tato kapitola omezuje pouze na mechanické vlastnosti polymerů plynoucí z tahové zkoušky. Existuje samozřejmě celá další mechanických vlastností polymerů.

Mez pevnosti v tahu

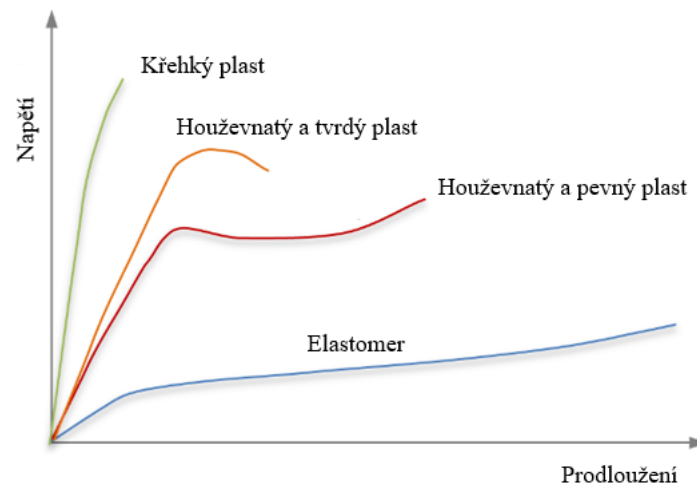
Mez pevnosti v tahu je maximální napětí, které bylo naměřeno během zkoušky tahem. Není to však většinou místo, kde dojde k přetržení vzorku. Skutečná pevnost polymeru je menší než ta teoretická, jelikož se v materiálu nachází nejrůznější nečistoty či defekty, což znamená, že mají jiné vlastnosti než zbytek materiálu. V takových místech pak může být napětí nutné k iniciaci trhlin v materiálu mnohem nižší než jinde v materiálu.

Tažnost

Tažnost určuje schopnost materiálu podléhat plastické neboli trvalé, deformaci při tahovém napětí. Tažnost určuje maximální protažení materiálu před jeho přetržením. Vyjadřuje se v procentech, jako procentuální změna délky vzorku vzhledem k počátečnímu stavu.

Modul pružnosti

Modul pružnosti neboli Youngův modul vyjadřuje tuhost materiálu. Určuje se pomocí deformačních křivek nebo pomocí Hookova zákona. Pro popis deformačního chování polymerů se využívá lineární i nelineární regrese.



Obr. 11: Deformační křivky různých typů polymerů [49]

1.4 Přehled biokompatibilních polymerních materiálů

1.4.1 Polyetheretherketon

Polyetheretherketon (PEEK) je bezbarvý polymer ze skupiny termoplastů (což jsou opakovaně tavitelné polymery). Zachovává si výborné mechanické vlastnosti, a to i při vysokých teplotách. Mluví se o něm jako o možné náhradě dnes dominujícího ultra vysokomolekulárního polyetylénu jako materiálu vhodného k výrobě implantátů, jelikož vykazuje výbornou odolnost vůči otěru. [50] Taky je oproti UHMWPE odolný proti ionizujícímu záření, které se někdy využívá ke sterilizaci implantátů či úpravě vlastností materiálu. Jeho slabinou je však bioaktivita, jelikož se velmi špatně pojí s kostí – je tak v podstatě inertní.

PEEK implantáty jsou často aplikovány v chirurgii, například při přední krční diskektomii [51] či spondylochirurgii [52]. Jeho výhodou je fakt, že na rozdíl od titanu není RTG kontrastní. Často je využíván, stejně jako implantáty z PMMA, jako kraniální implantát nebo jako dentální implantát díky již zmiňovaným vlastnostem podobných kosti. [53,54,55,56,57]

1.4.2 Polymethylmethakrylát

Polymethylmethakrylát neboli PMMA je polymer rovněž patřící do skupiny termoplastů. Jeho chemický vzorec je $(C_5O_2H_8)_n$. [58] Díky jeho vhodné tvrdosti se běžně využívá v ortopedii, především jako kraniální implantát. [59,60,61] V dnešní době se také hojně využívá v zubním lékařství jako nová varianta dentálního implantátu namísto titanu [62,63]. PMMA je v čistém stavu průhledný, a tak se využívá i jako orbitální implantát po enukleaci očního bulbu. [64,65]

1.4.3 Polyuretan

Polyuretany (PUR) jsou biokompatibilní polymery charakteristické uretanovou vazbou. Vynikají především skvělou adhezí ke tkáni. V závislosti na příměsích mohou vykazovat vlastnosti termosetů i termoplastů. Mohou být biostabilní ale i biodegradovatelné. Polyuretany mají vysokou hydrolytickou stabilitu a biostabilitu. To znamená, že odolávají degradaci in vivo, čehož se využívá pro různé typy medicínských aplikací, jako například umělá srdeční chlopeň [66], umělý ušní bubínek [67], cévní štěpy [68] nebo různé stenty [69,70].

Polyuretany se často modifikují tak, aby byly výsledkem bioresorbovatelné materiály k využití v tkáňovém inženýrství, jelikož se pak dovedou vstřebat či vyloučit z těla pacienta v rámci měsíců bez nutnosti chirurgického zákroku. [71] Pokud jsou do polymeru přidány estery, zrychlí se jeho degradace, což vede k vývoji zcela nových materiálů určených například k regeneraci kostí, chrupavky, či menisků [72,73,74]. Modifikované polyuretany jsou dále využívány jako nosné struktury (tzv. skafold) – umělá kůže, nervy [75], nebo léčiva s postupným uvolňováním [76,77].

1.4.4 Polypropylen

Polypropylen (PP) je polymer vznikající polymerací za vysokého tlaku a teplot, chová se jako termoplast. Je obecně tvrdý a pružný, má dobrou chemickou odolnost a odolnost proti únavě. Z polypropylenu se nejčastěji vyrábějí síťky na podporu tkáně, která vyhřezává. Využívá se například při léčbě kýly, kde se ukazuje jako mnohem efektivnější než obyčejné šití [78]. V oblasti dentální chirurgie se uvažuje o používání propylenu na membrány sloužící ke kontrolovanému hojení kosti a tkáně [79]. Zároveň se o polypropylenu uvažuje jako o dalším možném materiálu určenému k 3D tisku kraniálních implantátů [80].

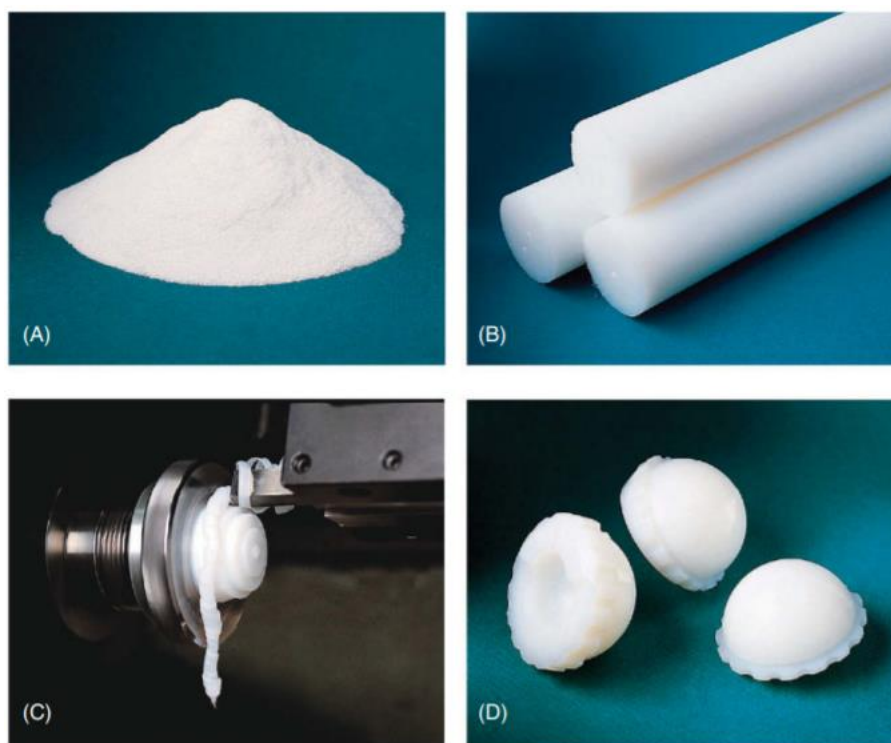
1.4.5 Polyetylén

Polyethylen (PE) je dnes nejrozšířenějším plastem na světě. Obvykle patří k termoplastům, někdy však může být upraven na termoset. Je tvořen polymerací ethenu a podle způsobu výroby je rozlišován na mnoho typů, a to podle množství molekul v řetězci. Může tak být polyethylen s vysokou hustotou (High-density polyethylene – HDPE) či polyethylen s nízkou hustotou (Low-density polyethylene – LDPE) a mnoho dalších. Mezi ty nejvýznamnější patří právě HDPE, LDPE a UHMWPE.

UHMWPE

UHMWPE neboli ultra vysoko molekulární polyethylen patří mezi tzv. lineární plasty, což znamená, že jeho řetězce jsou přímé a nerozvětvené. Řetězce UHMWPE jsou extrémně dlouhé, v řádu 10^5 monomerů. Jednotlivé monomery jsou spojeny kovalentními vazbami, řetězce pak pojí Van der Waalsovy síly.

UHMWPE je vyráběn americkou společností Celanese, respektive její dceřinou společností Ticona, ve dvou provedeních – GUR® 1020 (Typ 1) and GUR® 1050 (Typ 2). Výroba UHMWPE ve formě prášku podléhá normám ISO 5834-1 [81] a ASTM F648 [82]. Tento prášek je nutné konsolidovat za vysokého tlaku a teploty během určitého času využitím nejčastěji extruze či lisování. Takto upravený UHMWPE může být dále obráběn do požadované formy. [83]



Obr. 12: Etapy zpracování UHMWPE (A) prášek UHMWPE (B) konsolidovaný polotovár (C) obrábění UHMWPE (D) finální produkt [83]

UHMWPE má nízký koeficient tření, vysokou odolnost proti otěru a vysokou pevnost a je zároveň bioinertní. Vysokomolekulární polyetylen zůstává nejvyužívanějším polymerem kloubních náhrad především díky jeho nízkému koeficientu tření, ten se pohybuje kolem hodnoty 0,1 až 0,2.

Tab. 1: Přehled mechanických vlastností plastů využívaných v medicínských aplikacích [3,46,83,84,85,86,87].

	PMMA	PEEK	PUR	PP	UHMWPE
Molární hmotnost [g/mol]	$13 \cdot 10^3 - 220 \cdot 10^3$	$14,3 \cdot 10^3 - 100 \cdot 10^3$	$7 \cdot 10^3 - 12 \cdot 10^3$	$100 \cdot 10^3 - 600 \cdot 10^3$	$3 \cdot 10^6 - 6 \cdot 10^6$
Hustota [kg/m³]	1180	1320	15 – 600	900 – 910	941 – 965
Krystalinita [%]	0	16 – 47	0 – 13	60 – 75	39 – 75
T_f [°C]	1,6	334	141-150	176	135
T_g [°C]	105	143	-50	-18	-150
Youngův modul [GPa]	4,5	3-4	0,02	0,7	1
Pevnost v tahu [MPa]	70	90 – 100	18 – 47	300 – 400	21
Tažnost [%]	4,5	0,3 – 1,5	310 – 870	120 – 700	400
Absorbce vody [%]	0,3 – 0,4	0,001	0	0,1	0

1.5 Biomateriály

Austenitické korozivzdorné oceli byly používány dříve, avšak s ohledem na své vlastnosti již byly nahrazeny modernějšími materiály, které budou prezentovány v této kapitole.

1.5.1 Titanové slitiny

Titan se během posledních let stal nejvýznačnějším materiálem na poli medicíny. To je zapříčiněno především jeho vysokou biokompatibilitou. Titan není toxický, karcinogenní a ani nepůsobí jako alergen. Tyto jeho vlastnosti jsou dány tím, že titan na svém povrchu vytváří tzv. pasivační vrstvu, která je tvořena stabilními oxidy (TiO , TiO_2) [88]. Díky této vrstvě je titan biologicky neaktivní. Další významnou výhodou titanu je to, že k němu kost po určitém čase většinou přilne – kost se regeneruje a roste přímo na povrchu kovu [89]. Jedná se o tzv. osteogenezi či osteointegraci [90]. Na svou relativně nízkou hustotu je velmi pevný. Využívá se především k výrobě implantátů v ortopedii, ale i v dentální protetice. Další jeho zajímavou aplikací jsou titanové povlaky, ty se využívají k povlakování nejrůznějších implantátů, například při výrobě umělé srdeční chlopně [91].

1.5.2 Kobaltové slitiny (Co-Cr)

Kobaltové slitiny jsou využívány především díky své odolnosti proti korozi, mechanickým vlastnostem a nízkému koeficientu tření. Jejich největší předností je však odolnost proti ořezu [92]. Korozivzdornost je opět dána tvorbou pasivační vrstvy, která je tvořena oxidy chromu.

Slitiny kobaltu využívány pro kloubní náhrady obsahují okolo 30 % chromu a 5–7 % molybdenu, někdy se do kobaltových slitin přidává i nikl. Kobalt, chrom i nikl jsou však považovány za alergenní prvky.

1.5.3 Hořčíkové slitiny

Hořčík se aktuálně jeví jako velmi perspektivní materiál pro biologicky odbouratelné implantáty [93]. Jedná se o dočasné implantáty, které se využívají například při hojení zlomenin. Klasické implantáty je nutné po zahojení tkáně vyjmout z těla, tudíž je nutná další operace. Hořčík tzv. biokoroduje, tedy se v těle pacienta rozpustí bez jakéhokoliv rizika – je biokompatibilní [94]. Je velmi důležitý pro správnou funkci metabolismu [95] a ionty magnesia usnadňují hojení tkání [96]. Pokud je v těle nadbytek hořčíku, tělo ho bez problémů vyloučí v moči [97].

Vhodnou aplikací jsou biodegradabilní dráty, sloužící k fixaci kostí. Například u sternotomie, kdy se chirurg potřebuje dostat k srdci musí rozřezat hrudní kost, provést operaci a srdce a pak opět sternum spojit [98]. Další aplikací jsou cévní stenty [94].

1.5.4 Keramika

Keramických materiálů, které se používají v lékařských aplikacích, je mnoho. Keramika má mnoho aplikací – například jako implantáty středního ucha [99], ale i při náhradě kloubů [100] [101], nebo dentálních implantátů [102]. Je to především díky dobré biokompatibilitě keramiky a lidského organismu. Může být bioinertní i bioaktivní. Nejčastěji využívaná bioinertní keramika je oxid hlinitý (základ Al_2O_3) či oxid zirkoničitý, mezi bioaktivní keramiky patří hydroxyapatitová keramika s $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, fosforečnan vápenitý (CaP) a bioaktivní sklo-keramika, jako například Bioglass® 4S5S [103]. Bioaktivní sklo 4S5S je svým chemickým složením příbuzné lidské kosti, a tak s ní tvoří pevný srůst, který nelze rozdělit jinak než poškozením kosti [104].

Slibným moderním keramickým materiálem je také BIOLOX®delta, tvořen kombinací oxidů zirkoničitých a hlinitých, který se využívá k výrobě femorálních komponent kolenního implantátu [105]. Jeho hlavní předností je velmi nízký koeficient tření.



Obr. 13: Kolenní implantát s femorální hlaví z keramiky BIOLOX®delta [105]

1.5.5 Tantal

Tantal patří mezi bioinertní materiály, je biokompatibilní a nepostrádá ani schopnost oseointegrace. Korozní odolnost tantalu zajišťuje vrstva oxidů Ta_2O_5 , která zároveň i zlepšuje jeho adhezi k tkáni [106]. Z pohledu mechanických vlastností jej však limituje nízká tvrdost, ale naopak jeho modul pružnosti je velmi blízký kosti.

Tantal se může vyrábět jako vysoce porézní materiál s 75–85 % porozity, takovýto materiál je velmi podobný svým vlastnostem trabekulární kosti [107] (tkáň kosti nacházející se pod povrchem kosti). Využívá se v ortopedii k výrobě implantátů kolenního [108] a kyčelního kloubu [109], ale i na výrobu dentálních implantátů [106].

V následující tabulce je uvedeno srovnání biomateriálů, ze kterých se vytváří náhrady femorálních a tibálních částí. Z tabulky lze pozorovat velké odchylky modulů pružnosti jednotlivých materiálů od modulu pružnosti kosti.

Tab. 2: Srovnání modulů pružnosti vybraných materiálů [84, 107].

Materiál	Modul pružnosti [GPa]
korozivzdorná ocel	230
Ti6Al4V	110
slitina Co-Cr	210
tantal	2,5–3,9
keramika	200–380
Bioglass®	75
kostní tkáň	12–18
trabekulární kost	0,1–0,5

1.6 Polyetylénová kolenní vložka z UHMWPE

Femoro-tibiální vložka je nejkritičtější částí celého implantátu. Je to právě ona, která limituje životnost celého implantátu kvůli své degradaci. Zajišťuje však správné dosednutí kovových částí a tlumí nárazy.

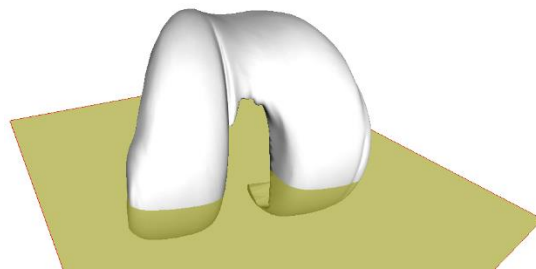
1.6.1 Design

Design náhrady kolenního kloubu by měl odpovídat tvaru přirozeného kloubu. Je potřeba zajistit správné dosednutí funkčních ploch, jelikož v případě umělé kloubní náhrady nejsou k dispozici menisky k vyrovnávání jakýchkoliv nerovností, a zároveň je nutné zachovat všechny mechanické vlastnosti kolene. Během operace pacient ztrácí přetnutím vazy, a tak je koleno méně stabilizováno (podle operačního přístupu).

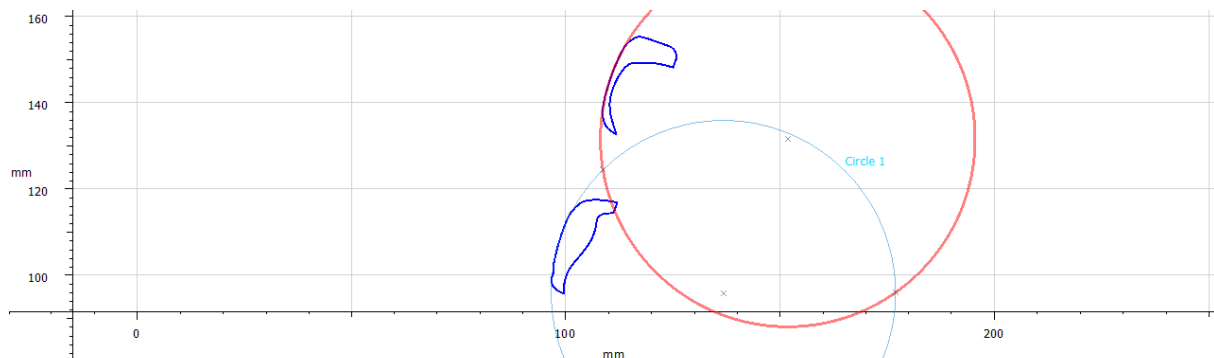
Přirozený kolenní kloub je asymetrický a inkongruentní. Podle stávajících postupů je povrch obvykle diagnosticky nasnímán, digitálně upraven pro vytvoření co nejdokonalějšího kinematického uspořádání, a k němu je následně vytvořen funkční protikus. Tibiální kovová část implantátu už pak pro mechanismus pohybu kloubu není příliš důležitá, neboť slouží jako podpora pro tibiální vložku, po které femorální kovová část implantátu vykonává svůj pohyb.

K zaručení co nejlepšího kontaktního pnutí je třeba, aby byly plochy v neustálém kontaktu. Z tohoto důvodu je vhodné nejprve analyzovat již vytvořenou femorální hlavici a následně díky její geometrii určit geometrii tibiální vložky. Experimentální metody potvrzují, že je vhodné využívat kružnic (viz následující obrázky), jelikož dobře kopírují reálnou geometrii implantátu. Jedná se o dvojitou interpolaci ve dvou směrech, jak v podélném, tak ve svislém.

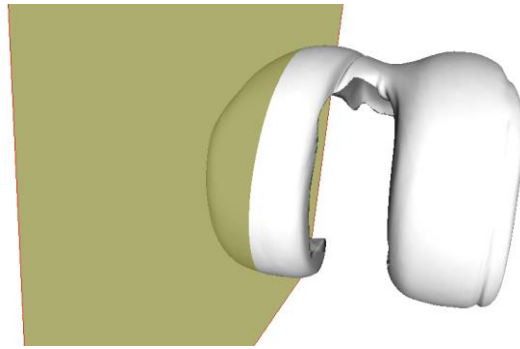
Následující obrázky potvrzují, že se dá vhodně prokládat plochy implantátu kružnicemi, na obrázcích číslo 14, 16 a 18 lze vidět naskenovaný model femorální hlavice implantátu proložený rovinou řezu. Na obrázku č. 13 je proložen ve směru podélném a v obrázcích ř. 15 a 17 je proložen ve směru svislém. Na obrázcích č. 15, 17 a 19 lze pozorovat řez implantátem (obrys modré barvy). Kružnice věrohodně kopírují tvar implantátu ve všech třech případech a umožňují tak využití této skutečnosti při výrobě protikusu v podobě plastové tibiální komponenty. Toto měření bylo provedeno na přístroji Alicona IF G5.



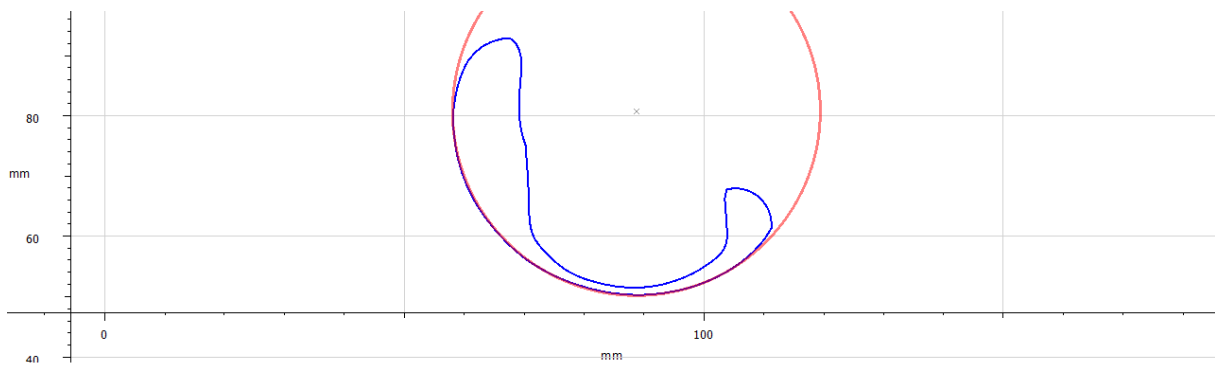
Obr. 14: Proložení implantátu rovinou řezu v podélném směru.



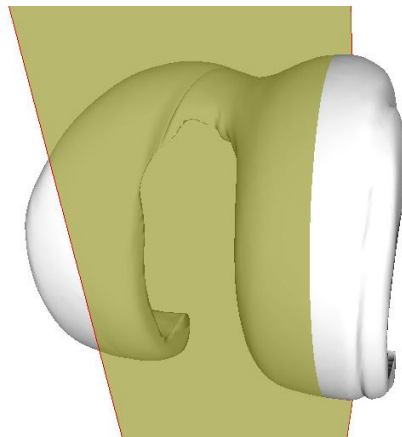
Obr. 15: Interpolace kontaktních ploch implantátu kružnicemi.



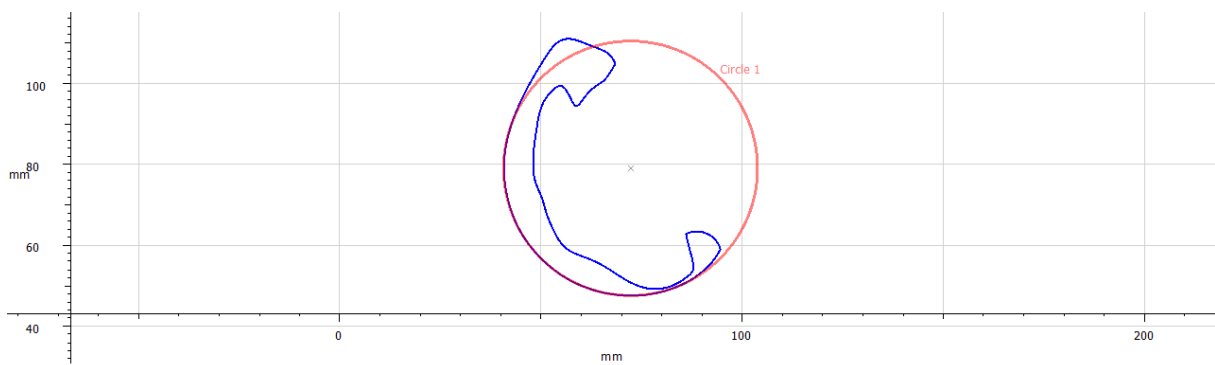
Obr. 16: Proložení implantátu rovinou řezu ve svislém směru.



Obr. 17: Interpolace kontaktní plochy implantátu kružnicí.



Obr. 18: Proložení implantátu rovinou řezu ve svislém směru.



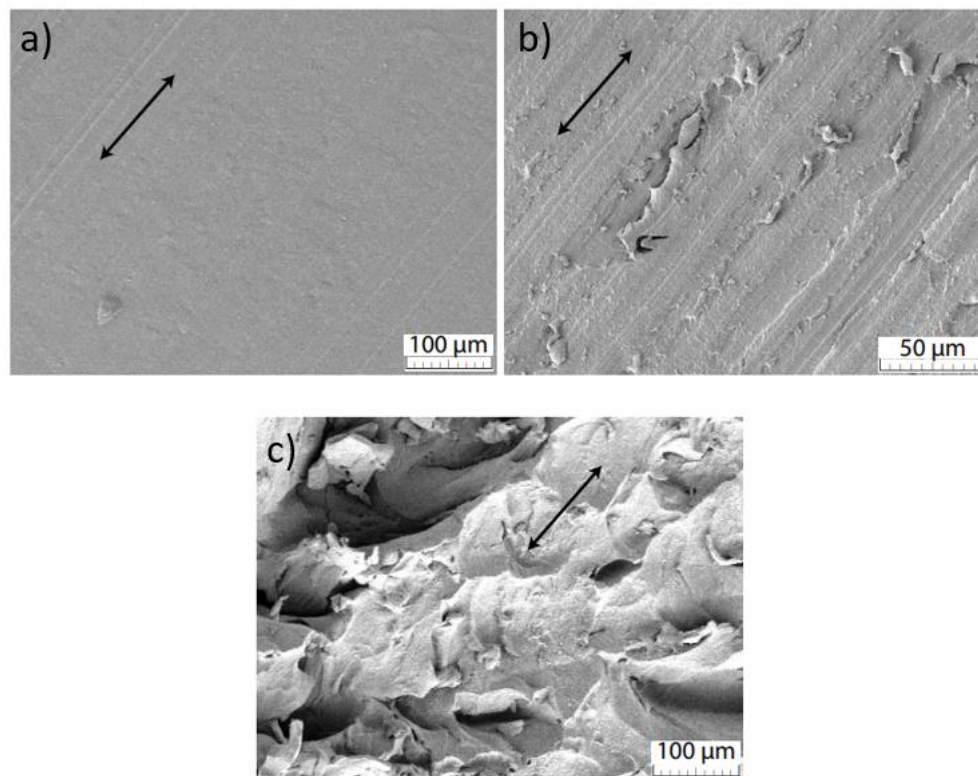
Obr. 19: Interpolace kontaktní plochy implantátu kružnicí.

Pro výrobu/obrábění tibiální vložky s danou geometrií se nabízí jako vhodná technologie frézování. Je nutné vytvářet velmi komplikovaný tvarový povrch, a tak je vhodné používat kulovou stopkovou frézu.

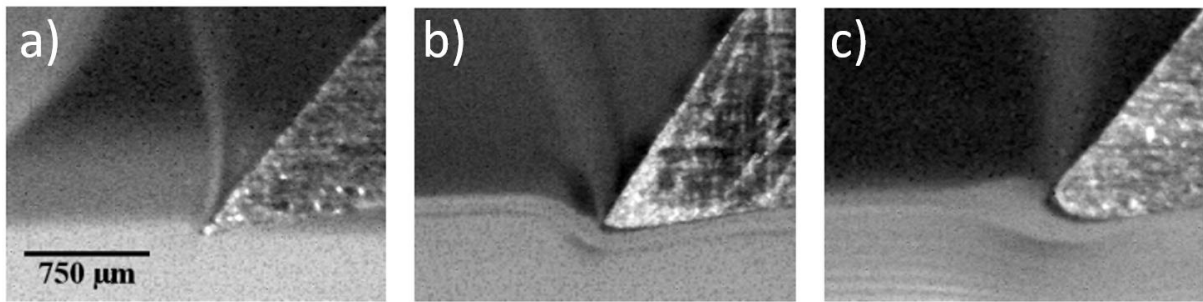
1.6.2 Obrábění UHMWPE

Zdravotnický sektor má velmi vysoké nároky na kvalitu produktů. Objem výroby ve zdravotnickém sektoru neustále roste, početní roční růst je odhadován na 7–12 % [110]. Implantáty jsou vyráběny z těch nejkvalitnějších biokompatibilních materiálů, jako je titan, keramika, Co–Cr slitiny, či polymery.

Polymery jsou obecně klasifikovány jako těžce obrobitelné materiály [111], z čehož UHMWPE není žádnou výjimkou. Je to především kvůli jeho viskoelastickému chování, které ovlivňuje formování třísky. Nízký Youngův modul vede k vysokým elastickým deformacím. Při obrábění při normálních podmínkách (nad T_g) jsou velmi důležité rezné podmínky obrábění, především geometrie nástroje, jeho ostrost a úhel sklonu, rezná rychlost. Rezná rychlost a stav opotřebení nástroje ovlivňuje finální kvalitu povrchu nejméně z předešlých parametrů. [112] Úhel sklonu silně ovlivňuje výslednou kvalitu povrchu [112]. Na obr. 20 je znázorněna kvalita povrchu ultra vysokomolekulárního polyetylénu v závislosti na poloměru zaoblení ostří nástroje. Na obr. 21 je vidět vliv této ostrosti břitu nástroje na deformaci obrobku. Ostrost břitu nástroje je pozorovatelná v jeho zaoblení – čím je větší, tím nástroj hůře proniká do materiálu a obrobek vykazuje větší plastickou deformaci v povrchové vrstvě po obrobení.



Obr. 20: Kvalita povrchu UHMWPE v závislosti na ostrosti břitu nástroje [112], a) ostrý nástroj, b) opotřeбенý nástroj, c) silně opotřeбенý nástroj.



Obr. 21: Vliv ostrosti břitu nástroje na plastickou deformaci obrobku při obrábění [112], a) ostrý nástroj, b) opotřebený nástroj, c) silně opotřebený nástroj.

Tvorba třísky

Při obrábění polymerů je nejspíše největší potíž v odlišném utváření třísky. Komplexní reologické chování polymerů neumožňuje přesný matematický popis plastického toku třísky, jako je tomu například u kovů, které jsou dobře popsány řadou metod. Problém představuje již stanovení přesné meze kluzu a přechodu mezi elastickým a plastickým chováním materiálů. Vysoká tvárnost těchto plastů rovněž komplikuje odvod třísky, neboť třísky mají tendenci navíjet se na řezný nástroj a vtahovat se do řezu.

Obecně je doporučena tvorba tvárné, plynulé třísky, neboť krátké třísky a drobné třísky jsou zpravidla spojeny s větší drsností povrchu obrobene plochy. Plynulé a dlouhé třísky pomáhají více odvádět teplo z místa řezu než třísky krátké, ale jejich tloušťka je srovnatelná s tloušťkou odebírané vrstvy materiálu, neboť materiál nevykazuje tendenci k plastickému zpevnění, ale naopak odpevnění (změknutí) v průběhu řezání a tvorby třísky [112].

Chlazení

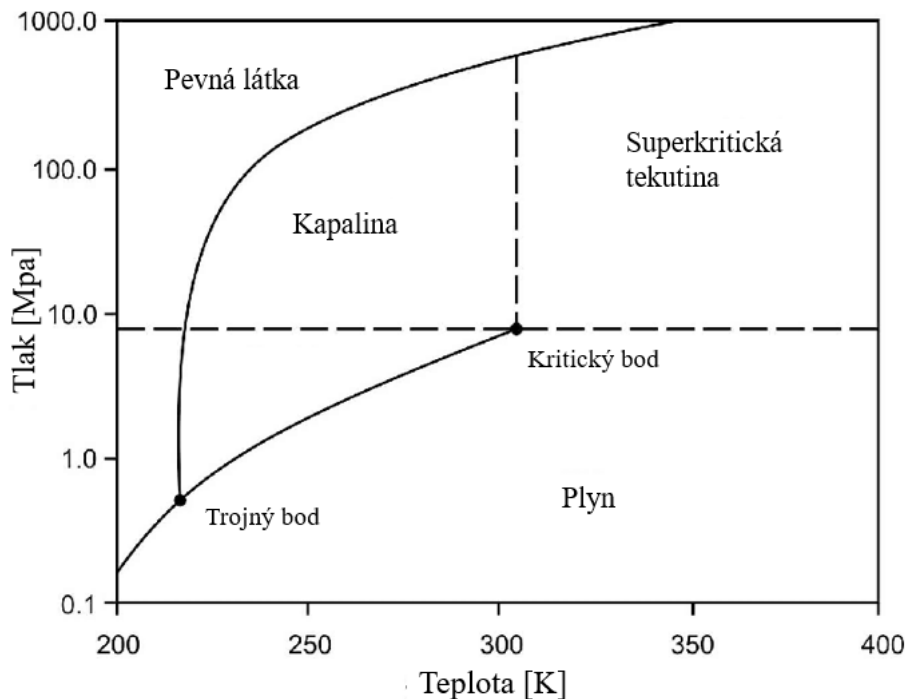
Obrábění UHMWPE pro medicínské aplikace je velmi specifické, jelikož materiál nesmí přijít do styku s čímkoliv, co by jej mohlo kontaminovat či by narušilo jeho strukturu. Porozita UHMWPE ztěžuje používání běžných chladicích kapalin, jelikož by jejich následná evakuace nebyla snadná. Ke zlepšení kvality povrchu při obrábění se tedy obecně nevyužívají chladicí média, avšak lze využít přímo teploty. Při měnící se teplotě na rozhraní nástroj-obrobek se silně mění mechanické vlastnosti polymeru, což pak ovlivňuje jeho odezvu při obrábění [113].

T (°C)	E (GPa)	σ_y (MPa)
100	0.071	8
50	0.259	12
25	0.613	23
-20	0.871	29
-40	1.066	36
-60	1.169	39

Obr. 22: Vliv mechanických vlastností UHMWPE na své teplotě [114].

Zmrazením obrobku na kryogenní teploty (<-123,15 °C) se zvyšuje pevnost povrchu a pak i následná kvalita povrchu po obrábění [113]. Obrábění za kryogenních teplot se ukazuje jako velmi efektivní metoda zlepšení kvality povrchu materiálu, jelikož vede ke snížení drsnosti povrchu až o 61 % [114]. Další možností je ochlazení prostředí, ve kterém se obrábí, což také zvyšuje kvalitu povrchu, i když méně než snížení teploty obrobku [113].

Aktuálním předmětem studií je chlazení polymerů pomocí oxidu uhličitého, který se nachází v tzv. superkritickém stavu, kdy se chová jako plyn i kapalina.



Obr. 23: Fázový diagram tlak-teplota pro oxid uhličitý [115]

Superkritický CO_2 je čistým chladícím médiem, který se někdy využívá stejně jako etylenoxid při sterilizaci zdravotnických produktů [116], což dobře ilustruje jeho biokompatibilitu. Mechanismus chlazení je velmi odlišný od toho klasického, scCO_2 se ochlazuje na principu Joule-Thomsonova jevu [117]. Jakmile je scCO_2 uvolněn do určeného místa, tak v důsledku okamžitého poklesu tlaku se mění tekutina na plyn a pevnou část. Tato fázová změna přitahuje velké množství energie z okolí, což vede k poklesu teploty až na -72°C . [118] Chlazení oxidem uhličitým v superkritickém stavu vykazuje stejné či lepší výsledky obrábění [118].

Soustružení

UHMWPE vykazuje z pohledu řezných sil dobrou obrobiteľnosť. Standardní dosažitelná drsnost povrchu (vyjádřená pomocí R_a) se pohybuje okolo $3\mu\text{m}$, z toho nejmenší drsnost povrchu vzniká při nejmenších posuvových rychlostech [119]. Nicméně pro výrobu kolenních implantátů, kterými se zabývá tato práce, se tato technologie nepoužívá.

Frézování

Frézování je snad nejvariabilnějším způsobem obrábění součástí, v závislosti na typu frézy lze obrábět nejrůznější tvarové povrchy, zvláště s aplikací kulových nebo toroidních fréz.

1.6.3 Dokončovací úpravy

Omílání

Pro dokončovací operace, vyžadující vysokou výslednou kvalitu povrchu, se využívá například omílání různými abrazivními prostředky. Omílání je mechanický proces, který využívá vzájemný pohyb obrobku a abrazivních těles. Obrobek koná planetární či pouze rotační pohyb. Pro výslednou kvalitu povrchu je kritická volba abrazivního média a technologické režimy (otáčky, výdrže), což se určuje na základě materiálu obrobku, požadavků na kvalitu atd.

Termomechanické opracování

V této práci je termomechanickým opracováním uvažováno povrchové zahřátí povrchu materiálu pomocí ohřátého nástroje při aplikaci určitého tlaku za účelem snížení povrchové drsnosti, zlepšení nosného podílu povrchu a eliminace uvolňování otěrových částic z místa tribologického kontaktu.

1.6.4 Sterilizace UHMWPE

Sterilizace je souhrn činností, které vedou k plné eliminaci živých mikroorganismů. Některé sterilizační procesy je nutno pro in vivo aplikace vyřadit kvůli vlastnostem materiálu či toxicitě (elektronový paprsek, formaldehyd atd.).

Několik typů sterilizace využívaných pro implantáty z UHMWPE:

- plazmou
- etylenoxidem (EO)
- zářením

Při sterilizaci plazmou a EO jsou implantáty v propustném obalu, aby se k němu mohly dostat sterilizační látky. Naopak při ozařování gamma paprsky je materiál uložen ve vzduchotěsném obalu [83].

Sterilizace zářením

Ionizující záření má tu výhodu, že nevyužívá tepla. Využívá se k němu ^{60}Co vyzařující fotony, které pronikají velmi hluboko do materiálu. Obvyklá dávka radiace je v rozmezí 25–40 kGy [83].

I když byla sterilizace gamma paprsky po dlouhou dobu volbou číslo jedna pro sterilizaci implantátů, mnoho studií potvrzuje, že ozáření materiálu provokuje změny jeho chemických a mechanických vlastností [120]. Oxidativní změny vedou ke zvýšení hustoty a krystalinity materiálu [121,122]. Implantáty byly nejprve baleny do prodyšných obalů, u kterých se potvrdila spojitost mezi druhem sterilizace a následnou degradací. Ta byla pravděpodobně vyvolána volnými makroradikály, které provokují řetězovou reakci v polymeru, která následně vede k oxidaci materiálu [120,123].

Za účelem snížení oxidace po ozáření materiálu se začalo využívat vzduchotěsných obalů. Ty jsou naplněny inertním plynem jako je například argon, dusík, helium či oxid uhličitý. Avšak studie poukázaly, že gamma sterilizace zvyšuje krystalinitu polymeru bez ohledu na balení [124]. Krystalinita je pak jeden z faktorů, které podporují mechanismy abraze v materiálu.

Sterilizace ethylen oxidem

Etylenoxid je sám o sobě toxický, karcinogenní a velmi reaktivní plyn. Díky jeho reaktivitě tvoří EO ireverzibilní chemické reakce s patogeny, čímž je efektivně ničí. Parametry ovlivňující proces jsou vlhkost, čas, teplota a koncentrace plynu [83,125]. Výhodou sterilizace EO je to, že materiál není vystaven vysokým teplotám a vlhkosti, ale především není ozařován.

Proces se odehrává v plynové komoře a má tři etapy – příprava materiálu, vystavení plynu pod tlakem a provzdušňování [126]. Po odvětrání by nemělo zůstat žádné riziko pro zdraví pacienta, proto je tento krok velmi důležitý.

UHMWPE je vhodným adeptem ke sterilizaci pomocí EO, jelikož je vzhledem k němu inertní a dle mnohých studií etylenoxid neovlivňuje jeho mechanické ani chemické vlastnosti. [127] [128] Podle mnohých studií UHMWPE po sterilizaci EO nepodléhá takové oxidaci, jako například při ozařování gamma paprsky. [129] Nevýhodou je však doba procesu, která trvá řádově desítky hodin [126].

Sterilizace plazmou

Tento proces využívá plazmy neboli ionizovaného plynu k ničení patogenních mikroorganismů [125]. Plazma je složena z kladně a záporně nabitých částic. Je prováděna při teplotách nižších než 50 °C. Sterilizaci je prováděna plazmou v kombinaci a) s peroxidem vodíku b) s kyselinou peroctovou. Oproti ostatním sterilizacím je u sterilizace plazmou nesporná výhoda úspora času (není nutné následné provětrávání materiálu). V případě za a) trvá celý proces 3–4 hodiny a za b) jen 75 minut [83].

Proces sterilizace není předmětem této práce, a tak se v ní neřeší výběr vhodné metody. Nicméně metoda sterilizace významně ovlivňuje konečné vlastnosti materiálu a jeho následnou degradaci.

1.6.5 Degradace UHMWPE

Jak už bylo zmíněno, degradace UHMWPE omezuje životnost implantátu na jednotky let. Z řady prací a dle konzultací s ortopedy vyplývá, že existují převážně tři dominantní mechanismy, které jsou zodpovědné za opotřebení UHMWPE – abraze, adheze, a únava materiálu. Každodenní mechanický pohyb v kloubu způsobuje abrazi UHMWPE za vzniku mikroskopických částic s rozměry nejčastěji v rozmezí 0,1 μm až 10 μm [130], dle studií však mohou být i menší [131] či větší [132]. Množství těchto částic je pak v rozmezí $0,85 \cdot 10^9$ až $141,85 \cdot 10^9$, se střední hodnotou $26,84 \cdot 10^9$ [133]. Ty se pak lokálně uvolňují v okolí implantátu a následně kolují tělem pacienta, či jsou pohlceny makrofágy (fagocytóza) [134]. Mohou pak způsobit závažné komplikace, jako například infekci, osteolýzu či mrtvici. [135,136,137]

Formy opotřebení materiálu:

a) Abraze

Abrazivní opotřebení je definováno jako oddělování částic materiálu tělesa vlivem tření vyvolaným pohybem jiného tělesa s tvrdším a drsnějším povrchem (případně abrazivními částicemi) [138]. Rozlišují se tedy dva mechanismy abraze, a to opotřebení vlivem tření funkční plochy o částice či o jinou plochu (tzv. *two-body wear*, dvou-tělesové opotřebení) nebo opotřebení vlivem mikročástic, které se nacházejí mezi dvěma funkčními plochami (tzv. *three-body wear*) [139]. U polymerů je abrazivní mechanismus velmi složitý, jelikož se často ve studiích objevují protichůdné výsledky [140].

b) Adheze

Adhezivní opotřebení nastává mezi dvěma povrchy, které jsou vůči sobě v pohybu a jsou přitlačovány určitou silou. Jelikož tyto povrchy disponují různou mírou mikroskopických nerovností, styk obou ploch se pak uskutečňuje pouze v těchto malých oblastech. Ty se pak vlivem tření plasticky a elasticky deformují a vytváří adhezní spoje, které se následným pohybem opět porušují.

Adheze ovlivňuje drsnost povrchu obou materiálů, jelikož UHMWPE vytváří auto-lubrikační vrstvu i na povrchu kovové komponenty. Adheze zpravidla není závislá na drsnosti povrchu, objevuje se na hladkých površích stejně tak jako na jemných. [141] Adhezivní degradace je v artikulačních kloubech dominující. [142]

c) Delaminace

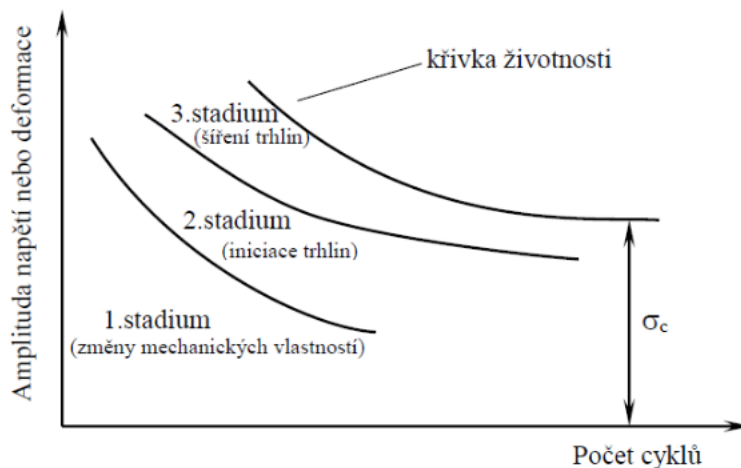
Delaminace neboli oddělování jednotlivých vrstev materiálu vzniká vlivem plošného zatížení materiálu. Je úzce spojena s procesem únavy materiálu. Mechanismus delaminace sestává ze čtyř etap, a to nejprve z plastické deformace namáhaného povrchu, která provokuje podpovrchové mikrotrhliny, jenž se následně šíří paralelně s povrchem. Při dosažení kritické délky se trhlina propaguje směrem k povrchu, po čemž následuje oddělení tenké vrstvy materiálu, u plastů se setkáváme typicky s vrstvou materiálu, která má vločkovitý tvar a zvrásněný povrch striacemi. [141,143,144] Oddělené částice způsobené procesem delaminace dosahují velkých rozměrů – 50 μm až několik milimetrů. [145,146]

d) Mechanická únav

Mechanická únav se projevuje při cyklickém mechanickém zatěžování, kdy je zatížení menší než mez pevnosti materiálu, a dokonce většinou i menší než jeho mez kluzu. Při vystavení materiálu takovému zatížení se postupně kumuluje poškození materiálu ve formě jeho plastické deformace. Projevuje se vznikem mikroskopických trhlin a jejich šířením v materiálu. Pokud se trhlina stane nestabilní, začne se rychle zvětšovat a rozšiřovat až do makroskopických rozměrů, což vede až k únavovému lomu. [147] [143] Existují dva typy únavy, nízkocyklová únav a vysokocyklová únav. Hranice mezi nimi se uvádí okolo 10 000 cyklů [148].

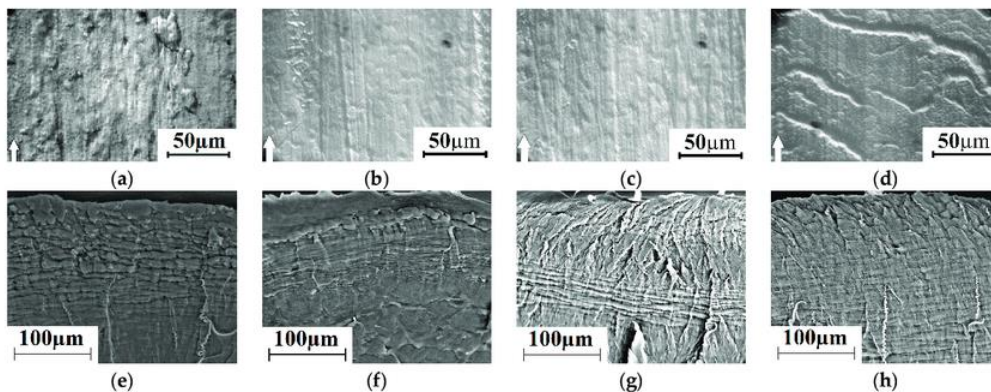
Průběh poškození materiálu mechanickou únavou se dělí na tři stádia:

- 1) Změna mechanických a fyzikálních vlastností materiálu
- 2) Iniclace únavové trhliny (nukleace): pro plasty je toto stádium velmi krátké ve srovnání se třetím stádiem
- 3) Šíření únavové trhliny



Obr. 24: Stádia únavového procesu [149]

- 1) Změna mechanických a fyzikálních vlastností materiálu vzniká v důsledku dislokačních procesů v materiálu. Ty pak ovlivňují mikrostrukturu materiálu a mění tak jeho mechanické i fyzikální vlastnosti. Intenzita změn vlastností je zpočátku procesu nejintenzivnější a s přibývajícými cykly klesá, až skoro ustane, tento stav se nazývá saturace. Materiál klade cyklickému zatížení proměnlivý odpor, který může v čase stoupat, tzn. cyklicky zpevňovat nebo klesat tzn. cyklicky odpevňovat či změkčovat. U polymerů je pozorováno pouze cyklické odpevňování [150].
- 2) Iniciace únavové trhliny (nukleace) je pro plasty velmi krátké stadium ve srovnání s etapou 3. Vznik únavové trhliny neboli tzv. iniciace bývá zapříčiněna [87]:
 - cyklickým zatížením,
 - nerovnostmi materiálu,
 - termickými šoky,
 - korozi,
 - vnitřními koncentratory napětí.
- 3) Šíření únavové trhliny následuje ihned po její iniciaci v důsledku pokračujícího cyklického zatěžování. Únavová trhlina se šíří až do dosažení tzv. kritické délky, po čemž následuje lom. Únavová trhlina se vlivem cyklického zatěžování uzavírá a opět otevírá, což na povrchu tvoří zvrásnění neboli tzv. striace. Pomocí jejich rozteče lze zjistit lokální rychlost šíření trhliny. Lom materiálu se dělí na křehký a houževnatý, přičemž houževnatému lomu předchází plastická deformace materiálu. [87]



Obr. 25: Únava UHMWPE na povrchu a pod povrchem, při různých podmínkách: (a,e) $-P = 60 \text{ N}$, $V = 0.3 \text{ m/s}$; (b,f) $-P = 60 \text{ N}$, $V = 0.5 \text{ m/s}$; (c,g) $-P = 140 \text{ N}$, $V = 0.3 \text{ m/s}$; (d,h) $-P = 140 \text{ N}$, $V = 0.5 \text{ m/s}$ [151]

e) Oxidace

Reakce probíhající v polymerech respektují zákonitosti nízkomolekulárních látek, polyetylén tedy následuje oxidační mechanismus nízkomolekulárních uhlovodíků, který se nazývá Bollandův cyklus [152]. V tomto mechanismu je prvním krokem tzv. iniciace, kdy vznikají makroradikály, které následně reagují s kyslíkem za vzniku peroxidového radikálu, který reaguje s jinou makromolekulou za vzniku nového radikálu a hydroperoxidu. Nový radikál pak opakuje cyklus, což neustále provokuje pokračování (propagaci) oxidační reakce. [153] V případě UHMWPE je iniciace cyklu zapříčiněna

vnějším faktorem dodávajícím dostatečnou energii pro rozštěpení vazby atomů kyslíku peroxidu či hydroperoxidu, jedná se o homolytickou reakci. Peroxid či hydroperoxid vznikají při konsolidaci polymerního prášku UHMWPE či při následném zpracování, jelikož je prakticky nemožné obdržet polymer zcela bez kyslíku. Energie pro iniciaci cyklu může být dodána mnoha způsoby, například světlem (fotooxidace), napětím (mechanická oxidace), teplem (termooxidace) či ionizujícím gamma zářením (viz gamma sterilizace). [83]

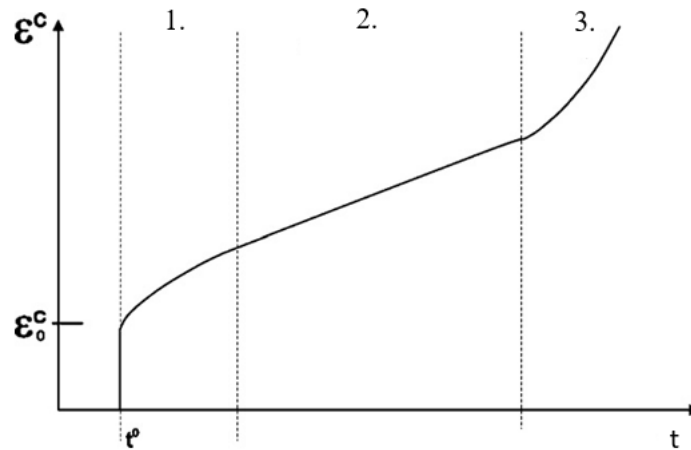
Oxidace UHMWPE je skoro vždy doprovázena změnou barvy materiálu – materiál zbledá až zežloutne. Tento jev je zapříčiněn rozpadem lisovaného materiálu na jeho původní částice, což souvisí se špatnou konsolidací materiálu. Prvním stádiem oxidace je zblednutí materiálu, po kterém následuje zvýšení krystalinity a nakonec probíhá samotná oxidace. Oxidaci UHMWPE lze pozorovat i u nepoužitých vzorků, což vede k závěru, že tento jev je spojen se zpracováním a výrobou UHMWPE, případně s jeho sterilizací, nikoliv však s jeho namáháním. [154,155]

K omezení degradačního procesu oxidace se využívá stabilizace UHMWPE, která spočívá v eliminaci zbytkových radikálů, jelikož jsou to právě tyto částice, které následně provokují oxidační reakci v materiálu. [156] Většinou se tak využívá tepelných úprav, a to žíhání (tzv. annealing) nebo žíhání s překrystalizací (tzv. remelting). Obě tyto metody sestávají v ohřevu materiálu, v případě annealingu těsně pod teplotu tání, u remeltingu pak těsně nad teplotu tání. Výsledkem je zánik většiny zbytkových radikálů v případě annealingu či v případě remeltingu všech zbytkových radikálů přítomných v materiálu. I přes to, že v destrukci volných radikálů je remelting efektivnější, využívanějším je annealing, a to proto, že díky nižším teplotám zachovává mikrostrukturu a mechanické vlastnosti UHMWPE. [83,157,158] Nejnovější metodou stabilizace UHMWPE je přidání syntetického antioxidantu α -tokoferolu (neboli vitamínu E), který jej pak chrání před volnými radikály. Vitamin E se přimíchává do práškového polyetylenu v tekuté formě v koncentraci okolo 1000 ppm a míchání pak probíhá v tavenině. [83,159] Stabilizace tepelnými úpravami v materiálu provokuje změny mechanických vlastností a dle studií se jeví stabilizace vitamínem E jako vhodnější alternativa [160,161]. Tím, že vitamin E efektivně stabilizuje UHMWPE a snižuje tak jeho oxidaci, snižuje s ní přímo úměrně i množství uvolněných otěrových částic. [161,163] Tuto metodu pak upravuje americká norma ASTM F 2695-07 [164].

f) Tečení materiálu

Creep neboli tečení materiálu je proces, při kterém se objevují plastické deformace během času i pod mezí kluzu materiálu. Je závislý na provozní teplotě materiálu, která je však většinou konstantní. Na tečení materiálu je možné nahlížet jako na proces, který vzniká nárůstem trvalé deformace při konstantním tlaku a teplotě. Přetvoření materiálu je rozděleno do tří stádií:

- 1) Primární (přechodné): vyznačuje se poklesem rychlosti tečení materiálu
- 2) Sekundární (ustálené): jedná se o nejdelší stádium, které se taky nazývá oblast ustáleného creepu, jelikož se rychlost tečení ustálí na konstantní hodnotě
- 3) Terciální (nestabilní): v tomto stádiu rychlost tečení začíná opět stoupat vlivem změn ve struktuře materiálu, vzniku vnitřních trhlin, či se stoupajícím napětím, je zakončeno lomem součásti



Obr. 26: Typická creepová křivka pro viskoelastický materiál 1. primární, 2. sekundární, 3. terciální stádium [165].

UHMWPE podléhá creepu, ale jak už z principu creepu vyplývá, míra tečení materiálu je nejintenzivnější první měsíce po implantaci. [166] Dále míra degradace materiálu tečením klesá, až se stane během prvních 12-18 měsíců po operaci zanedbatelná [167,168].

g) Plastická deformace

Proces plastické deformace je způsoben vysokým namáháním za mezí kluzu, za tímto bodem dochází k velkým deformacím, které jsou již trvalé. Podstatou mechanismu na mikroskopické bázi je pohyb a přesun atomů v krystalické mřížce, který je vynucen aplikovaným napětím. Tyto deformace navíc již nejsou přímo úměrné zatížení, jak je tomu při elastické deformaci (Hookův zákon). [169]

1.6.6 Kontroly

Kontroly implantátů jsou zpočátku intenzivnější, aby se co nejrychleji předešlo případným komplikacím a aby se mohlo sledovat správné uchycení implantátu. Během několika měsíců po operaci klesá hustota kosti až o 23 %, to je způsobeno operačním postupem, zánětem a změnou struktury v kosti, kterou provokuje změna na ni vyvíjeného zatížení. [170]

Kontroly po TEP (totální endoprotéza neboli totální náhrada kloubu), jsou velmi důležité pro včasné zachycení komplikací. První kontrola obvykle probíhá nejpozději 3 měsíce po operaci, pak za 1 rok a později obvykle po 1–2 letech. Při kontrolách implantátů se hojně využívá radiologických technologií, jako magnetické rezonance (MR), výpočetní tomografie (CT) a pozitronové emisní tomografie (PET) či případně ultrazvuku. [171,172]

1.6.7 Výměna

Doposud probíhala výměna kolenního implantátu tak, že se po posouzení lékařů přistupovalo k výměně implantátu v celém rozsahu.

Nový koncept kolenních implantátů z ÚST FSI VUT předpokládá výměnu pouze plastové vložky, jelikož je ona tím limitujícím prvkem v celé sestavě. Tento postup je méně invazivní, a tak by měl vést k rychlejší rekonvalescenci pacienta a usnadnění práce chirurgů.

2 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST – FRÉZOVÁNÍ

Experimentální část této práce se zaměřuje na studium kvality povrchu vzorků z UHMWPE po frézování s různými parametry. Konkrétně se jedná o posuvovou rychlost, rychlost řezu a síly působící na obrobek.

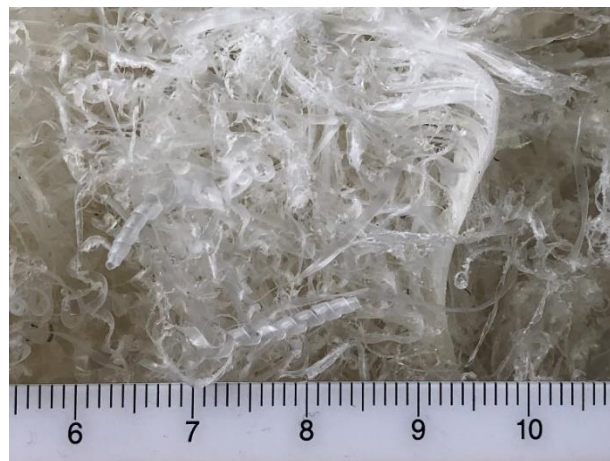
2.1 Výroba vzorků

Materiál byl zakoupen od britské firmy Orthoplastics, byl nejprve extrudován z jemných granulí GUR® 2024 vyrobených firmou Celanese. Modul pružnosti materiálu je přibližně 830 MPa a jeho hustota 930 kg/m^3 [173]. Polotovár měl tvar hranolu s rozměry 80x100-500 mm (obr. 27). Materiál byl nařezán pomocí pásové pily BOMBAR Brno, pilovým pásem PILANA 1640x13x0,65/10z C125 W STANDARD na vzorky ve tvaru desek řeznou rychlostí 20 m/min a posuvovou rychlostí 50 mm/min bez chlazení. Výsledná tříška po obrábění je souvislá a vinutá a lze vidět na obr. 28.

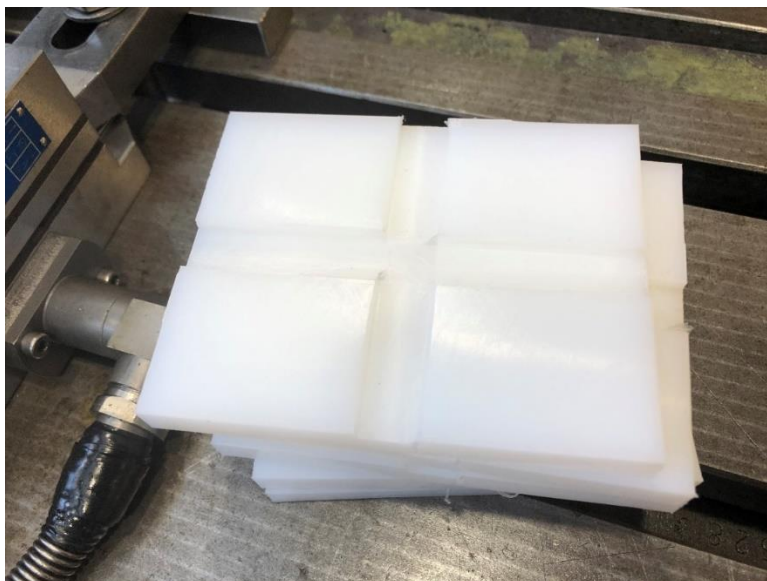
Destičky byly dále obrobeny čelní frézou Octomil VBD OFEX05T305FN-M05 PCD20 D125mm od firmy SECO Tools. Použité řezné parametry byly 300 m/min pro řeznou rychlost a 315 mm/min pro posuvovou rychlost při hloubce řezu 1 mm, rovněž bez chlazení. Destičky byly následně rozděleny na 4 oblasti (viz obr. 29). Každá ze tří destiček s označením A, B či C bude určena pro jednu posuvovou rychlost a každá ze čtyř částí destičky (například pro destičku A: A1, A2, A3, A4) bude určena pro jinou řeznou rychlost. V tab. 3 je shrnutí označení vzorků a použitých řezných parametrů k analýze frézování.



Obr. 27: Polotovár UHMWPE.



Obr. 28: Třísky po rozřezání hranolu UHMWPE na destičky pomocí pásové pily.



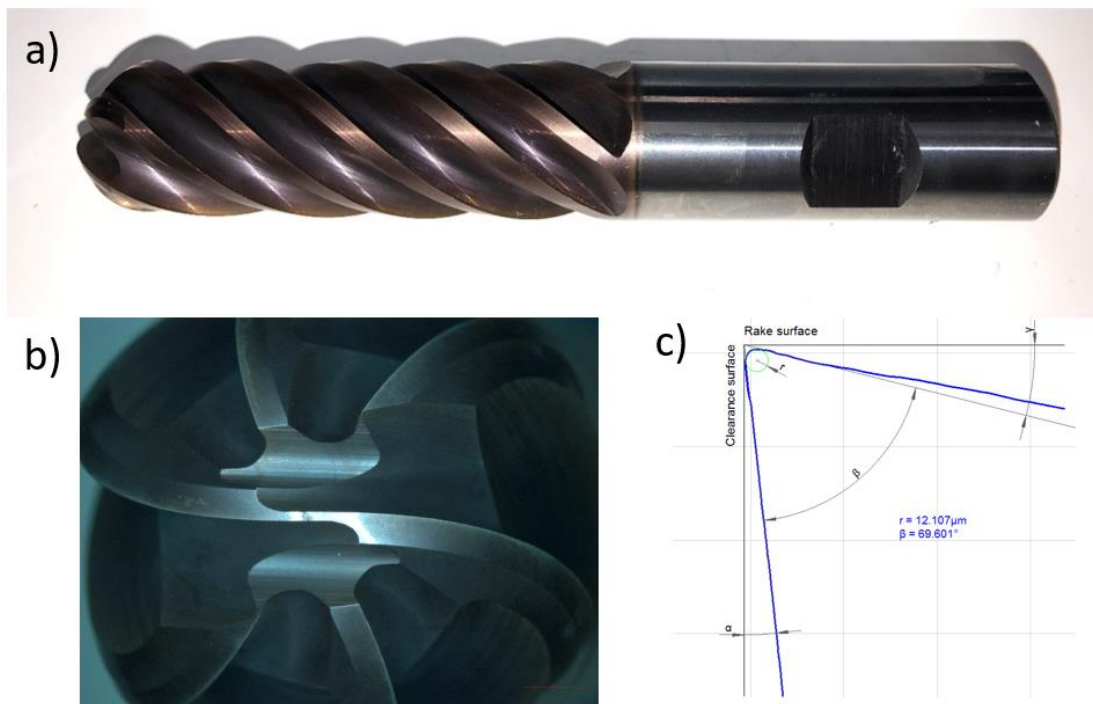
Obr. 29: Zhotovená deska se čtyřmi oblastmi pro analýzu vlivu tloušťky třísky a řezné rychlosti.

Tab. 3: Tabulka shrnující popis vzorků a řezných podmínek.

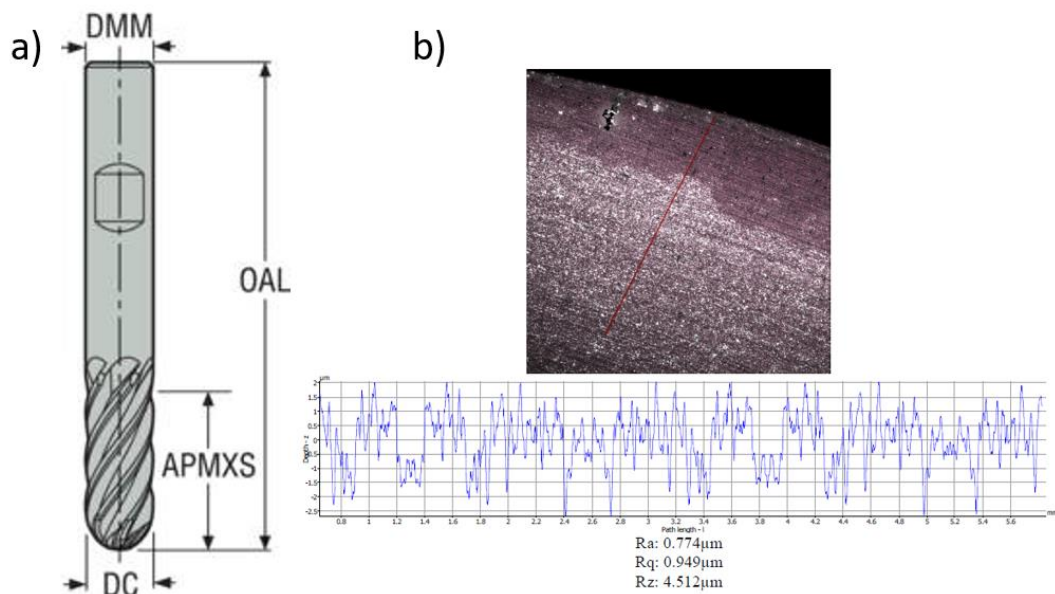
Destička		Otáčky [1/min]	Řezná rychlost [m/min]	Posuvová rychlost [mm/min]	Posuv na zub [mm]
A	1	1120	70,3	315	0,047
	2	1800	113	315	0,029
	3	2800	175,8	315	0,019
	4	4500	282,6	315	0,012
B	1	1120	70,3	450	0,067
	2	1800	113	450	0,042
	3	2800	175,8	450	0,027
	4	4500	282,6	450	0,017
C	1	1120	70,3	630	0,094
	2	1800	113	630	0,058
	3	2800	175,8	630	0,038
	4	4500	282,6	630	0,023

2.2 Nástroj a upínání obrobku

K frézování byla využita nová (ostrá) šestibřitá kulová fréza od firmy SECO s označením JS730200D3B.3Z6-HXT, vyrobená ze slinutých karbidů a povlakovaná vrstvou (Al, Ti)N. Fréza má poloměr DMM=20 mm, celkovou délkou OAL =121 mm (viz obrázky č. 30, 31). Na obrázcích je vidět celý nástroj a detaily ostří na čele frézy. Fréza vyniká vysokou ostroostí břitu vzhledem ke sklonu šroubovice a speciálnímu výbrusu (poloměr zaoblení ostří v ortogonální rovině je nižší než 13 μm , pozitivní úhel čela přibližně 12°) po celé délce ostří, hladký výbrus s $R_a < 0,8 \mu\text{m}$.



Obr. 30: Kulová fréza SECO JS730200D3B.3Z6-HXT, a) celkový pohled, b) čelní pohled, c) analýza břitu v ortogonální rovině.



Obr. 31: Kulová fréza, DMM=20 mm, OAL =121 mm, APMXS=62 mm, DC=20 mm, Z=6, a) celkový přehled, b) analýza drsnosti čelní plochy v ortogonální rovině.

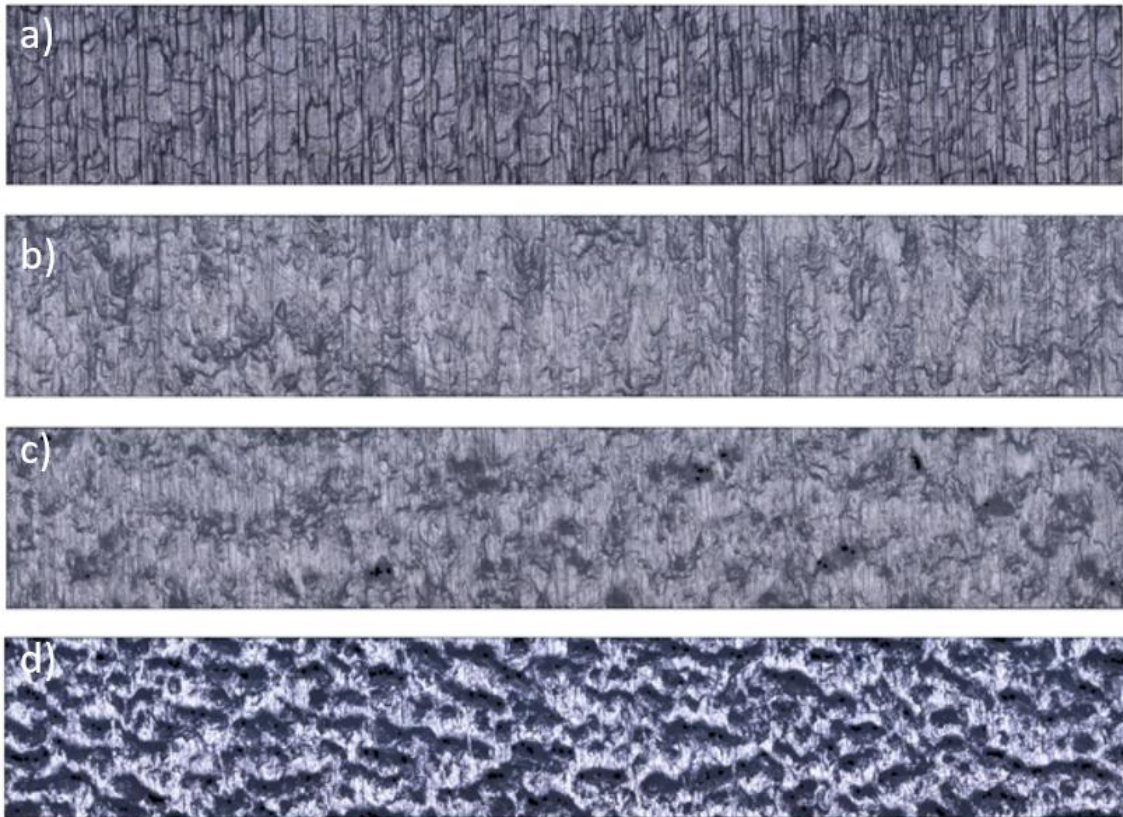
Jistý problém představovalo upínání vzorku – jelikož je materiál houževnatý s nízkým modulem pružnosti, začal se obrobek po upnutí při použití vyšších sil prohýbat. Toto prohnutí bylo nutné eliminovat metrologickým měřením rovinnosti povrchu, aby byly limitovány profilové nerovnosti. Obráběcím strojem byla frézka FNK25, upnutí frézy bylo pomocí systému Weldon.



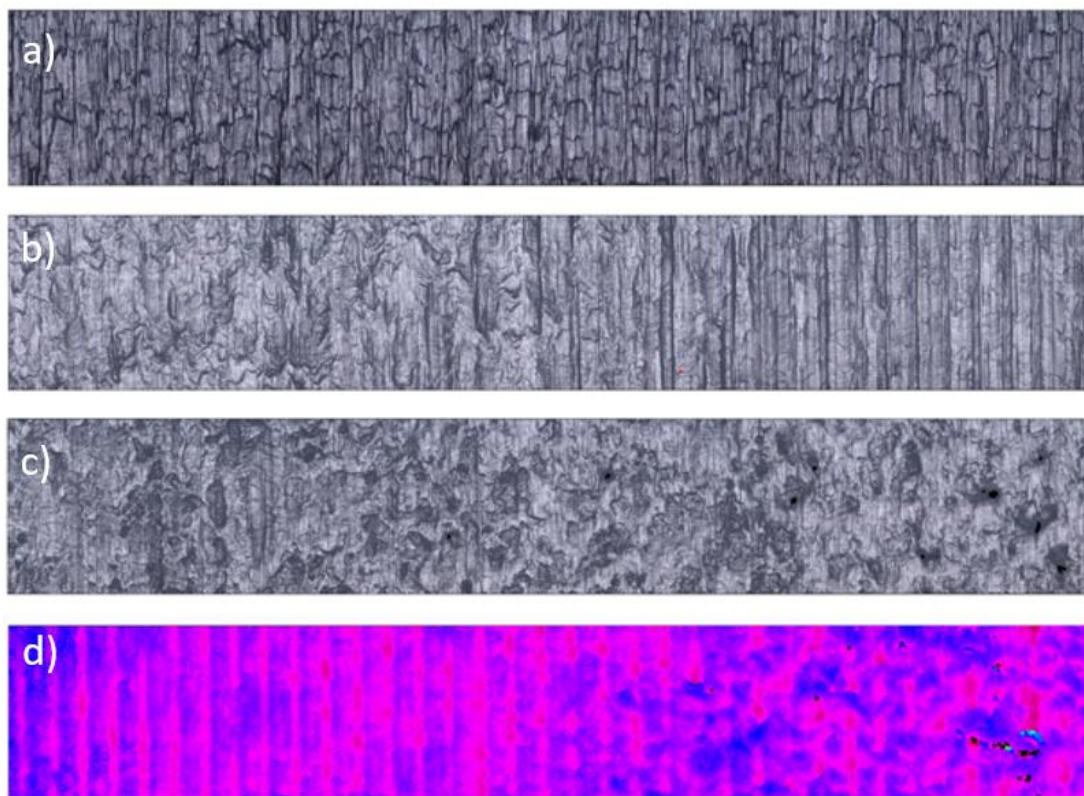
Obr. 32: Frézka s upnutým zkušebním vzorkem a snímačem Kistler 9257 B.

2.3 Analýza drsnosti povrchu

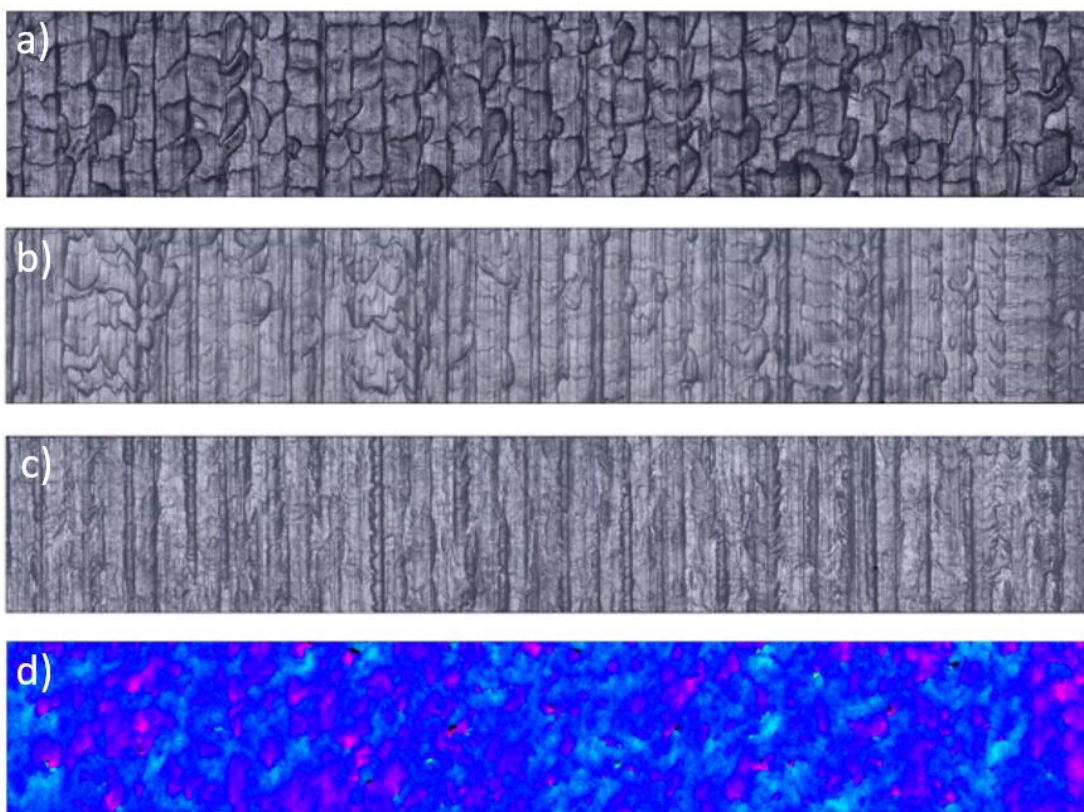
K analýze drsnosti povrchu bylo využito zařízení Alicona Infinity Focus G5 na bázi světelné mikroskopie a k optickému pozorování i další světelné mikroskopy. Dále v práci byla využita i elektronová mikroskopie.



Obr. 33: Snímky struktury povrchu po frézování s posuvovou rychlostí 315 mm/min a) A1 b) A2 c) A3 d) A4.



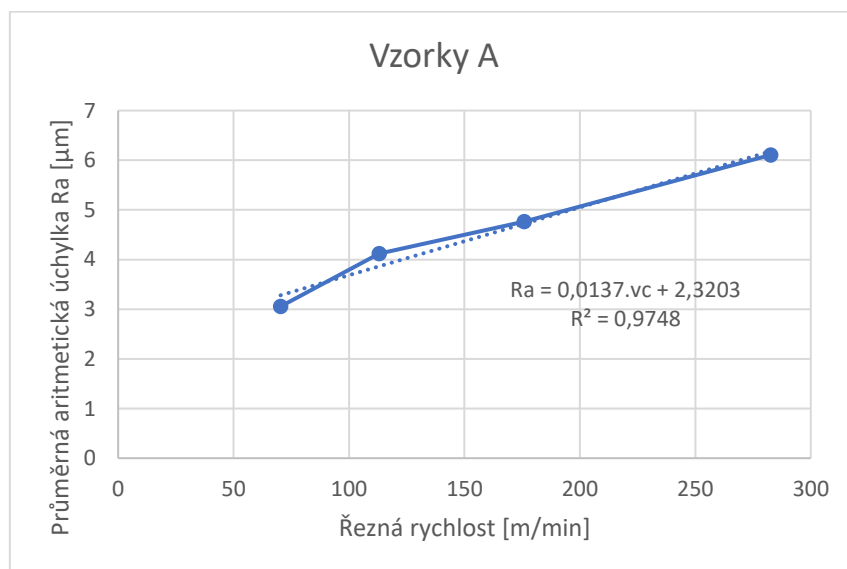
Obr. 34: Snímky struktury povrchu po frézování s posuvovou rychlostí 450 mm/min a) B1 b) B2 c) B3 d) B4.



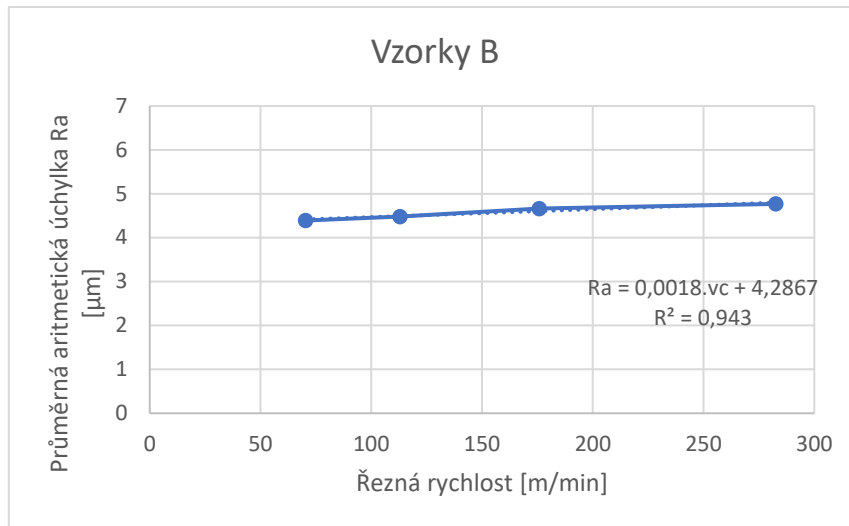
Obr. 35: Snímky struktury povrchu po frézování s posuvovou rychlostí 630 mm/min a) C1 b) C2 c) C3 d) C4.

Tab. 4: Shrnutí dosažených drsností povrchů vzorků.

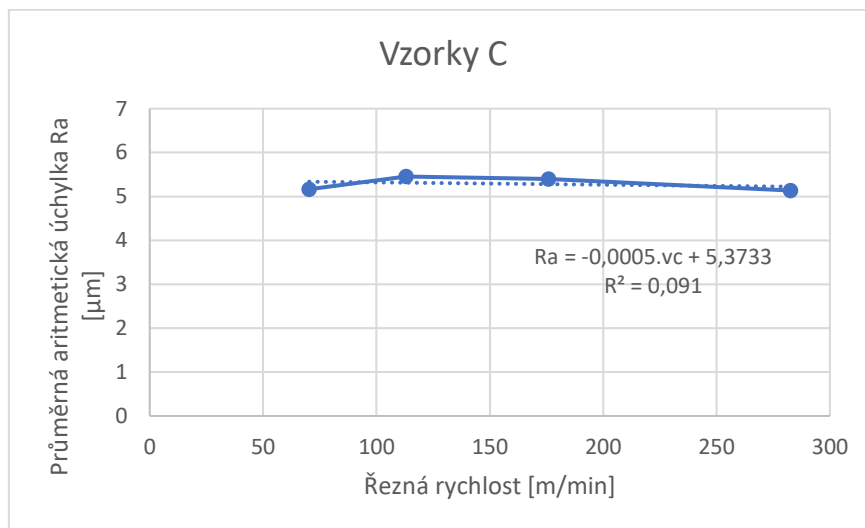
Vzorek	Dosažená Ra [μm]
A1	3,055
A2	4,119
A3	4,764
A4	6,106
B1	4,390
B2	4,483
B3	4,664
B4	4,769
C1	5,163
C2	5,454
C3	5,400
C4	5,135



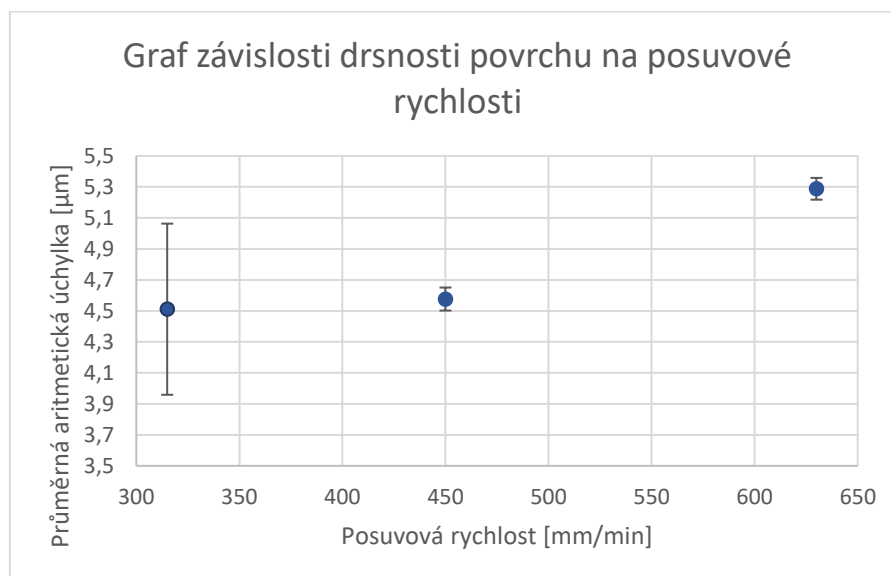
Obr. 36: Závislost průměrné aritmetické úchylny na řezné rychlosti vzorku A, tedy při posuvové rychlosti 315 mm/min.



Obr. 37: Závislost průměrné aritmetické úchylky na řezné rychlosti vzorku B, tedy při posuvové rychlosti 450 mm/min.



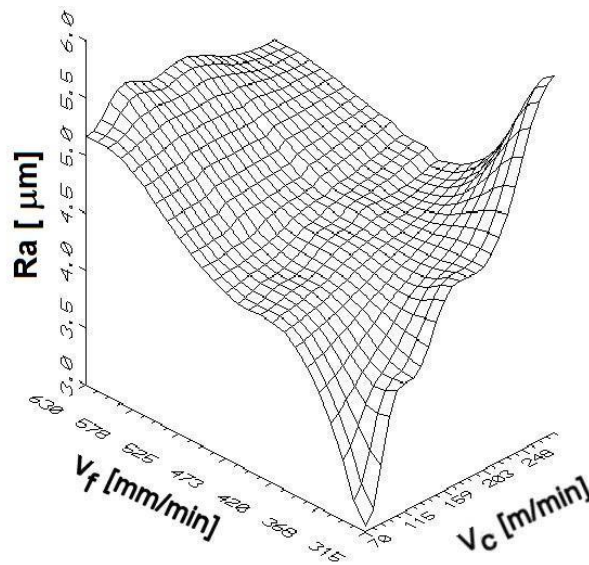
Obr. 38: Závislost průměrné aritmetické úchylky na řezné rychlosti vzorku C, tedy při posuvové rychlosti 630 mm/min



Obr. 39: Graf závislosti drsnosti povrchu na posuvové rychlosti.

Snímky povrchu po frézování ukazují, že na povrchu zůstává výrazná stopa po bříty frézy (například obr. 35 b)) a z mikroskopických obrázků je též patrné tečení materiálu (obr. 33 d)), které je způsobeno silným ohřevem v místě obrábění a sníženého odvodu tepla z místa řezu.

Z grafů závislosti průměrné aritmetické úchyly na řezné rychlosti pro každou posuvovou rychlost vyplývá sice, že ji ovlivňuje, a to nejsilněji při nejnižší posuvové rychlosti, avšak tento vliv není tak signifikantní jako vliv posuvové rychlosti na drsnost povrchu. V tomto případě je stoupající trend závislosti zřejmý, i když u nejnižší posuvové rychlosti je opravdu velká směrodatná odchylka. Kvůli této odchylce se dá předpokládat, že je trend opravdu silně stoupající vzhledem k následujícím dvěma bodům grafu. Kvůli vysokému rozptylu hodnot u vzorku A by bylo vhodné pro tuto posuvovou rychlost měření opakovat, aby se toto tvrzení dalo potvrdit s vyšší jistotou.

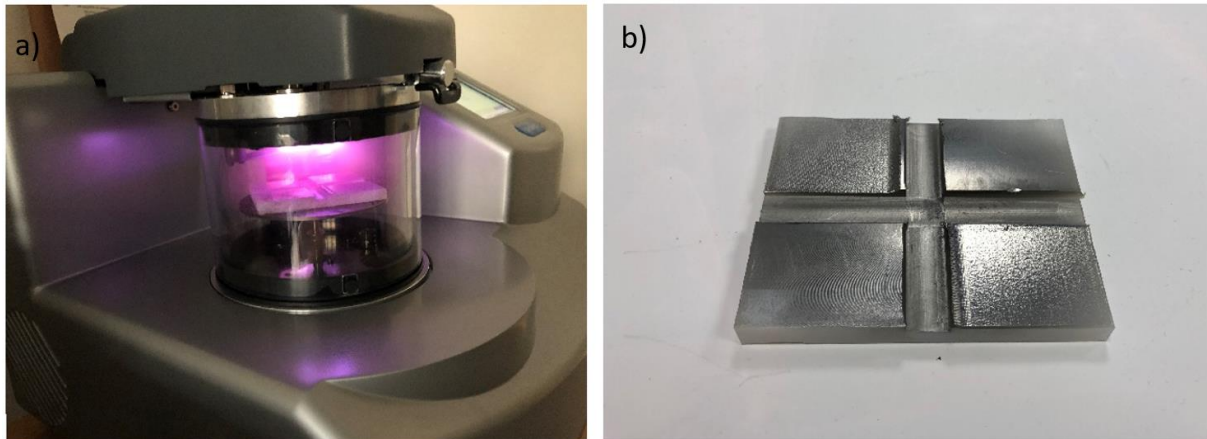


Obr. 40: 3D graf závislosti drsnosti povrchu na řezné a posuvové rychlosti.

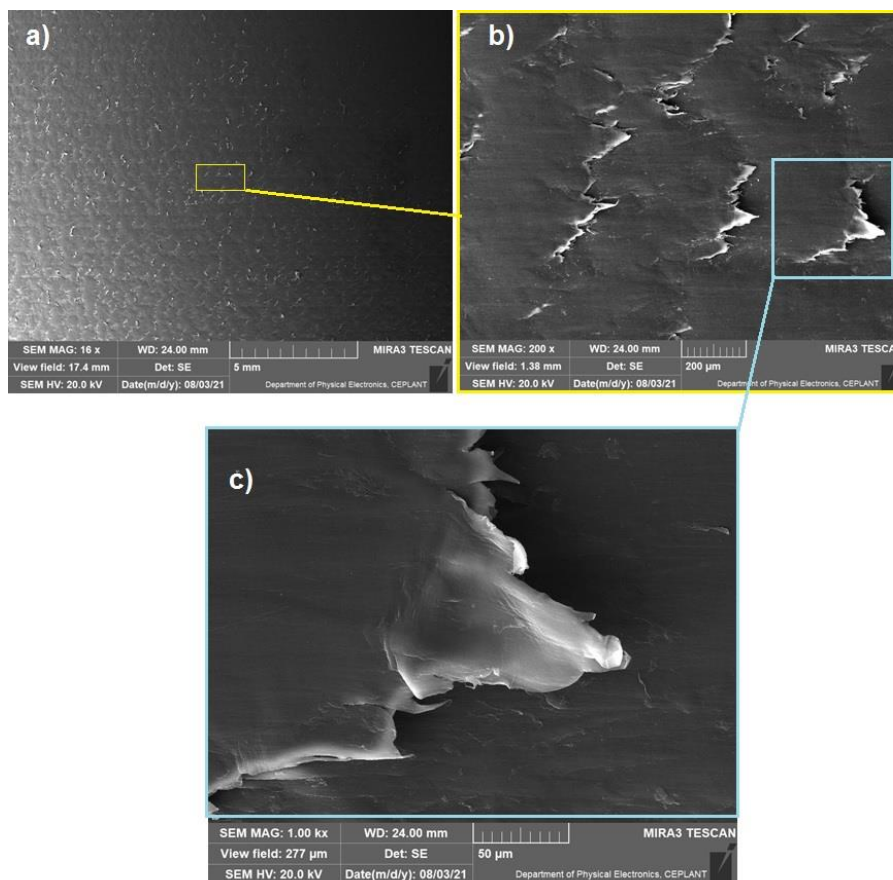
Z celkového srovnání všech 12 vzorků (viz obr. 40) jasně vyplývá, že nejlepší kvalita povrchu ($R_a 3,055$) je dosažena při nejnižší posuvové rychlosti a nejnižší řezné rychlosti. Tento fakt je způsoben tím, že při vyšších řezných a posuvových rychlostech se materiál více zahřívá, a tudíž dochází k větší deformaci. Nicméně žádná z dosažených drsností povrchů není uspokojivá. Pro co nejdelší životnost implantátu je nutné dosáhnout co nejlepší kvality povrchu, aby se zamezilo případným koncentrátorům napětí v materiálu. Podobné výsledky obdrželi Kousuke Shintoku a Hirohisha Narita ve své studii o frézování s kulovou frézou na nakloněných rovinách [174]. Ve své studii obdrželi obdobné stopy po frézování na povrchu materiálu a nejlepší výsledky obrábění obdrželi při posuvové rychlosti v rozmezí 120-240 mm/min a řezné rychlosti 50 m/min, což je srovnatelné s parametry při frézování použitých v této bakalářské práci (315 mm/min, 70 m/min). Obdrželi však nižší drsnost povrchu, což je způsobeno skoro dvounásobně nižší posuvovou rychlostí. Zároveň se jejich studie rovněž shoduje v tom, že posuvová rychlost má na výslednou kvalitu mnohem vyšší dopad než řezná rychlost.

2.4 Analýza povrchu a trisek na elektronovém mikroskopu

Analýza povrchu byla provedena pomocí rastrovacího elektronového mikroskopu vyrobeného firmou TESCAN typu MIRA 3. Povrch materiálu bylo nejprve nutné naprášit vrstvou 20nm AuPd pomocí zařízení Quorum Q150R ES PLUS k zajištění vodivosti vzorku a jeho vyčištění (obr. 41). Analýza byla prováděna na destičce po frézování s označením B, konkrétně pak na povrchu B1 a B4 (parametry viz tab. 3 a tab. 4).



Obr. 41: Naprašování povrchu vzorku, a) proces naprašování, b) naprašovaná destička UHMWPE s vrstvou 20 nm AuPd.

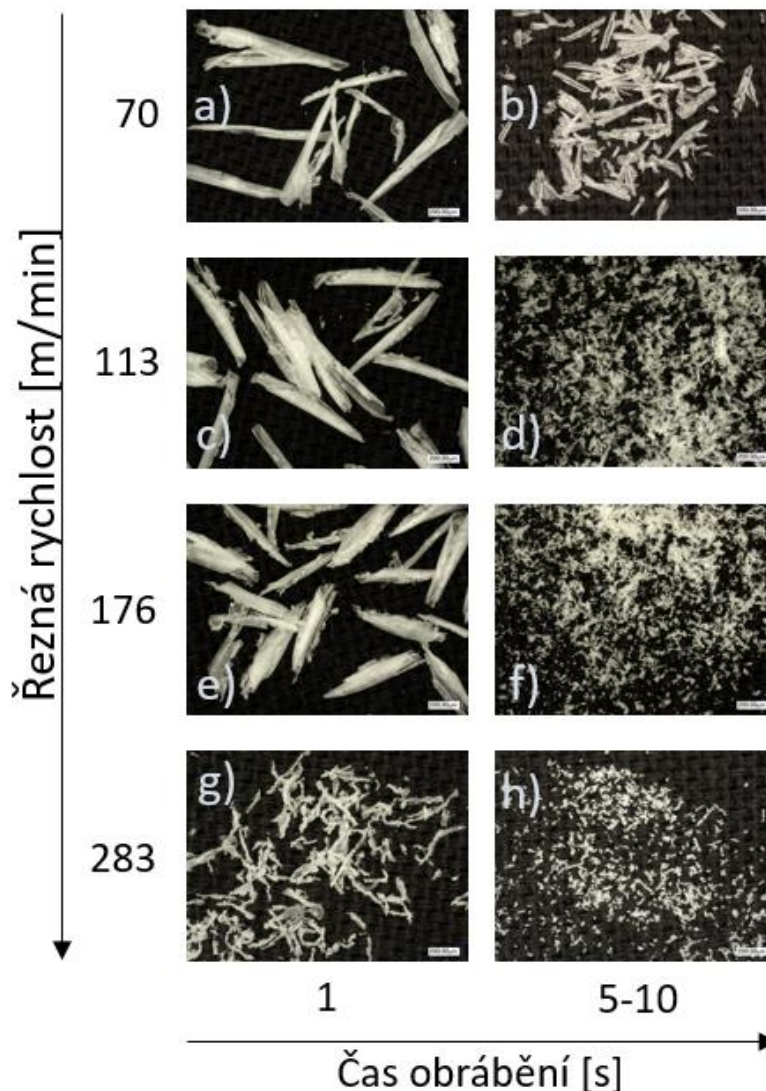


Obr. 42: Morfologie obrobeného povrchu. (a) přehledový snímek, (b), (c) detaily zbytkových částic.

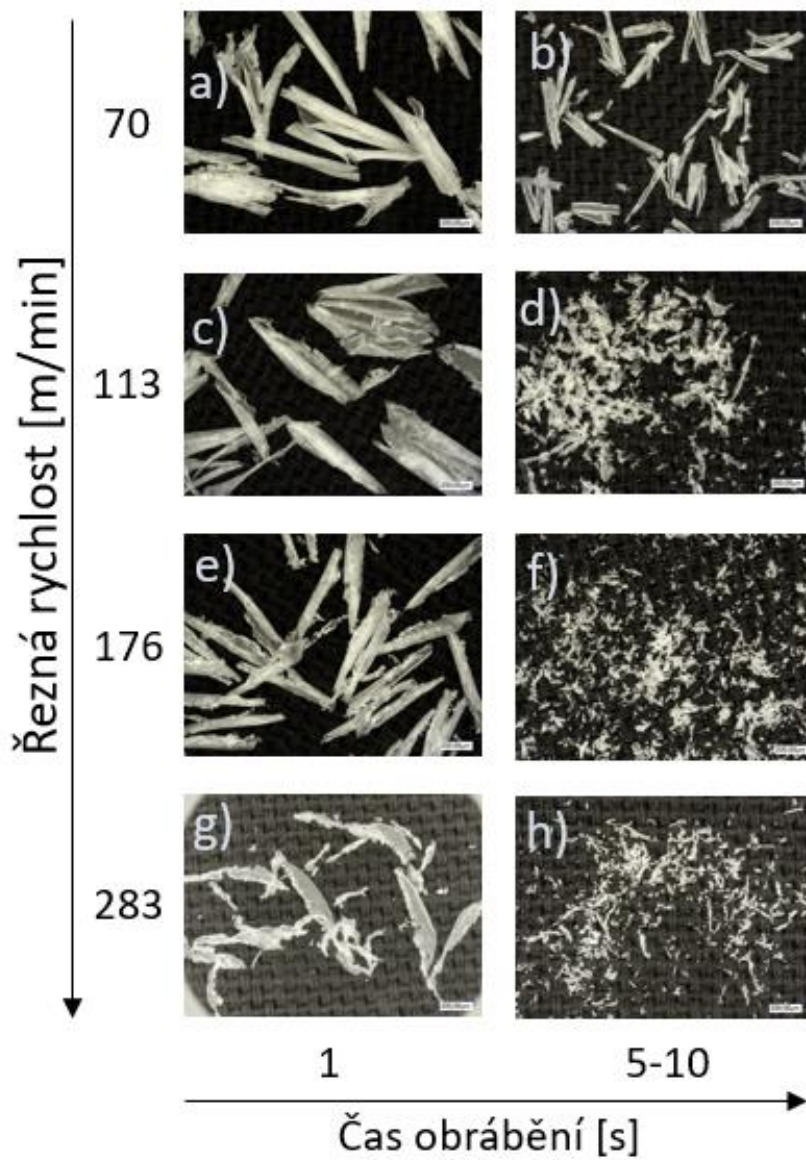
Na snímcích lze pozorovat výslednou texturu povrchu po frézování. Materiál se při tvorbě třísky deformuje a při oddělování materiálu zanechává na obrobeném povrchu výrazná rezidua materiálu v oblasti po terciální plastické deformaci – obr. 42 a tvorbě určitých „šupin“. Tato místa se podílí na materiálových podílech (R_{m1}), které se v případném zatížení mohou snadno deformovat a separovat z povrchových vrstev, což je u kloubních aplikací zcela nežádoucí jev, zejména při první fázi zatěžování tribologické dvojice (záběhu).

2.5 Analýza morfologie třísek

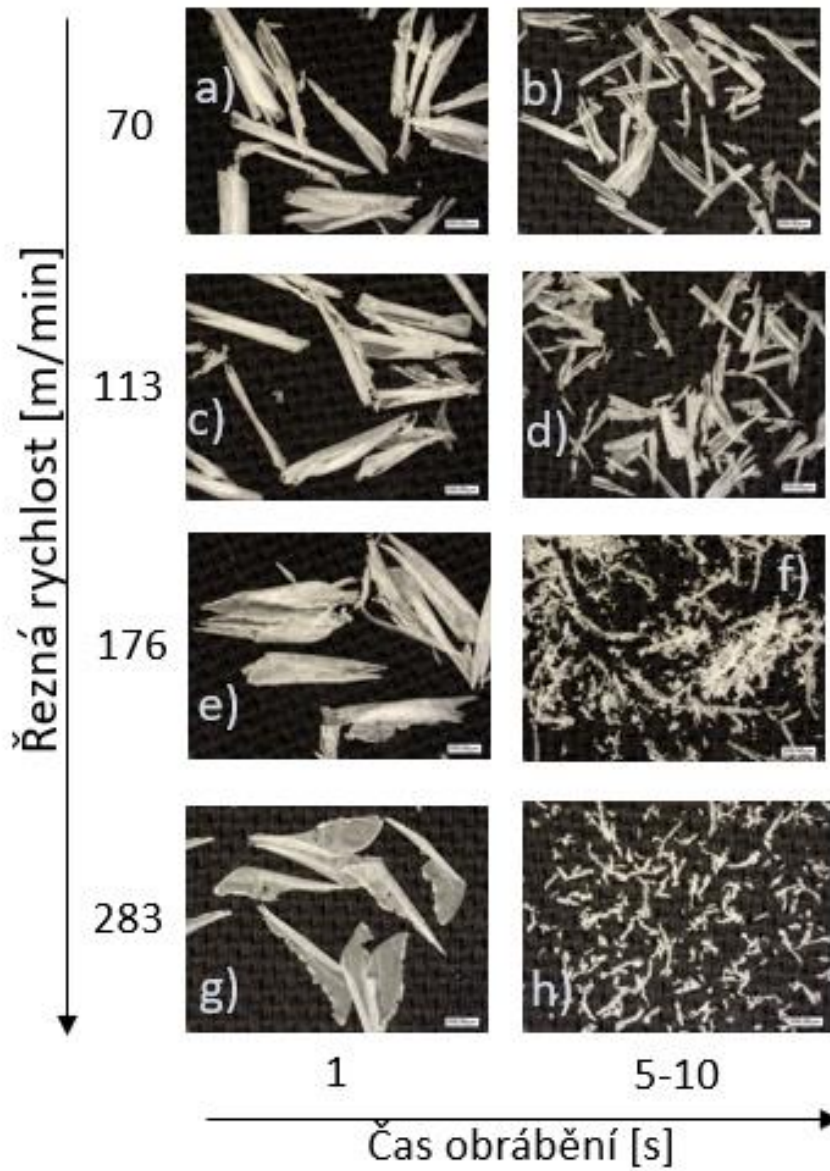
Z analýzy morfologie třísek pro frézování v testovaném rozsahu rezných podmínek vyplývá, že rostoucí rezná rychlost a čas obrábění sice zvyšuje drobnost třísek, ale zhoršuje kvalitu opracování – obr. 43–45. Třísky na začátku obrábění podléhají intenzivní plastické deformaci v primární, sekundární i terciální oblasti tvorby třísek. Jejich textura prakticky kopíruje mikronerovnosti ostří nástroje – viz obr. 46, ale po několika sekundách dochází k adhezivnímu ulpívání částic na břítu nástroje, jejich natavování a zhoršování kvality povrchu – obr. 47. To může způsobit i geometrické odchytky interagujících povrchů. Tento jev je způsoben akumulací tepla v zóně řezu a zhoršenými podmínkami odvádění tepla z místa řezu jak materiálem obrobku, tak povlakovaným rezným nástrojem.



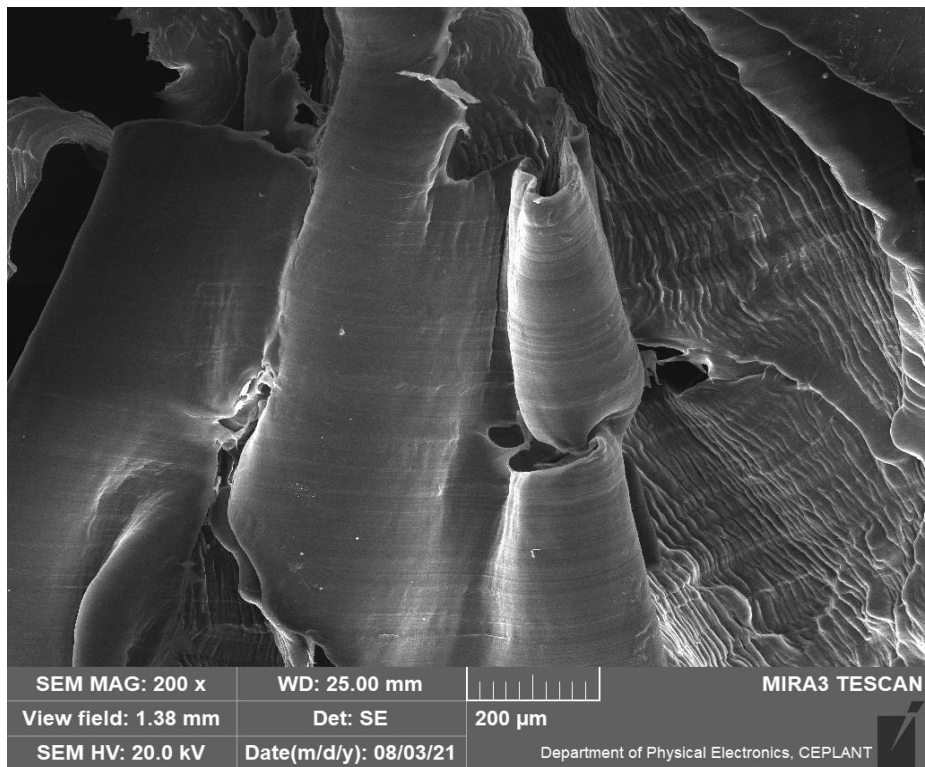
Obr. 43: Účinek rezné rychlosti a času na morfologii třísek pro destičku A frézovanou s posuvovou rychlost 315 mm/min, a) A1M, b) A1P, c) A2M, d) A2P, e) A3M, f) A3P, g) A4M, h) A4P.



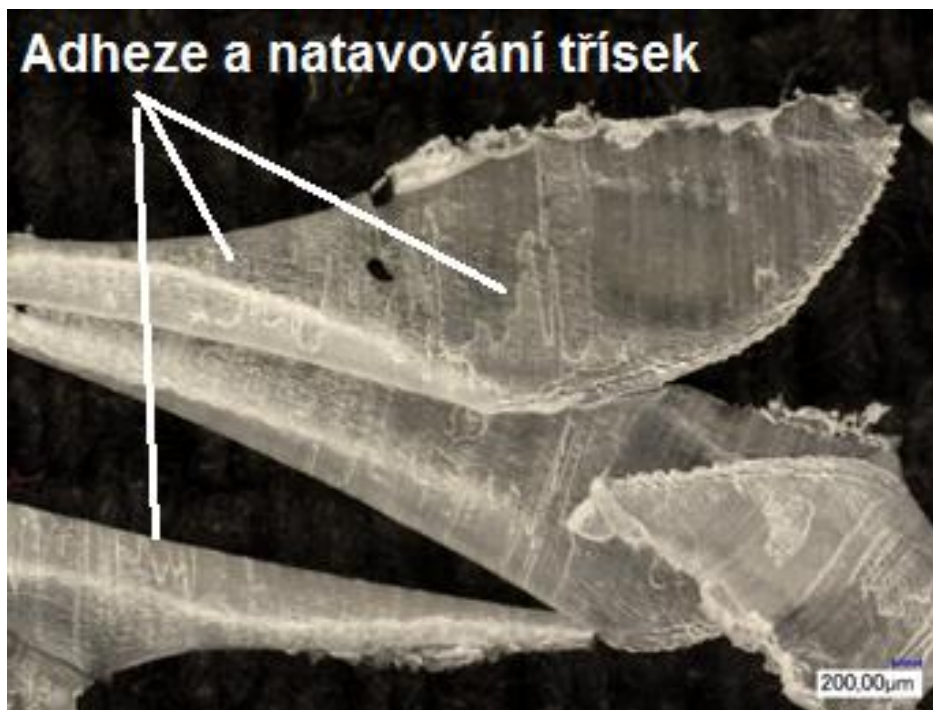
Obr. 44: Účinek řezné rychlosti a času na morfologii třísek pro destičku B frézovanou s posuvovou rychlost 450 mm/min, a) B1M, b) B1P, c) B2M, d) B2P, e) B3M, f) B3P, g) B4M, h) B4P.



Obr. 45: Účinek řezné rychlosti a času na morfologii třísek pro destičku C frézovanou s posuvovou rychlost 630 mm/min, a) C1M, b) C1P, c) C2M, d) C2P, e) C3M, f) C3P, g) C4M, h) C4P.



Obr. 46: Obr. XX2 Morfologie třísek na začátku obrábění.



Obr. 47: Obr. XX3 Morfologie třísek po 1 sekundě obrábění.



Obr. 48: Pěchování třísky při obrábění během 10 s.

2.6 Shrnutí

V části frézování byla prokázána závislost drsnosti povrchu materiálu na posuvové rychlosti při frézování. Žádný z povrchů však nedosahuje uspokojivých výsledků obrábění. Z analýzy morfologie třísek také vyplývá nutnost optimalizace procesu, jelikož se třísky a následně i povrchu natavují a deformují vlivem tepla v místě řezu. Pro další studie v tomto odvětví by bylo vhodné prozkoumat vliv teploty na tvorbu třísky a kvalitu povrchu. Jak již bylo zmíněno v teoretickém rozboru problematiky, kvalita povrchu by se zlepšila, ale studium formování třísek by pomohlo lépe popsat celý proces frézování a optimalizovat jej.

3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST – ZKUŠEBNÍ METODY ZLEPŠENÍ KVALITY POVRCHU

3.1 Omílání

3.1.1 Přístroj

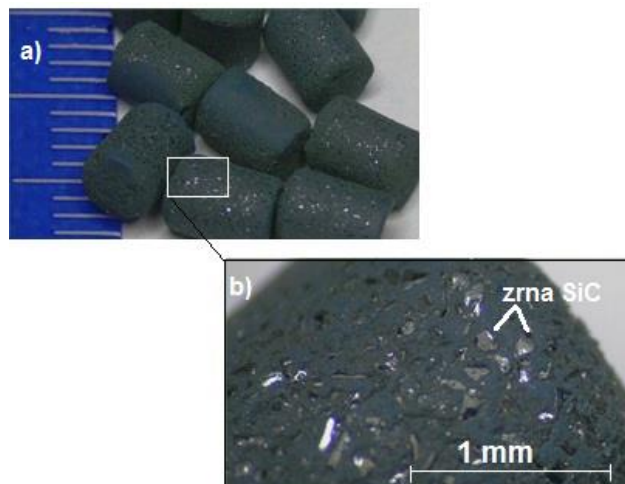
Přístroj využívaný k omílání vzorků je vyráběn německou společností OTEC (obr. 49), jedná se konkrétně o výrobní řadu DF. Využití stroje pro tento experiment bylo umožněno společností Astra Motor v Brně. Rotor se otáčel rychlostí 30 1/min a aparát držící vzorky se otáčel rychlostí 120 1/min. Hloubka ponoru vzorku do omílacího média byla vždy okolo 150 mm.



Obr. 49: Vlečné omílací zařízení ze série DF firmy OTEC [175].

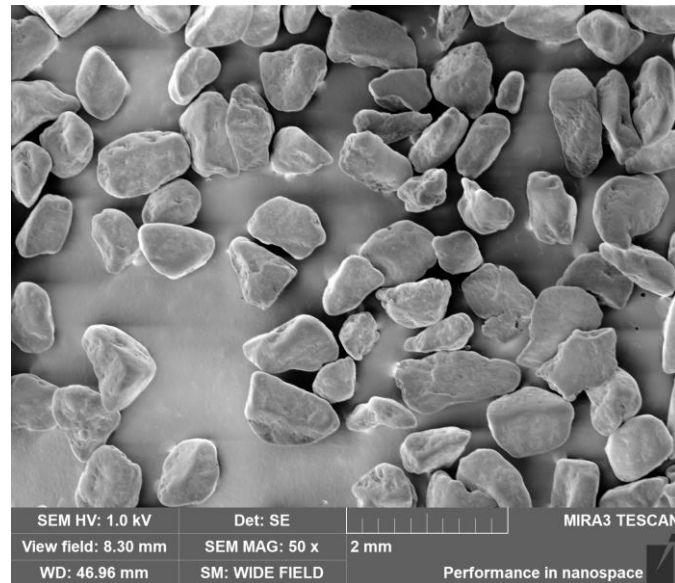
3.1.2 Abraziva

Jako první zkušební abrazivum (hrubé abrazivum) byl použit tzv. granulát TZS válečkovitého tvaru z polyuretanu s SiC abrazivními částicemi. Používá se především pro zaoblování hran rezných nástrojů. Má velmi silný brusný účinek, vysokou drsnost, válcovitá velikost činila $\phi 4/L5$ mm – viz obr. 50.

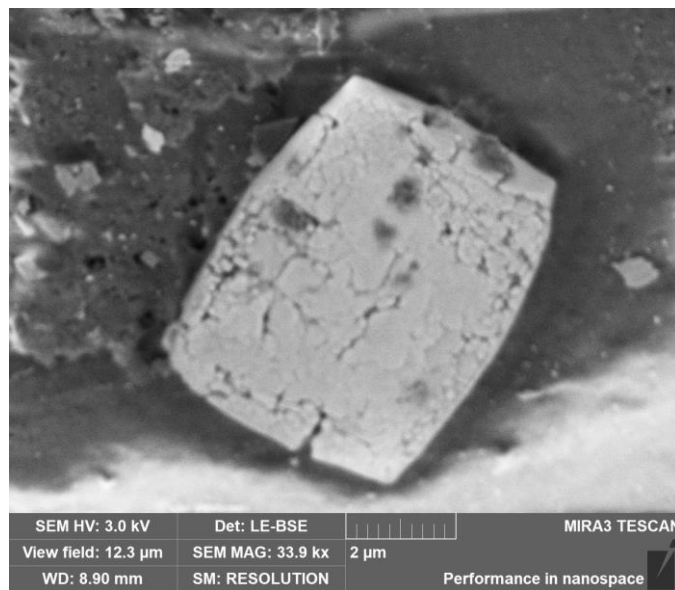


Obr. 50: Abrazivní částice TZS.

Druhým abrazivem (jemným abrazivem) byl granulát z drcených ze skořápek vlašských ořechů H4. Velikost zrna tohoto granulátu činí 0,2–0,5mm a je naimpregnovaný diamantovým leštícím práškem PP 02 H4/400 (označení firmy OTEC) o velikostech cca 3–5 μm – obr. 51–52.



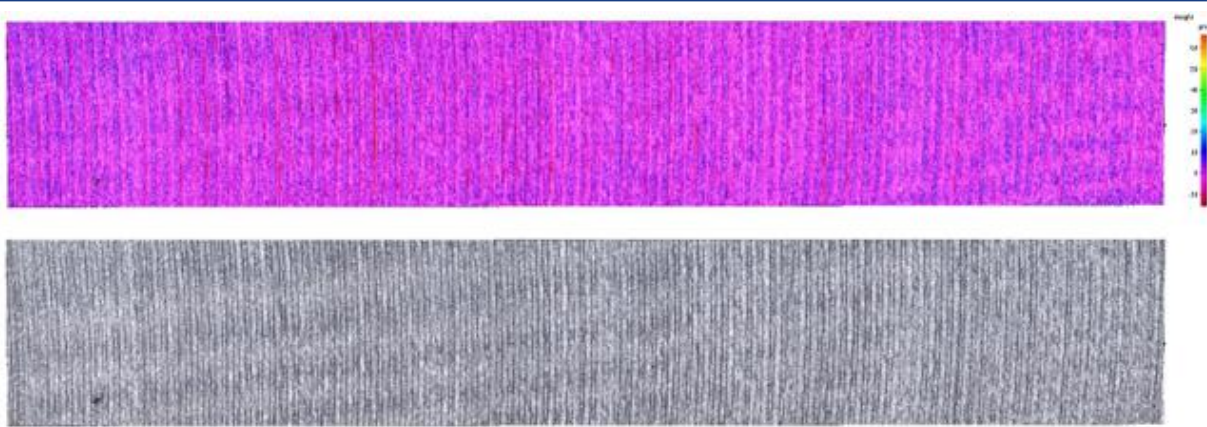
Obr. 51: Abrazivní částice H4 (ořechové nosiče).



Obr. 52: Detail diamantové částice v ořechovém nosiči H4.

3.1.3 Vzorky

Pro experimentální vyzkoušení metody omílání byla vytvořena další destička se 4 plochami, které byly všechny obrobena shodnými reznými podmínkami (viz kapitola 2.1) čelní frézou Octomil VBD OFEX05T305FN-M05 PCD20 D125mm od firmy SECO Tools, aby byly výchozí podmínky stejné pro následující měření. V tomto případě však byla destička rozřezána na 4 části (kvůli upínání) pro zkoumání různých způsobů omílání. Tyto čtyři části jsou následující 4 analyzované vzorky.



Obr. 53: Snímek výchozí struktury povrchu destičky po frézování.

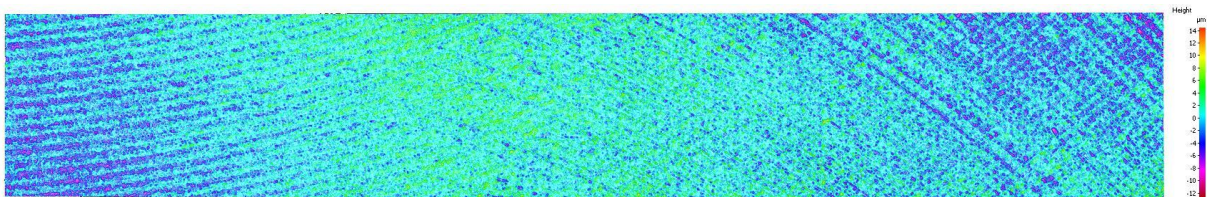
Dosažená drsnost povrchu po frézování byla $R_a = 2,514 \mu\text{m}$, což je tedy výchozí drsností pro následující experimenty – snímek výchozího povrchu na obr. 53. Otáčky hlavního rotoru byly 30 [1/s], otáčky držáku se vzorkem 120 [1/s], s periodou reverzace 12 s pro všechny vzorky.

Tab. 5: Parametry omílání pro dané vzorky.

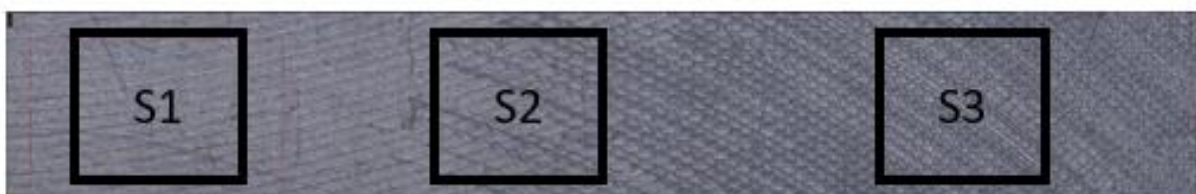
Vzorek	Abrazivo	Doba omílání [min]
1	Jemné	10
2	Hrubé	10
3	Hrubé	15
4	Hrubé + následně jemné	15 + 15

3.1.4 Analýza

Vzorek 1

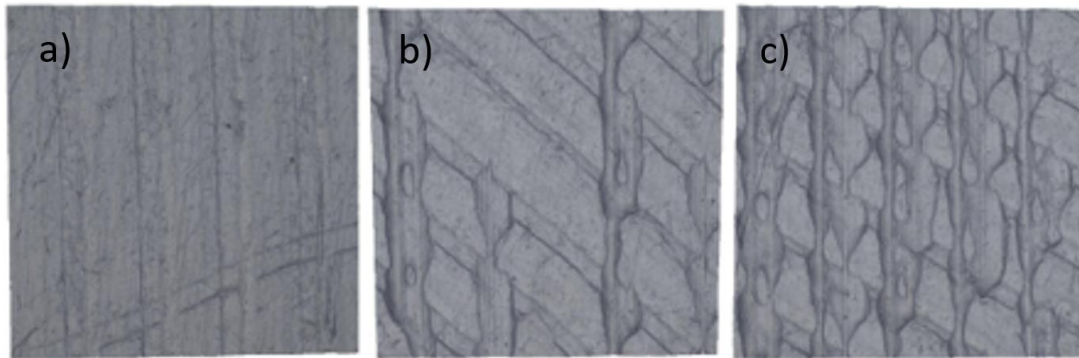


Obr. 54: Snímek povrchu vzorku 1.

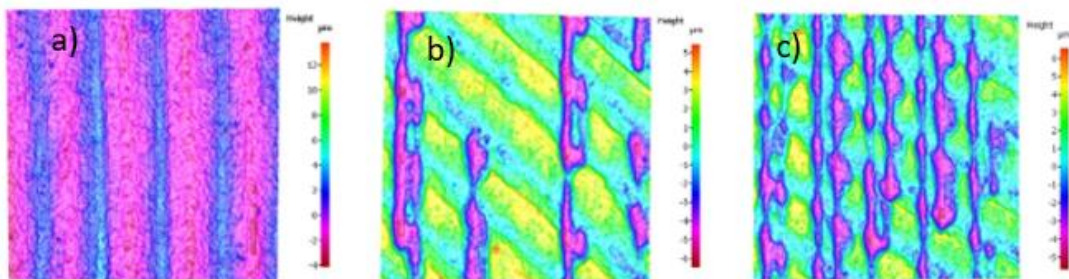


Obr. 55: Černobílý snímek povrchu prvního vzorku s rozdělením do tří oblastí – S1, S2, S3.

Na obr. 54 lze vidět výslednou strukturu povrchu po omílání jemným abrazivem během 10 minut. Vzorek byl rozdělen na tři části – S1, S2, S3, podle míry opracování (obr. 55). Na první pohled (obr. 56–57) bylo zřejmé, že část S1 byla nejméně opracována, naopak S3 nejvíce. Na povrchu UHMWPE tak vznikaly dva směry stop – po frézování a po omílání. V části S1 jsou patrné stopy po fréze i po zrnech abraziva, část S2 je intermediární fází, jsou zde patrné stopy jak po zrnech, tak po fréze, jen méně koncentrované. V poslední části lze pozorovat četné makrorýhy ve vzorku.

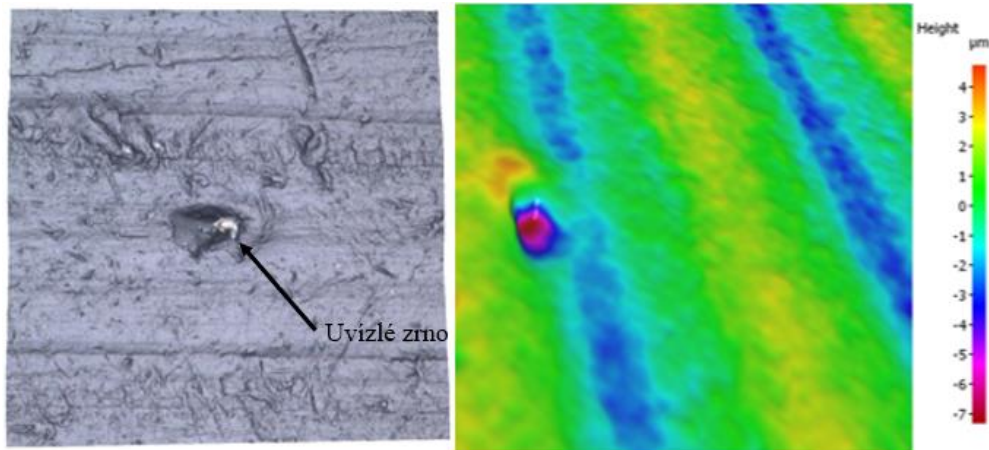


Obr. 56: Černobílé snímky povrchu částí vzorku 1 a) S1 b) S2 c) S3.

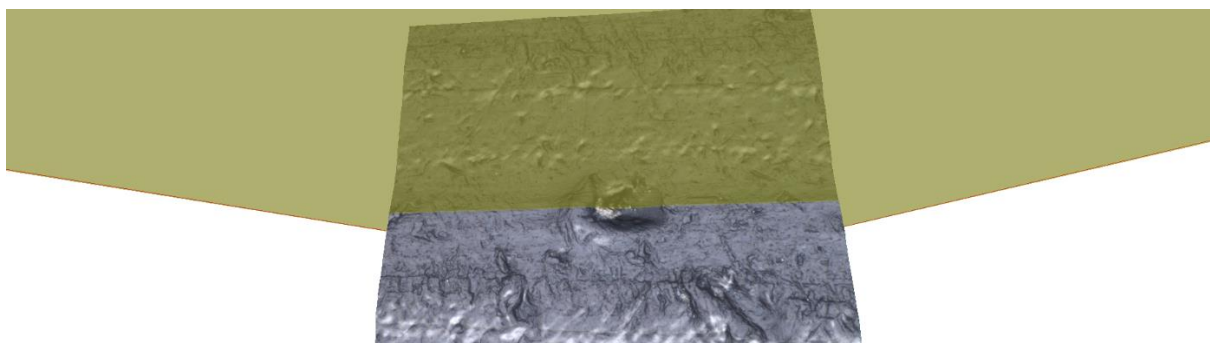


Obr. 57: Znázornění drsnosti povrchu jednotlivých částí vzorku 1 na barevné stupnici z metody XYZ
a) S1 b) S2 c) S3.

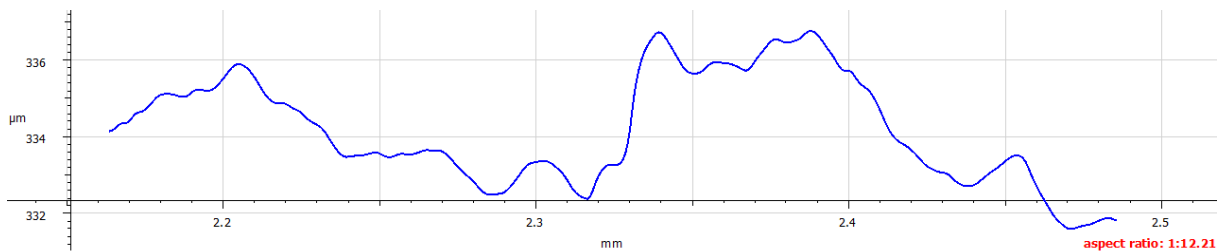
Problém představují abrazivní částice. UHMWPE je velmi houževnatý a abrazivní částice velmi tvrdé a jemné. Tyto částice pak mohou narušit strukturu povrchu a uvíznout v polymeru (obr. 58). To představuje obrovské nebezpečí, protože při úvaze aplikace této metody k výrobě kolenní kloubní náhrady by tyto částice poničily i femorální hlavici implantátu, ať už by byla z jakéhokoliv kovu či keramiky. I když by se mohlo zdát, že je zrna poměrně hluboko v materiálu ($7\ \mu\text{m}$ – obr 58, 59, 60) a nemuselo by tak představovat riziko pro budoucí aplikaci, existuje riziko uvolnění zrna z materiálu, které je vysoké a nelze tak tento problém zanedbat. Další možné riziko je opotřebení materiálu až na hranici částice, které by způsobilo trojbodou abrazi femorální hlavice implantátu.



Obr. 58: Uvıznuté diamantové zrno v povrchu vzorku z UHMWPE.



Obr. 59: Místo vniku zrna proložené rovinou určenou k měření této hloubky do povrchu.



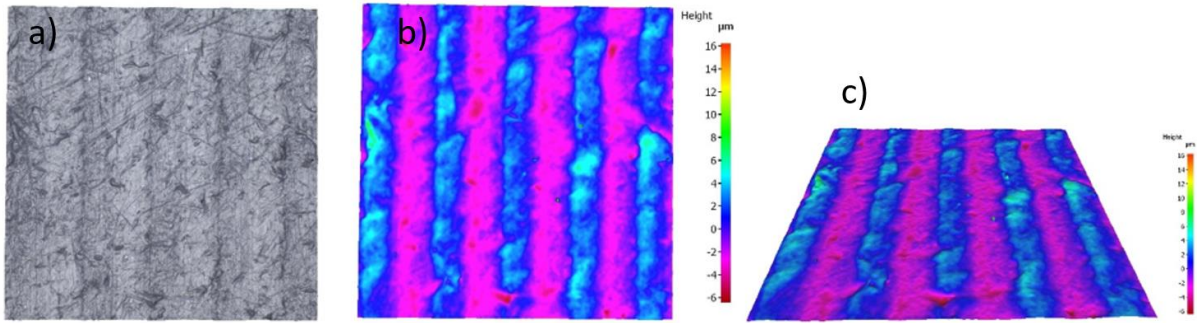
Obr. 60: Výsledky měření – hloubka vniku zrna cca 5 µm, avšak při braní v potaz velikosti zrna je tato hloubka vyšší – okolo 7 až 9 µm.

Vzorek 2

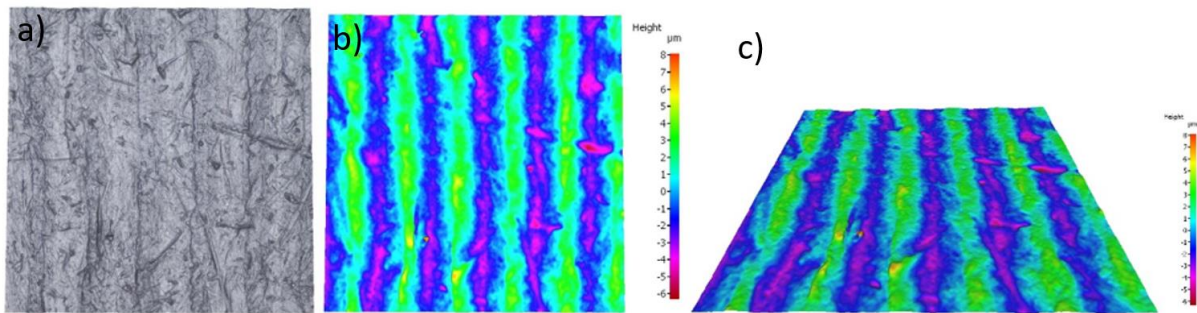


Obr. 61: Snímek povrchu druhého vzorku s do tří oblastí – S1, S2, S3.

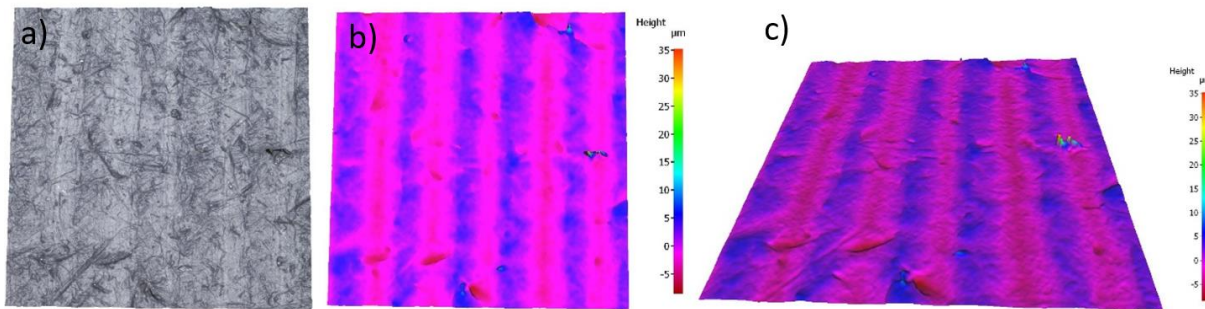
Druhý vzorek byl stejně jako první rozdělen do tří částí – S1, S2, S3 (obr. 61). Zde nejsou stopy po abrazivu tak markantní, jedná se o hrubé abrazivum (viz obr. 63-64). Z povrchu je však patrné, že na něm proběhly určité změny. Na vzorku jsou však patrné výběžky, která připomínají vlákna – obr. 65. Pravděpodobně se jedná o fibrily vytvořené UHMWPE při polymerizaci [176]. Ze snímků je vidět, že dosahují mnohem vyšších hodnot než zbytek povrchu materiálu – až o 45 µm. Tyto výběžky by se při kontaktu s třecím protikusem odštěpily.



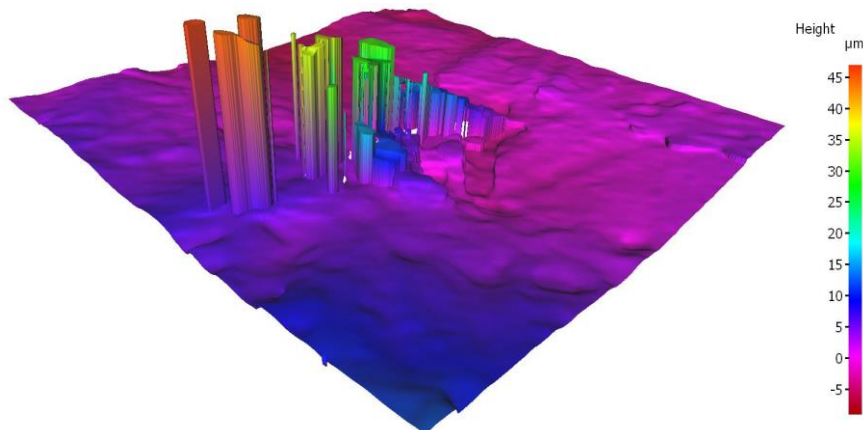
Obr. 62: Snímky povrchu části S1, a) černobílý snímek, b) znázornění s barevnou stupnicí, c) nakloněný povrch S1.



Obr. 63: Snímky povrchu části S2, a) černobílý snímek, b) znázornění s barevnou stupnicí, c) nakloněný povrch S2.



Obr. 64: Snímky povrchu části S3, a) černobílý snímek, b) znázornění s barevnou stupnicí, c) nakloněný povrch S3.



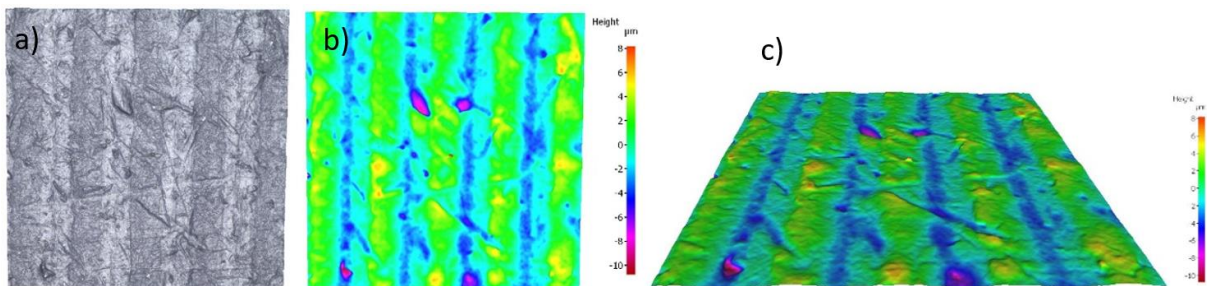
Obr. 65: Vyobrazení vystupujících vláken z povrchu v barevné stupnici vzorku 2 v části S3.

Vzorek 3

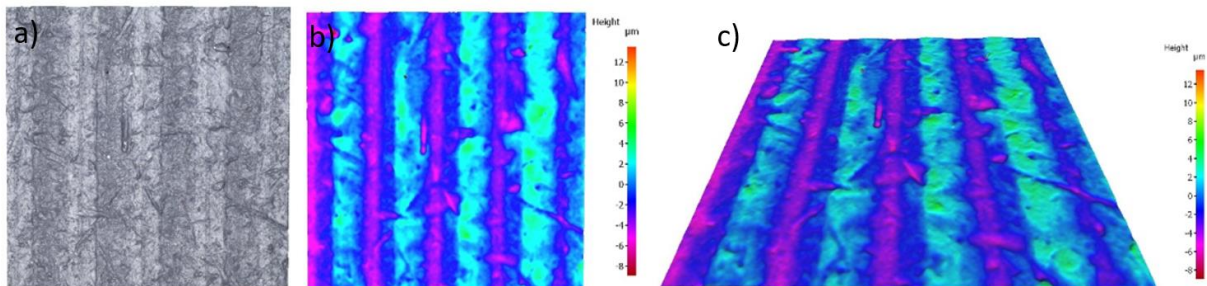


Obr. 66: Snímek povrchu třetího vzorku s rozdělením do tří částí – S1, S2, S3.

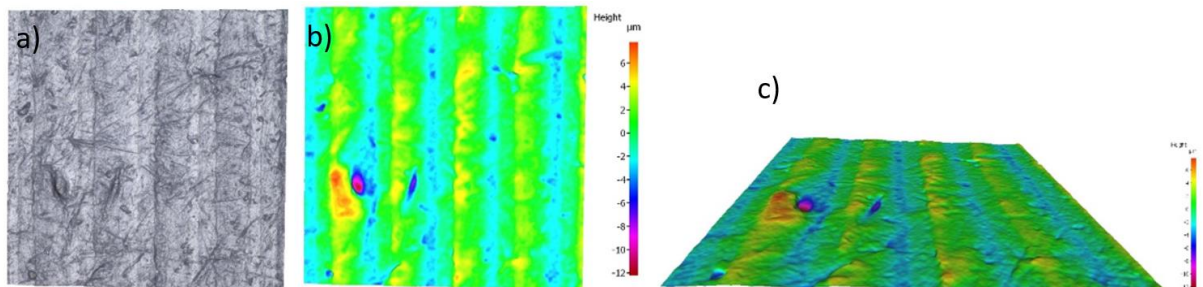
U třetího vzorku nejsou na první pohled patrné stopy po omílání, avšak i přes to si nelze nevšimnout lokálních poruch. Vzorek byl opět rozdělen do tří částí – S1, S2, S3 (obr. 66). Tentokrát jsou ve vzorku výstupky připomínající vlákna materiálu přítomny také (na vzorek číslo 3 bylo využito hrubé abrazivum stejně jako na vzorek číslo 2, jen s delší dobou omílání (obr. 67–72).



Obr. 67: Snímky povrchu části S1, a) černobílý snímek, b) znázornění s barevnou stupnicí, c) nakloněný povrch S1.

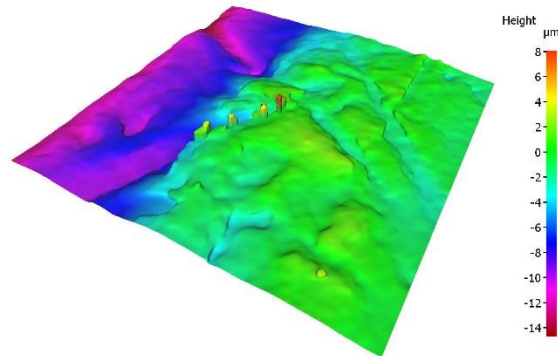


Obr. 68: Snímky povrchu části S2, a) černobílý snímek, b) znázornění s barevnou stupnicí, c) nakloněný povrch S2.

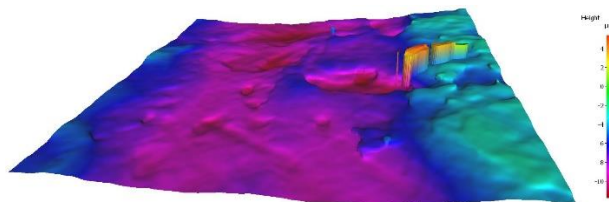


Obr. 69: Snímky povrchu části S3, a) černobílý snímek, b) znázornění s barevnou stupnicí, c) nakloněný povrch S3.

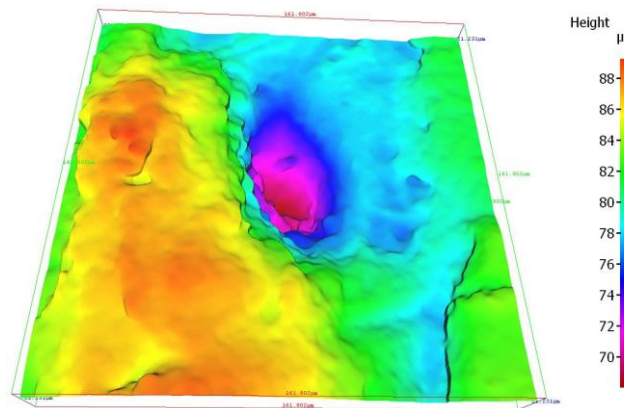
Na obr. 71 lze pozorovat řadu vláken, která navazuje na díru v materiálu. Pravděpodobně se jednalo o ucelenou oblast vystupujících vláken, která byla následně vytržena a v materiálu po nich tak zůstala prohlubeň. Na obr. 72 lze pozorovat velmi hlubokou nerovnost povrchu vzniklou vytržením vláken UHMWPE.



Obr. 70: Hranice přechodu mezi stopou od frézy a vytlačeným materiálem, ze kterého vystupují vlákna UHMWPE.

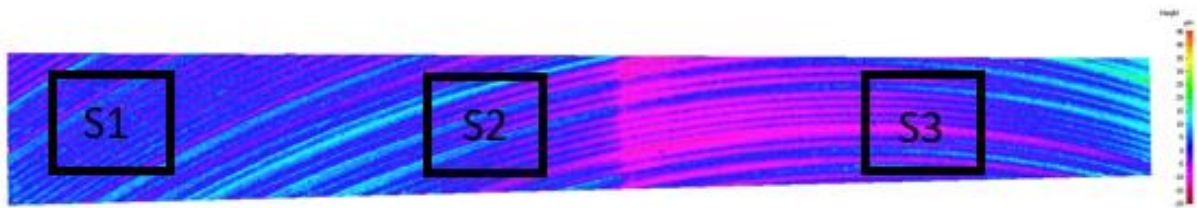


Obr. 71: Oblast v materiálu s vystupujícími vlákny, hned vedle důlku, který pravděpodobně vznikl vytržením jiných vláken

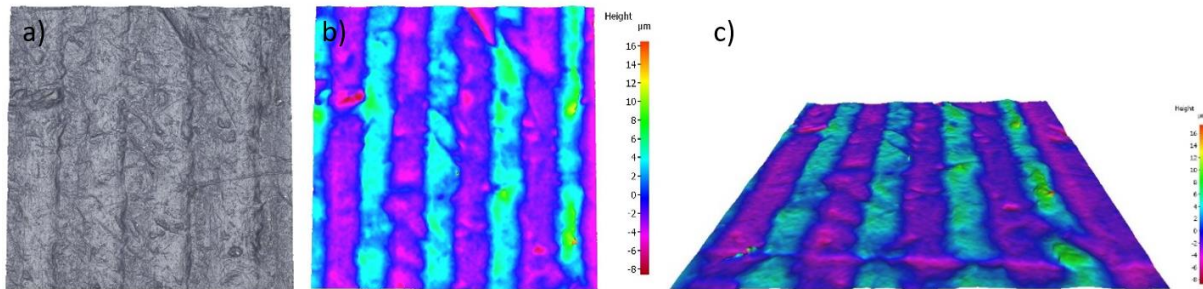


Obr. 72: Pravděpodobně místo vytržení vláken z materiálu.

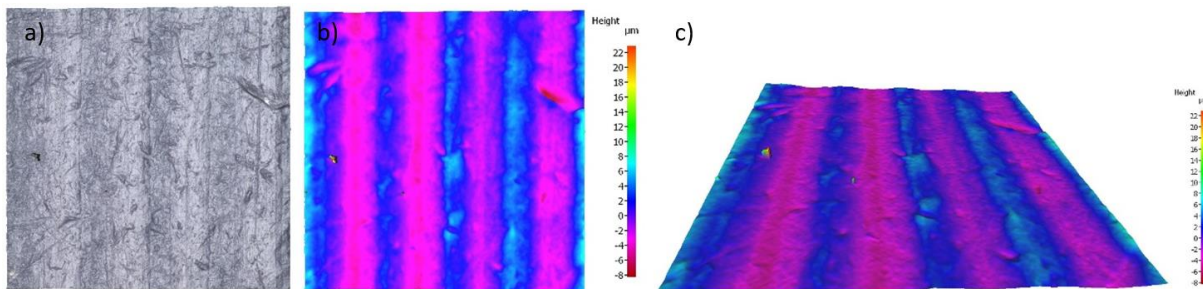
Vzorek 4



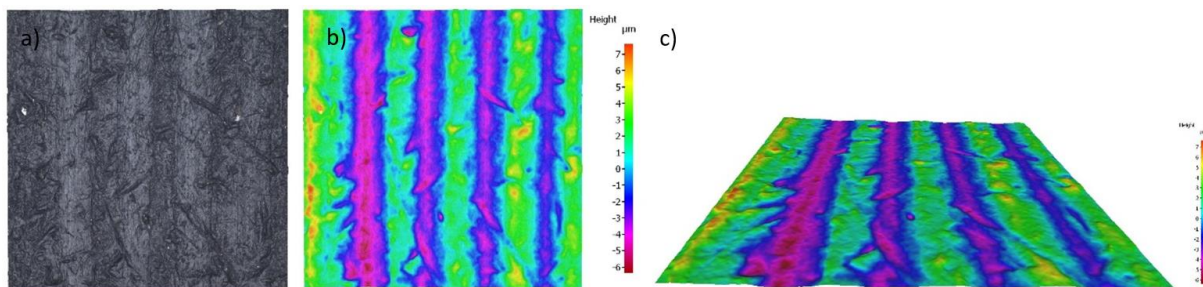
Obr. 73: Snímek povrchu čtvrtého vzorku s rozdělením do tří částí – S1, S2, S3.



Obr. 74: Snímky povrchu části S1, a) černobílý snímek, b) znázornění s barevnou stupnicí, c) nakloněný povrch S1.

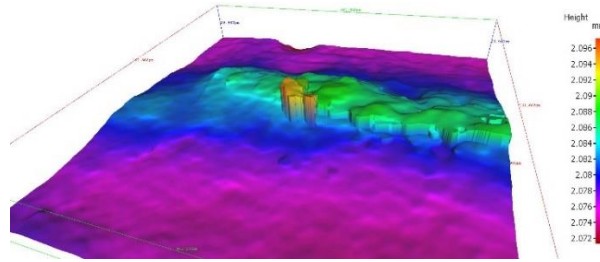


Obr. 75: Snímky povrchu části S2, a) černobílý snímek, b) znázornění s barevnou škálou stupnicí, c) nakloněný povrch S2.

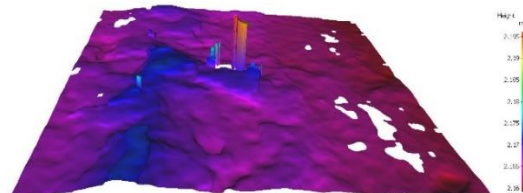


Obr. 76: Snímky povrchu části S3, a) černobílý snímek, b) znázornění s barevnou škálou stupnicí, c) nakloněný povrch S3.

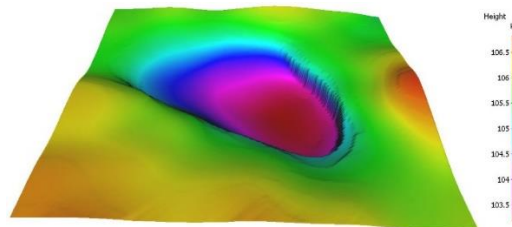
Ze vzorku 4 jsou patrné oba problémy vyvstávající při používání omílaní na UHMWPE (viz obr. 74–80). Na černobílých snímcích jsou patrná diamantová zrna uvízlá v materiálu a zároveň jsou v každé ze tří částí vzorku vidět vlákna UHMWPE (viz obr. 77–80), která se následně odštěpují. Na tomto vzorku jsou viditelné v části S1 (obr. 78) a S3 (obr. 80) dlouhé linie vláken, které tvoří relativně ostrou hranici se zbytkem povrchu.



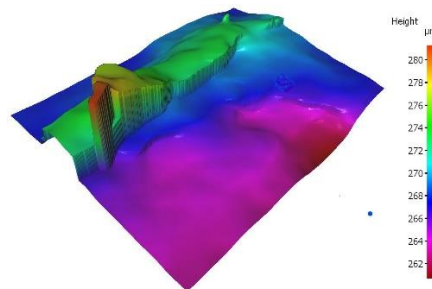
Obr. 77: Vystupující vlákna ze vzorku 4 v části S1.



Obr. 78: Vystupující vlákna v části S2.



Obr. 79: Prohlubeň po vytržených vláknech v části S2 během omílacího procesu.



Obr. 80: Vystupující vlákna v části S3.

3.1.5 Shrnutí

Z analýzy všech čtyř vzorků je zřejmé, že omílání není vhodnou formou úpravy povrchu UHMWPE. Spíše než cílené vyhlazení povrchu, je povrch materiálu ještě více porušen, i když drsnost povrchu klesá (viz tab.6). Tvrdá diamantová zrna odírají povrch a často v něm uvíznou, což by způsobilo kompletní zničení femorální části implantátu, ať už by byla z jakéhokoliv materiálu. Samozřejmě stále zůstává nutnost zachovat kompletní čistotu materiálu při medicínských aplikacích. Při využití hrubého abraziva se navíc dostavuje efekt vytahování vláken materiálu na povrch, který následně vyústí v jejich vytržení a zanechání důlku. Je však nutné mít na paměti, že využitá abraziva nejsou zcela uzpůsobena pro polymerní materiály. Existuje mnoho dalších druhů omílacích médií a některá z nich jsou určena k opracovávání polymerů, avšak ta nebyla k dispozici. Aplikace volného abraziva pro medicínské aplikace by tato metoda patrně nebyla vhodná.

Tab. 6: Vliv omílání na plošnou drsnost povrchu.

Vzorek	Sa [μm]
originál	2,482
1	1,586
2	1,816
3	1,796
4	2,361

3.2 Termomechanické opracování

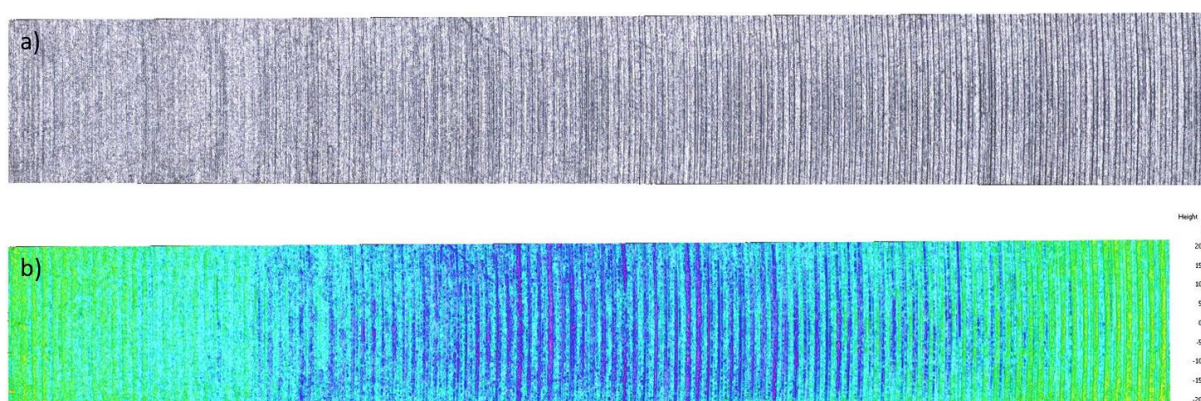
Typem zpracování, které by mohlo vyhladit povrch je však kombinace tepelného a mechanického účinku na materiál za účelem co nejvíce vyhladit povrch. Jak již bylo zmíněno v teoretické části této práce, jedná se o povrchové zahřátí materiálu v místě obrábění pomocí ohřátého nástroje při aplikaci určitého tlaku.

3.2.1 Nástroje

V této části experimentu se nejednalo o standardní postup úpravy materiálu, jako improvizované nástroje s elektricky vytápěnou předehřátou rovinnou plochou, válcovitou plochou a kulovou plochou, neboť teplota tavení UHMWPE je poměrně nízká (přibližně 200 °C). K odzkoušení této metody byly použity komerční žehlička na vlasy, kuličkové ložisko (o vnějším průměru 60 mm) a těleso s kulovým čepem o průměru 50 mm. K měření teploty nástrojů bylo využito termokamery FLIR, modelu FLIR – E6390.

3.2.2 Vzorek

Počáteční vzorek (viz obr. 81) byl ofrézován čelní frézou stejným způsobem, jako destička připravená k omílání (kap. 3.1) a jeho počáteční drsnost povrchu byla $R_a = 2,495 \mu\text{m}$ a $S_a = 3,629 \mu\text{m}$.

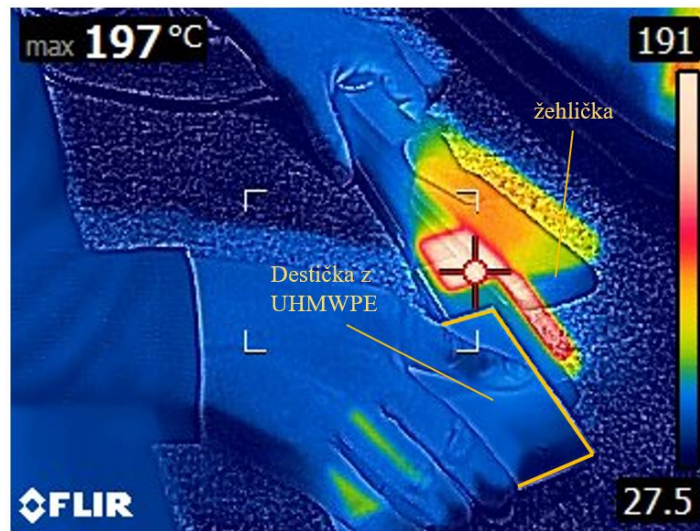


Obr. 81: Snímky povrchu počátečního vzorku před termomechanickým opracováním, a) černobílý snímek, b) znázornění barevnou stupnicí.

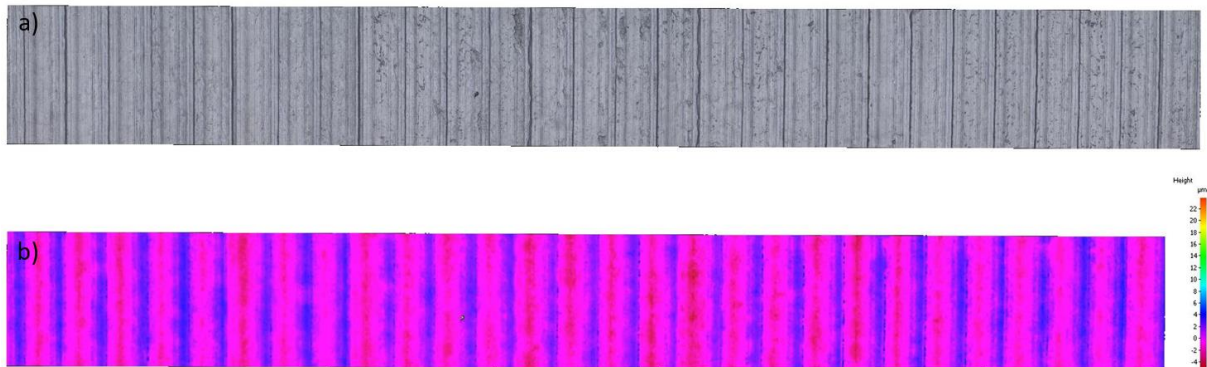
3.2.3 Analýza drsnosti povrchu

Žehlička

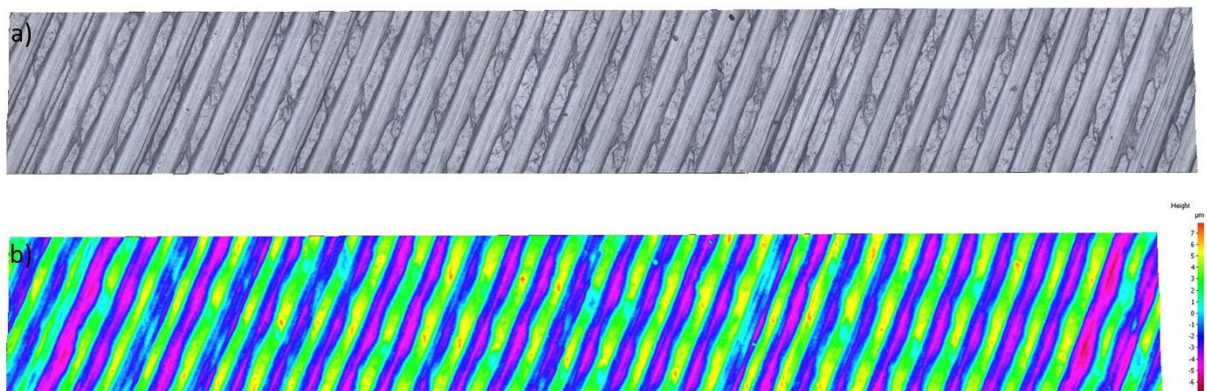
Nejprve byl povrch natavován pomocí komerční žehličky na vlasy po několik sekund. Žehlička vytvářela s obrobkem plošný kontakt. Na obr. 82 lze vidět snímek z termokamery FLIR s teplotní stupnicí. Na snímcích povrchu je dobře vidět rovinné zarovnání povrchu vzorku zahlazením nejvyšších nerovností (stop po fríze) – obr. 83–84.



Obr. 82: Snímek z termokamery FLIR termomechanické úpravy pomocí žehličky.



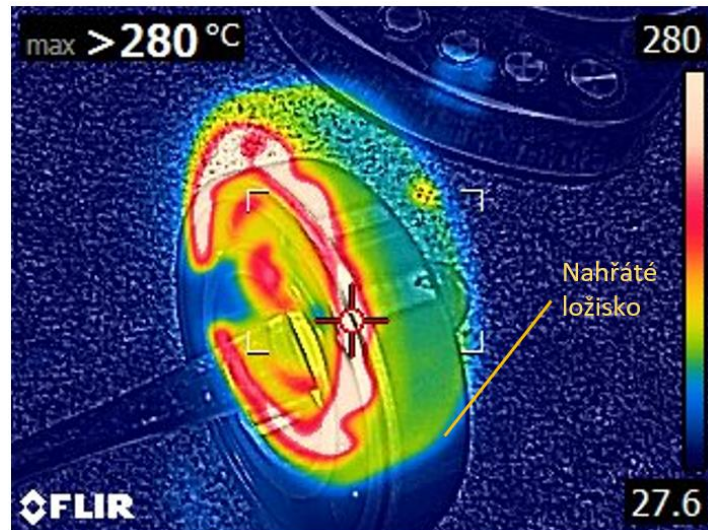
Obr. 83: Snímky povrchu po nahřátí žehličkou a) černobílý snímek, b) znázornění barevnou stupnicí.



Obr. 84: Detail povrchu po nahřátí žehličkou a) černobílý snímek, b) znázornění barevnou stupnicí.

Ložisko

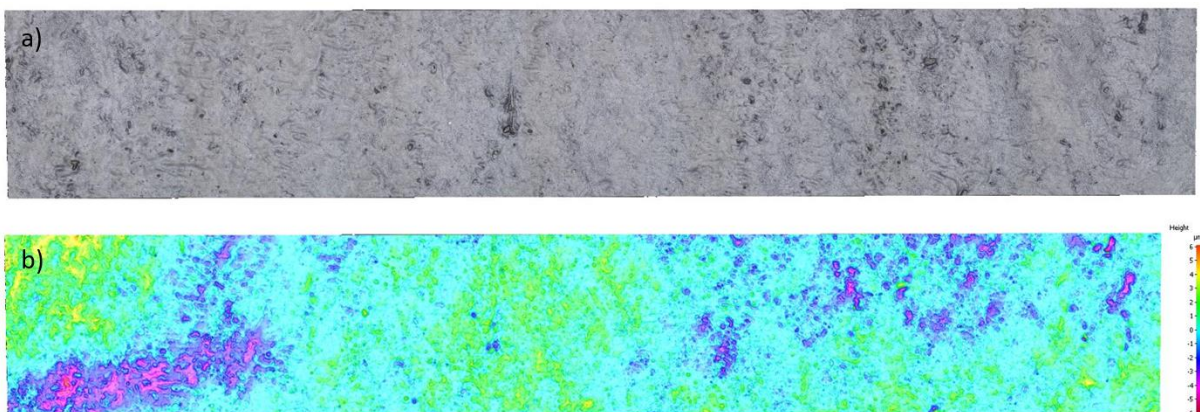
Kuličkové ložisko bylo využito jako druhý nástroj, bylo valeno po povrchu k aplikaci tepla a tlaku. Ložisko bylo rozežráto topicím tělesem (elektrickou plotnou) na nejvyšší teplotu ze všech tří nástrojů (viz snímek z termokamery na obr. 85), Bylo však rozežráto velmi nerovnoměrně, jelikož bylo nahřáto z obou stran, a nikoliv přímo na obvodu, který byl využit k úpravě UHMWPE. Kvůli vysoké teplotě je na povrchu materiálu pozorováno zahlazení stop a jeho natavení (obr. 86–87)



Obr. 85: Snímek z termokamery FLIR nahřátého ložiska.



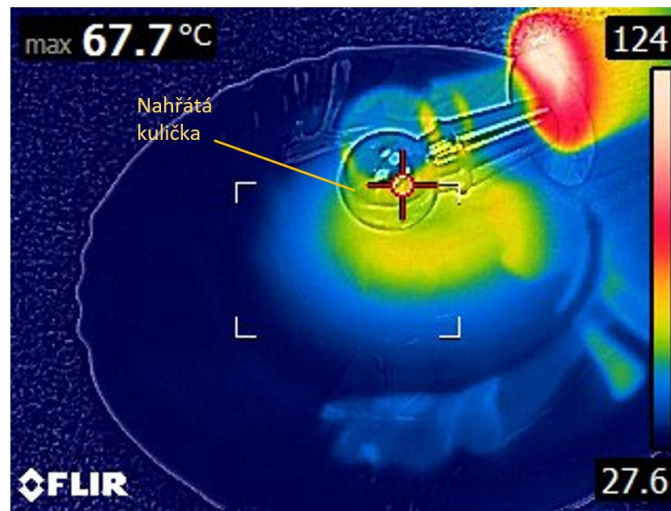
Obr. 86: Snímky povrchu po nahřátí ložiskem a) černobílý snímek, b) znázornění barevnou stupnicí.



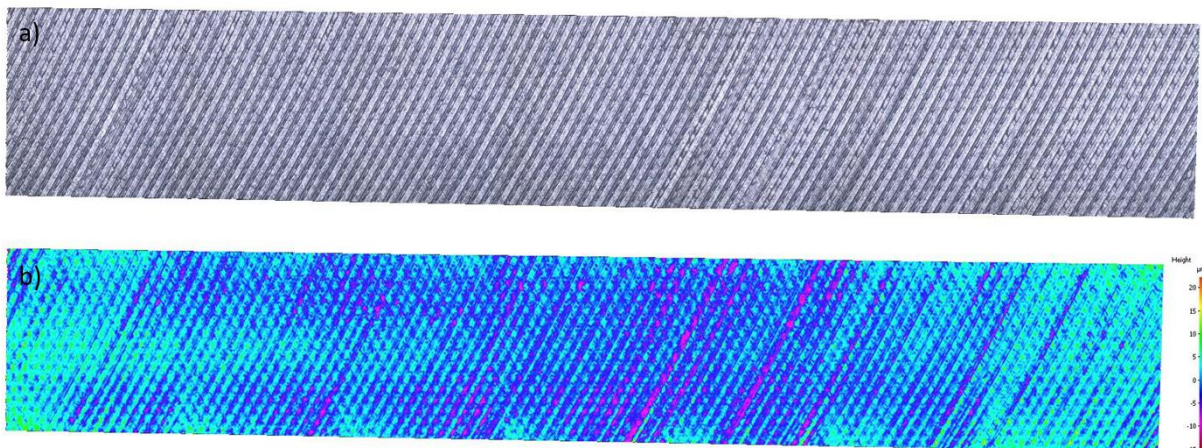
Obr. 87: Detail povrchu po nahřátí ložiskem a) černobílý snímek, b) znázornění barevnou stupnicí.

Koule

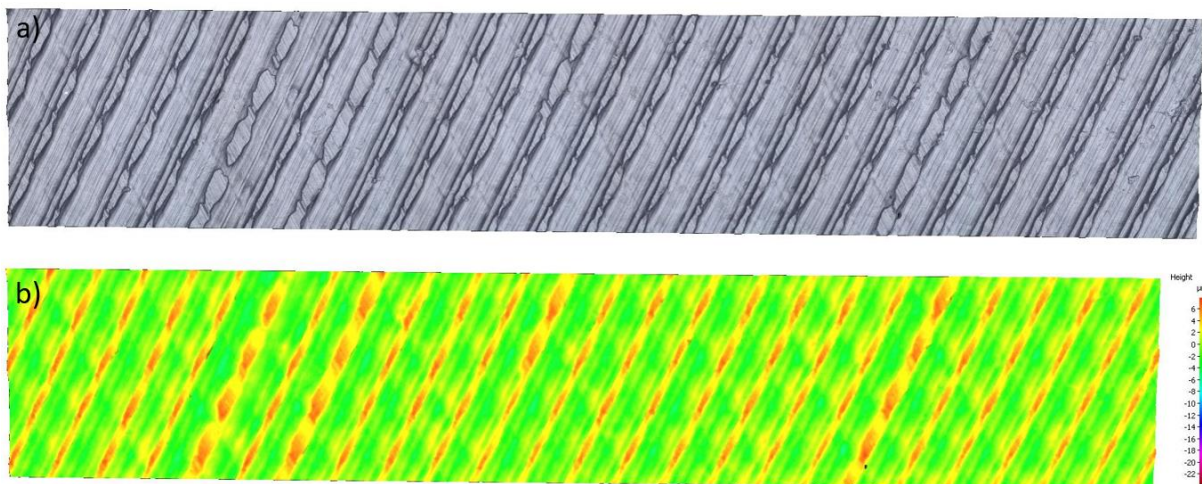
Nástroj ve tvaru koule se jevil jako nejvhodnější forma nástroje k takovéto úpravě implantátu (pokud by byla možná), jelikož vytvářel souvislé hladké lesklé plochy a patrně by byl schopen kopírovat i zakřivený tvar (obr. 89–90).



Obr. 88: Snímek z termokamery FLIR nahřáté kuličky.



Obr. 89: Snímky povrchu po nahřátí kuličkou a) černobílý snímek, b) znázornění barevnou škálou.



Obr. 90: Detail povrchu po nahřátí kuličkou a) černobílý snímek, b) znázornění barevnou škálou.

3.2.4 Shrnutí

Všechny tři nástroje pomocí částečného natavení materiálu zahladily nerovnosti povrchu a snížily tak drsnost povrchu o 50-60 % (viz tab. 7). Jelikož však k úpravě dochází blízko teplotě tání materiálu, bude v materiálu docházet ke změnám mechanických vlastností a mikrostruktury. *Remelting* (přetavení) či *annealing* (žihání) jsou běžné procesy, které se využívají ke zneškodnění zbytkových radikálů v materiálu, tady je však materiál ohřátý jen v horní vrstvě materiálu. Takovýto ohřev bude mít spíše nepříznivé účinky na vlastnosti materiálu. O takovémto postupu by se dalo uvažovat při optimalizaci teploty a doby působení tepla. Problém by také představovala kontrola rozměrů součásti při využití natavování. I přes všechny tyto problémy byla však drsnost povrchu značně snížena, bylo by tedy nutné tento postup více prostudovat z pohledu změn struktury a vlastností materiálu jak v krátkodobém, tak v dlouhodobém měřítku.

Tab. 7: Shrnutí drsností povrchů pro použité nástroje

Nástroj	Ra [μm]	Sa [μm]
Fréza (počáteční stav)	2,495	3,629
Žehlička	1,286	1,369
Ložisko	1,703	3,266
Kulička	1,935	2,608

4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST – TŘENÍ

4.1 Průběh experimentu

Experiment probíhal tažením upnuté femorální komponenty podél destičky z UHMWPE na délce 70 mm. Při pokusech se měnila rychlost posuvu a zatlačení implantátu do povrchu destičky – přítláčná síla. Posuvové rychlosti byly v rozsahu 200 mm/min, 800 mm/min, 1400 mm/min a 2000 mm/min. Hloubky vniku femorální hlavice do polymeru byly 0,12; 0,18; 0,24 a 0,38 mm, což odpovídalo průměrnému silovému zatížení přibližně 80–110 N s přibližně lineárním nárůstem. Síly působící na obrobek byly měřeny na dynamometru Kistler 9257B, vybaveného zesilovačem Typu 2825A, SW DynoWare (Kistler, Winterthur, Švýcarsko) se vzorkovací frekvencí 100 Hz v každém kanálu (obr. 92).

4.2 Nástroj a vzorek

Kolení implantát (titanový) byl upnut do speciálního držáku a upnut na CNC frézku, které se řídila pomocí programu – obr. 91. Bylo dosaženo kontaktu pouze s jednou kondylou femorální hlavice. Pod upnutou destičkou se nacházel dynamometr, měřící síly působící na obrobek. Pro tento experiment byly měřeny síly v osách X a Z, které odpovídaly silám tečným a normálním, ze kterých se počítala hodnota koeficientu tření.



Obr. 91: Tribologický experiment se zaznačenými osami silového měření.

4.3 Analýza výsledků

Výsledky byly vyhodnoceny podle křivek získaných z dynamometru, přístroj odečítal hodnoty s frekvencí 0,01s. Dynamometr naměřil hodnoty sil v osách X a Z, díky kterým se vypočítal koeficient tření dle vztahu:

$$f = \frac{F_X}{F_Z} \quad (4.2.1)$$

Ze vztahu vyplývá, že koeficient tření je bezrozměrnou veličinou. Z měření bylo nutné vybrat pouze hodnoty, kde byl nástroj opravdu v záběru v materiálu. Z těchto hodnot se následně pomocí statistické analýzy vyhodnotila střední hodnota koeficientu tření.



Obr. 92: Měření působících sil na dynamometru značky Kistler.

Tab. 8: Střední hodnoty koeficientu tření pro různé parametry.

	200 mm/min	800 mm/min	1400 mm/min	2000 mm/min	Průměrná hodnota
0,12 mm	0,074	0,088	0,082	0,088	0,083
0,18 mm	0,095	0,078	0,093	0,095	0,090
0,24 mm	0,073	0,095	0,103	0,094	0,091
0,38 mm	0,072	0,090	0,097	0,097	0,089
Průměrná hodnota	0,079	0,088	0,092	0,093	

Tabulka č.8 je shrnutím středních hodnot koeficientu tření, který vyplývá ze statistiky provedené pro každé měření. K získání průměrného koeficientu tření bylo využito hodnot z každého měření, a ještě jednou na nich byla provedena statistická analýza. Výsledkem statistické analýzy z průměrných hodnot z tabulky je střední hodnota 0,088 se směrodatnou odchylkou 0,009. Z tabulky je dále patrná závislost třecího koeficientu na posuvové rychlosti, tedy v praxi by se ji dalo označit za rychlost pohybu v kolenním kloubu. Čím je menší, tím je třecí koeficient menší, naopak při vyšší rychlosti součinitel tření narůstá.

Všechny pokusy probíhaly na jednom místě, na kterém byla vydřena stopa po implantátu. Pro srovnání byla vyzkoušena změna místa na destičce a pokus byl opakován pro hloubku 0,38 mm a všechny rychlosti. Z tabulky č.9 lze usoudit, že na novém povrchu je koeficient tření menší, v průměru ze všech měření pro danou hloubku je menší o 0,007. Tabulka zároveň potvrzuje předešlý závěr, a to je závislost třecího koeficientu na rychlosti pohybu, při vyšších rychlostech je totiž vyšší.

Tab. 9: Srovnání koeficientu tření na opotřebeném a neopotřebeném povrchu.

	200 mm/min	800 mm/min	1400 mm/min	2000 mm/min	Průměrná hodnota
0,38 mm (originál)	0,072	0,090	0,096	0,097	0,089
0,38 mm (posunuto)	0,078	0,077	0,088	0,086	0,082
Odchylka	0,005	0,012	0,008	0,011	0,007

Ve studii od Fishera et al. [177] byl naměřen koeficient tření v rozmezí 0,07-0,20 a konstatována závislost koeficientu tření na posuvové rychlosti. Dosažené výsledky jsou v dobrém souladu s touto uvedenou studií.

5 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST – STUDIUM OPOTŘEBENÍ PLASTOVÝCH TIBIÁLNÍCH KOMPONENT Z KLINICKÉ PRAXE

5.1 Úvod

Tato část bakalářské práce se zabývá zkoumáním opotřebení tibiálních komponent vyjmutých z těl pacientů při revizních operacích. Vzorky byly poskytnuty Ortopedickou klinikou Olomoucké fakultní nemocnice při dodržení všech hygienických předpisů.

Opotřebení bylo analyzováno pomocí optického mikroskopu na několika úrovních zvětšení (20x, 50x, 100x). Celkově bylo zkoumáno 7 vzorků. Z těchto vzorků byl však jeden anonymní – vzorek A, a tak k němu nejsou údaje pro možnost studia závislosti na BMI či délce funkce implantátu.

Tab. 10: Nomenklatura vzorků

Vzorek	Pohlaví	Věk [roky]	Váha [kg]	Výška [cm]	BMI	Délka života implantátu [roky]	Důvod operace / reoperace
A	?	?	?	?	?	?	?
B	Žena	56	110	161	42,44	3,92	aseptické uvolnění tibiální komponenty
C	Žena	92	80	159	31,64	18,61	aseptické uvolnění obou komponent
D	Muž	78	70	160	27,3	23,42	opotřebení a značný polyetylénový otěr
E	Muž	65	110	175	35,92	4,85	instabilita
F	Muž	82	74	170	25,61	18,1	aseptické uvolnění tibiální komponenty, kolaps. med. kondylu tibiae
G	Muž	81	77	174	25,43	14,77	aseptické uvolnění femorální komponenty, opotřebování PE

Reálné vzorky jsou tvarově velmi odlišné v závislosti na parametrech pacienta. Je nutné také konstatovat, že k daným tibiálním vložkám nebyly poskytnuty protikusy, tedy femorální část implantátu, a tak je těžší analyzovat kontakt a plošné zatížení. BMI neboli index tělesné hmotnosti vyjadřuje vztah mezi tělesnou hmotností a výškou.

Tab. 11: Kategorie BMI dle Světové zdravotnické organizace [178].

Rozsah BMI [kg/m ²]	Kategorie dle WHO
<18,5	Podváha
18,5 – 24,9	Norma
25,0 – 29,9	Nadváha
30,0 – 34,9	Obezita 1. stupně
35,0 – 39,9	Obezita 2. stupně
≥40,0	Obezita 3. stupně

5.2 Analýza vzorků

Opotřebení UHMWPE je způsobeno mnoha procesy, které jsou komplementární. Jejich výčet a mechanismus je popsán v teoretické části této bakalářské práce. Na opotřebení UHMWPE se tedy nelze dívat jinak než komplexně. Tečení materiálu neboli creep je přítomen vždy (především na počátku užívání implantátu), a tak není analyzován. Tibiální vložka implantátu z UHMWPE je limitujícím prvkem životnosti umělých kloubních náhrad, a tak je analýza opotřebení materiálu stěžejní pro určení příčin degradace a pro budoucí vývoj problematiky.

5.2.1 Vzorek A

Ze vzorku A je patrné, že stykový kontakt femorální hlavice a UHMWPE vložky není ideální. Napravo je relativně dobře vyřešen, jelikož se kovová část implantátu opírá o velkou plochu vložky. Nicméně je poničena i centrální část implantátu, což bude pravděpodobně způsobeno rotačním pohybem kolene. Je zřejmé, že na levé části implantátu nebyly síly dobře rozprostřeny a koncentrovaly se na relativně malé ploše blízko středu implantátu.

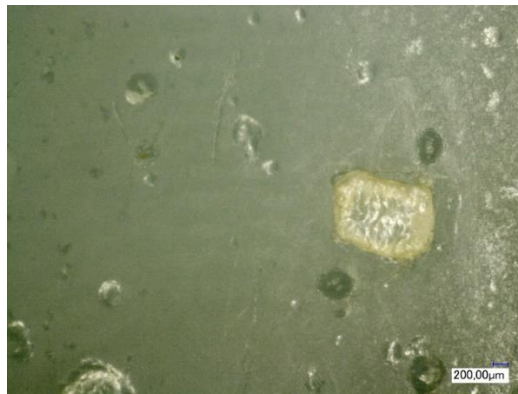


Obr. 93: Vzorek A.

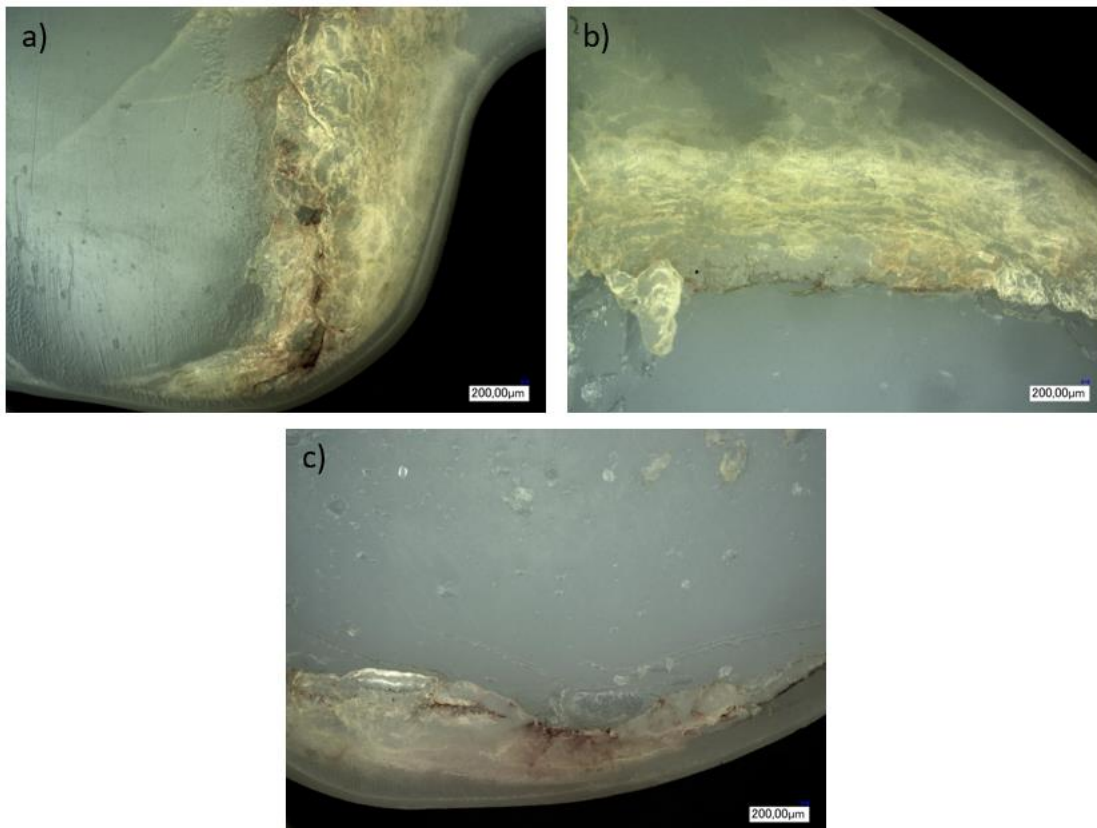
Převažujícím typem opotřebení je zde jednoznačně delaminace, která je přítomna na většině funkční plochy tibiální vložky. Z obr. 93 je patrná chybějící vrstva materiálu v pravé části tibiální vložky, která byla již oddělena. Tento proces pokračuje na hranicích této, již delaminované, oblasti – formují se zde další vrstvy vločkovitého tvaru, které se následně oddělí.

Materiál je dále porušován mechanismy abraze a adheze. Abraze nejprve začne jako dvoubodová, avšak do vzniku částic, které se oddělí z UHMWPE, a pak se stane patrně tříbodovou. Mechanismus abraze je velmi úzce spojen s adhezí. Na kovové femorální části implantátu se pravděpodobně utvoří tenká vrstva UHMWPE, která následně poškozují povrch tibiální vložky.

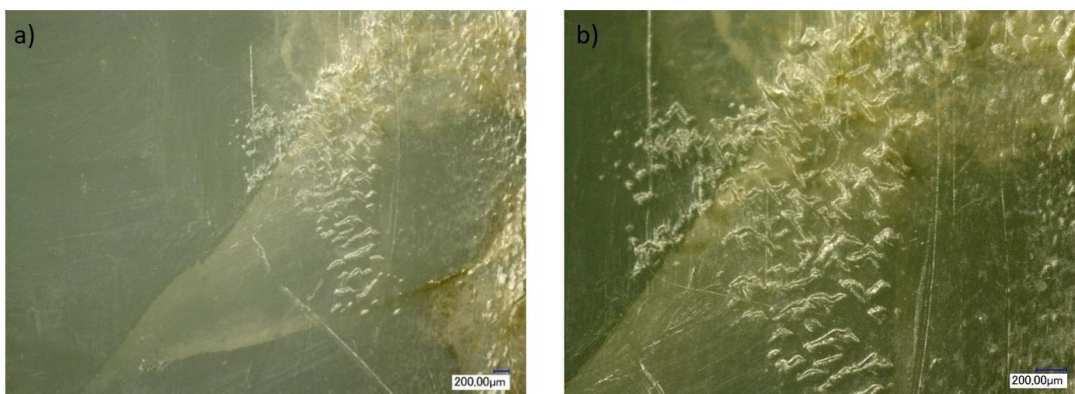
Již oddělené částice polyetylénu buď ulpívají na povrchu UHMWPE, nebo zaplňují díry způsobené abrazí (viz obr.94). Patrná je i únava materiálu, neboť se na povrchu materiálu vyskytuje zvrásnění typické pro únavové poškození materiálu – obr. 96. V tomto případě je únava s ní spojená i s dalšími mechanismy delaminace a šíření trhlin.



Obr. 94: Částice UHMWPE zaplňující díru po abrazi.



Obr. 95: Delaminace vzorku A, a) levá oblast vzorku, b) horní okraj pravé části vzorku, c) dolní okraj pravé části vzorku A.



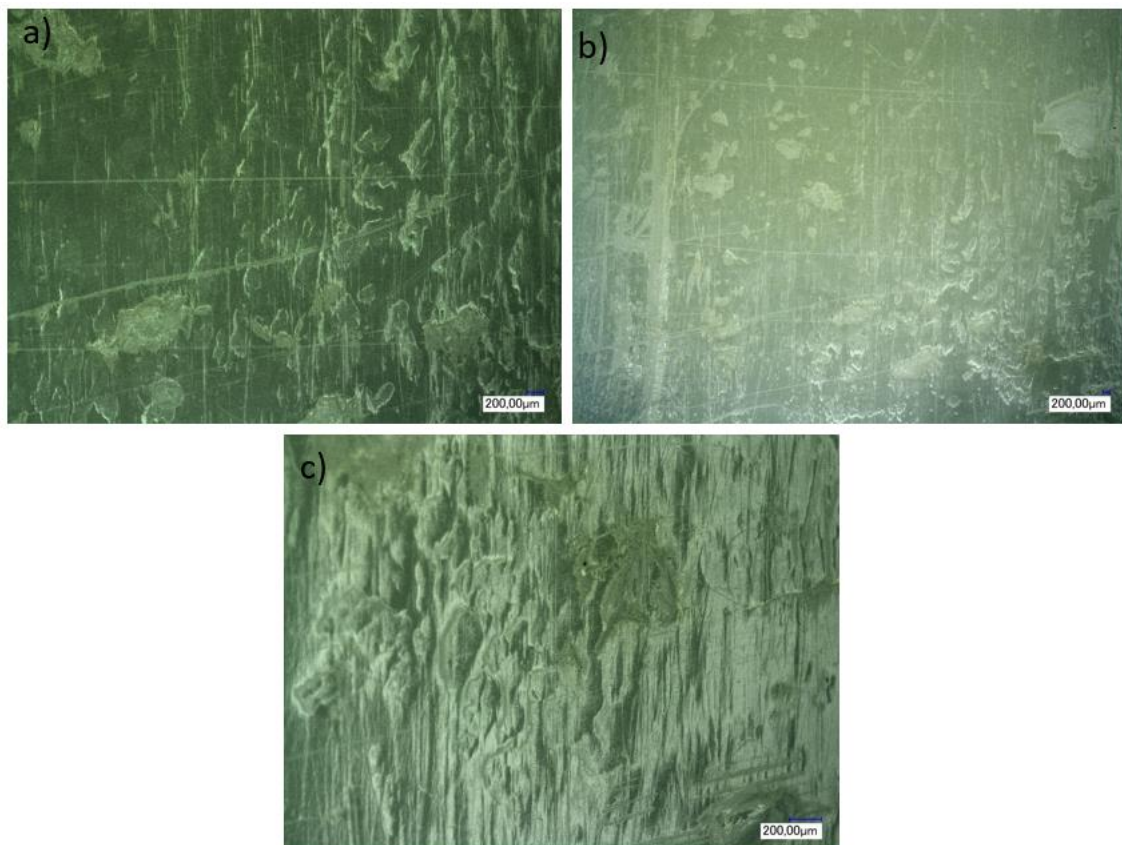
Obr. 96: Stopy po únavě materiálu propagující se od oblasti delaminace z obr. 95a); a) se zvětšením 20x b) se zvětšením 50x

5.2.2 Vzorek B

Vzorek B je v poměrně dobrém stavu, signifikantní je zde pouze abraze a únava materiálu – obr. 98. Vzorek B byl pacientem využíván nejkratší dobu, a tak je jen velmi slabě poškozen. Lze konstatovat, že materiál byl dobře designován, jelikož je poškozen relativně rovnoměrně, až na abrazivní opotřebení spodních okrajů vložky.



Obr. 97: Vzorek B



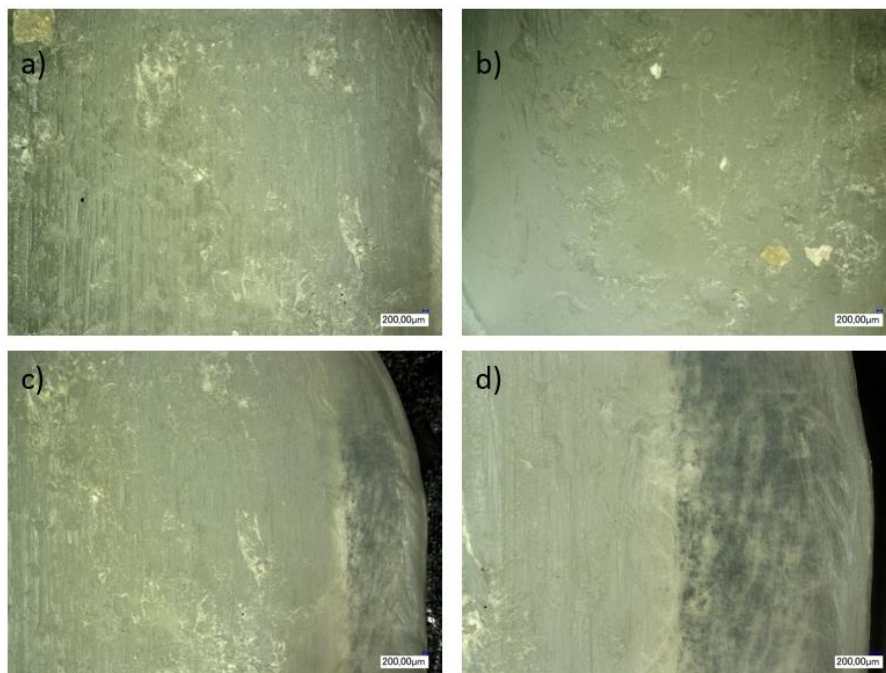
Obr. 98: a) b) Abrazivní opotřebení vzorku, c) kombinace únavy materiálu a abraze

5.2.3 Vzorek C



Obr. 99: Vzorek C

U vzorku C je na první pohled patrné rovnoměrné rozložení kontaktních sil, jelikož se tibiální vložka opotřebovává rovnoměrně na obou stranách (viz obr.99). U tohoto vzorku je dominujícím opotřebením abraze, adheze a plastická deformace, která je patrná na levém kraji tibiální vložky (zesvětlená oblast) – obr. 100. Abrasivní mechanismus je v tomto případě majoritní, je spojen s třecím pohybem femorální hlavičky o tibiální vložku, jelikož jsou patrné stopy po abrazi ve směru pohybu. K povrchu adherují částice UHMWPE, které jsou dobře rozlišitelné, jelikož po plastické deformaci mění barvu. Plastická deformace materiálu je způsobena dlouhodobým zatížením, mění tvar součásti – tibiální vložka se v této oblasti ztenčuje a rozbíhá do strany.



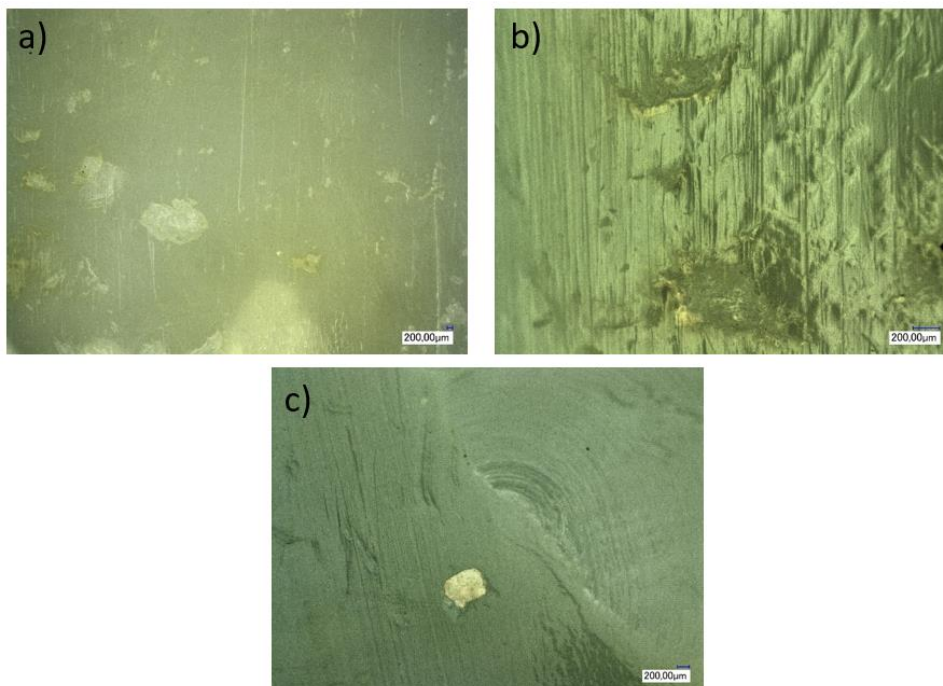
Obr. 100: a) Abrasivní opotřebení vzorku C, b) Zrna přilnutá k povrchu tibiální vložky, c) Plastická deformace vzorku C, d) detail plastické deformace.

5.2.4 Vzorek D

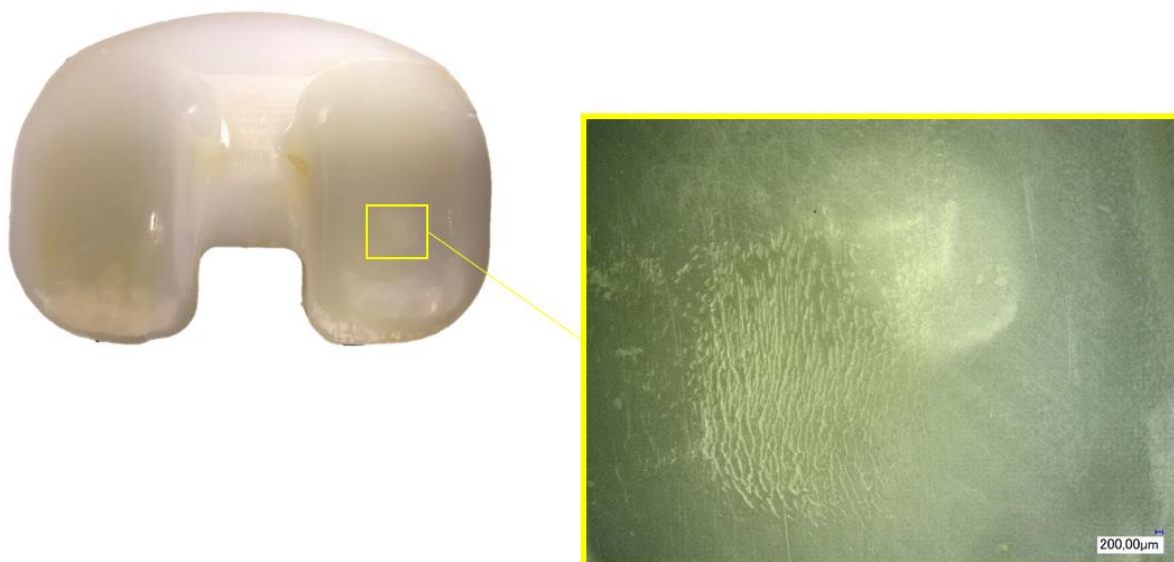


Obr. 101: Vzorek D

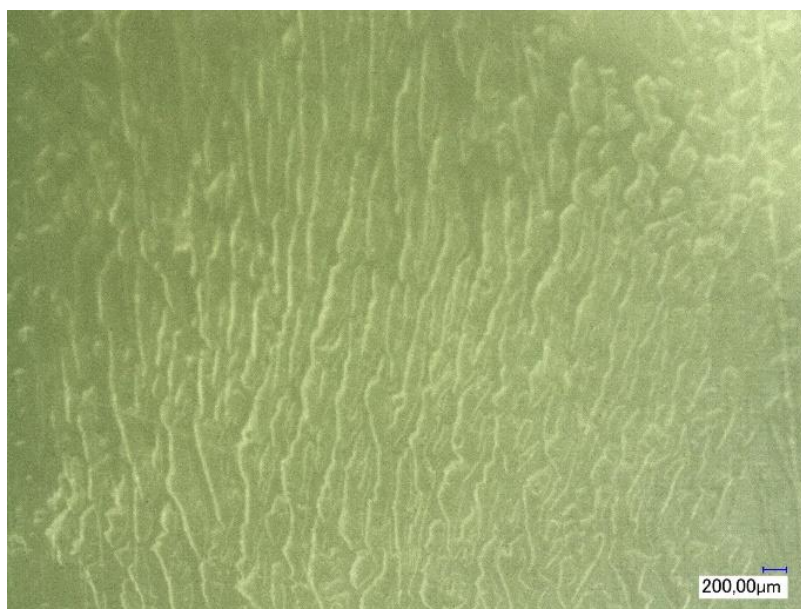
Vzorek D vykazuje mnoho začínajících stádií opotřebení. Patrná je abraze, adheze, plastická deformace, oxidace a únava materiálu. Abraze je přítomna po celém funkčním povrchu tibiální vložky, adheze také, nicméně zde je přítomna pouze ve velmi malém rozsahu obr. 102 c). Únava materiálu se na vzorku projevuje striacemi hned v několika oblastech (například viz obr. 103). Plastická deformace je patrná ze změny tvaru součásti na jeho okrajích (levá spodní část tibiální vložky) – obr. 105. Směr deformace je způsoben pohybem femorální hlavičky kloubu, z obr. 105 b) je zřejmé že je materiál vytlačován.



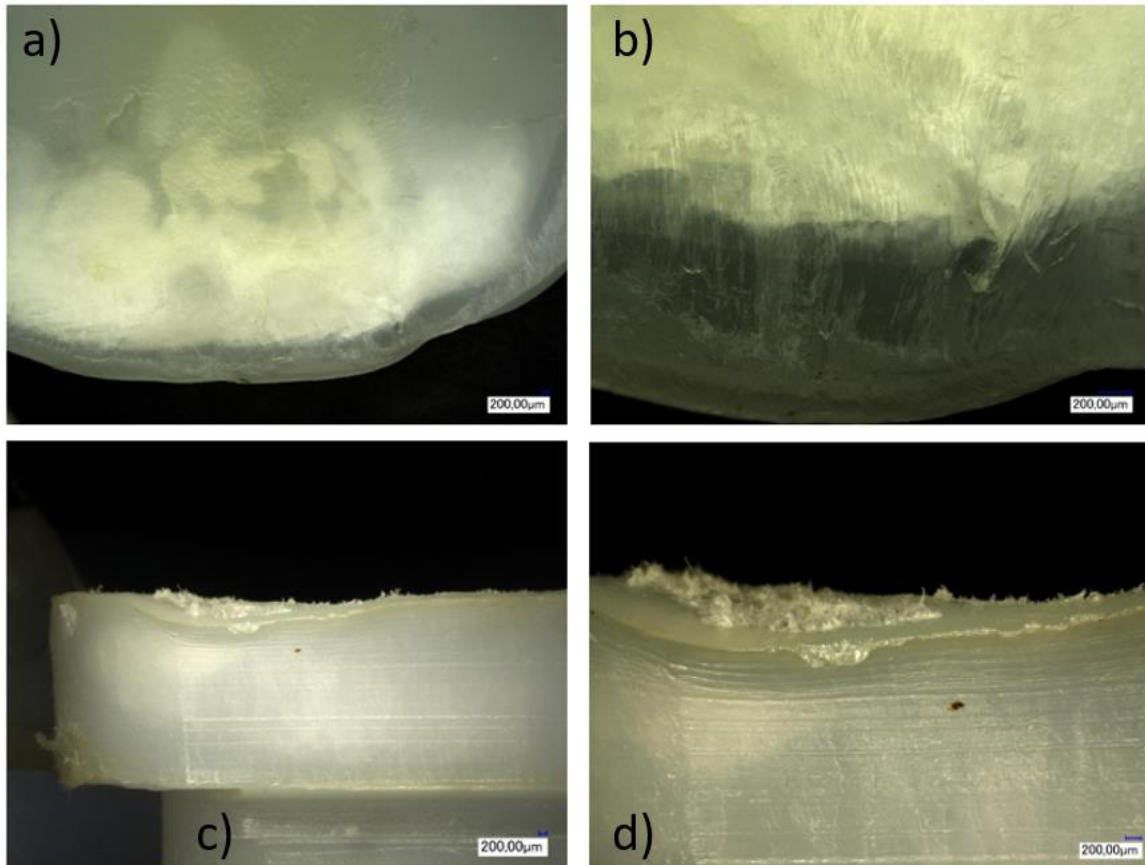
Obr. 102: Opatření vzorku D, a) abrazivní opotřebení, b) trojbodé abrazivní opotřebení, c) uvíznuté zrnko odděleného UHMWPE v povrchu tibiální vložky.



Obr. 103: Striace povrchu vedle bílé podpovrchové zóny (pravděpodobná podpovrchová oxidace vyprovokována mechanickým zatížením).

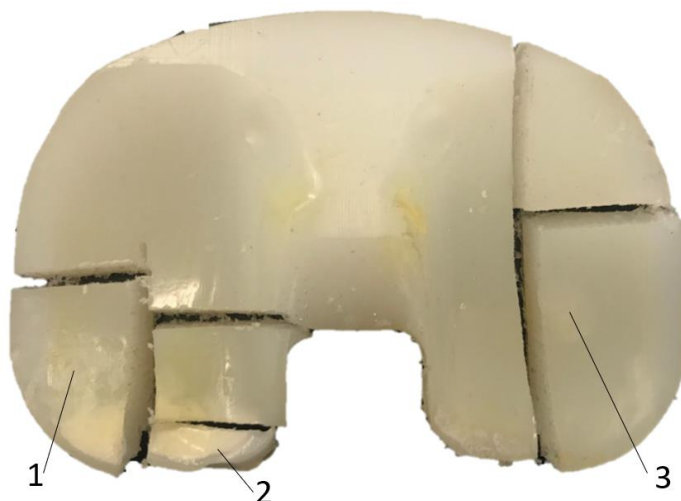


Obr. 104: Detail striace z obrázku obr 102.

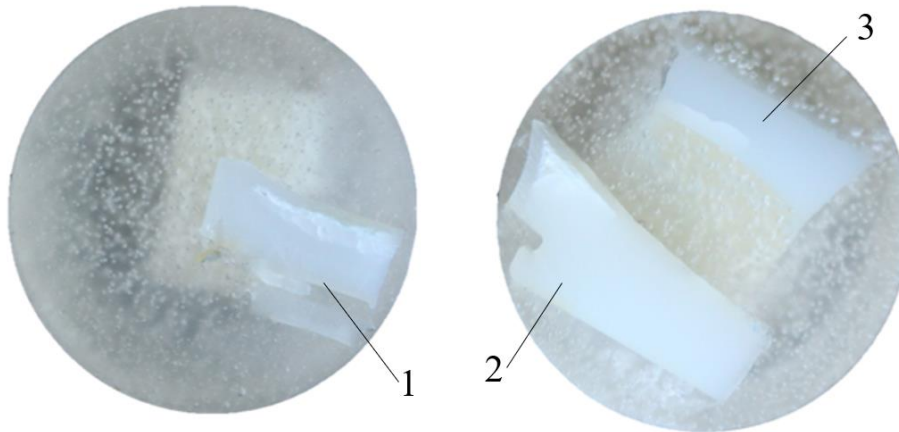


Obr. 105: Plastická deformace vzorku D, a) plastická deformace na okraji tibiální vložky, b) detail plastické deformace, c) plastická deformace z bočního pohledu, d) detail plastické deformace z boku vložky.

Vzorek má několik oblastí, ve kterých materiál viditelně zbledl (obr. 101 a 105 a)), což je znakem oxidativní degenerace. K potvrzení této hypotézy byl vzorek rozřezán na několik částí, které byly v oblasti zblednutí – obr. 106. Tyto oblasti se nacházejí pod povrchem. Následně proběhla preparace vzorku, kdy byl zalit Dentakrylem (PMMA) do formy, vytvrzen a pak broušen různými abrazivy o zrnitostech 80-1200 FEPA a diamanty 1 µm a 0,5 µm pomocí přístroje QPOL 250 M1 (SAPHIR 250 M1), Metalco s chlazením vodou z vodovodního řádu – výbrusy viz obr. 107. Po dokončení těchto operací byl vzorek připraven k analýze na světelném mikroskopu.



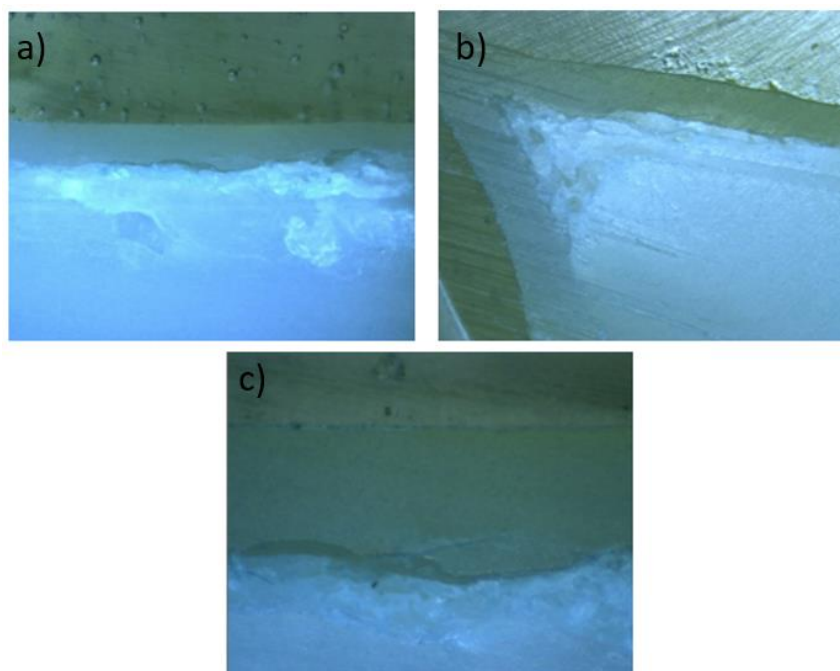
Obr. 106: Rozřezaný implantát.



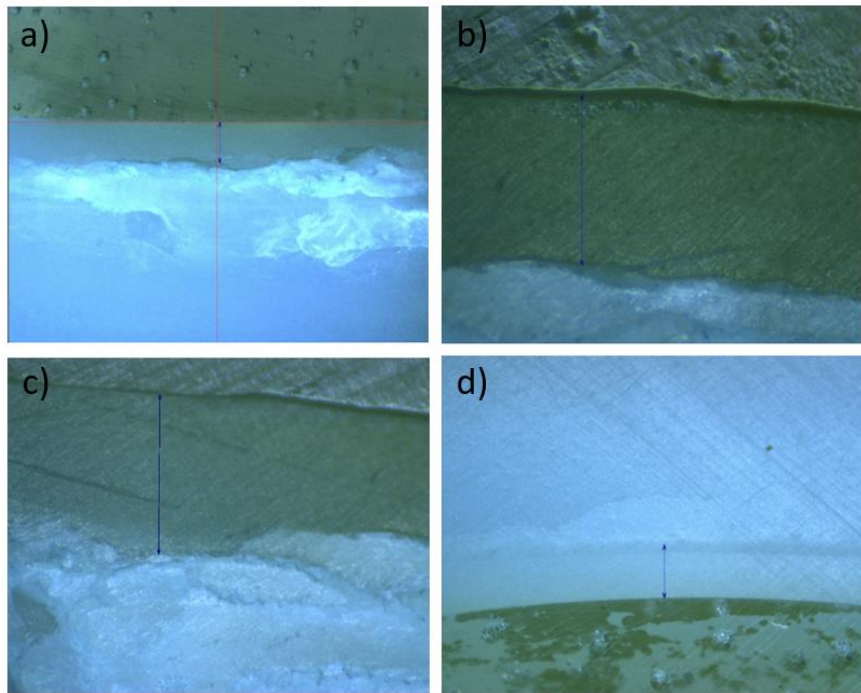
Obr. 107: Výbrusy vzorků UHMWPE zalitých v dentakrylu.

Z analýzy na světelném mikroskopu je patrná podpovrchová vrstva materiálu, která pravděpodobně vzniká v reakci na oxidaci materiálu – obr. 108. Kvůli zbytkovému kyslíku, který je v materiálu zanechán z předešlého zpracování, dojde ke štěpení vazeb a dekompozici materiálu. Takto oxidovaná podpovrchová vrstva se odděluje od svrchní části materiálu. Povrch není zpevněn a začnou se do něj šířit trhliny, což následně vede k delaminaci této vrstvy. Takto tenká vrstva je také mnohem náchylnější ke všem ostatním druhům opotřebení, jak lze v tomto případě pozorovat u plastické deformace.

K potvrzení podpovrchové oxidace by bylo nutné využít například elektronového mikroskopu k identifikaci přítomných prvků (přítomnost kyslíku by prokázala oxidaci), nicméně UHMWPE se při použití elektronového paprsku poškozuje, a tak by bylo nutné využití například infračervené mikroskopie. Z tohoto důvodu tedy mechanismus podpovrchové oxidace vedoucí k delaminaci zůstává jen jako pracovní hypotéza.



Obr. 108: a) Podpovrchová oxidace UHMWPE na výbrusu číslo 1, b) Podpovrchová oxidace výbrusu číslo 2, c) Oddělení oxidované vrstvy a povrchu tibiální vložky, šíření trhliny na výbrusu č.2.



Obr. 109: a) měření povrchové vrstvy UHMWPE na výbrusu číslo 1; $h=0,661$ mm, b) měření povrchové vrstvy UHMWPE na výbrusu číslo 2; $h=0,730$ mm, c) měření povrchové vrstvy UHMWPE na výbrusu číslo 2; $h=883$ mm – lokální extrém, d) měření povrchové vrstvy UHMWPE na výbrusu číslo 3; $h=0,835$ mm.

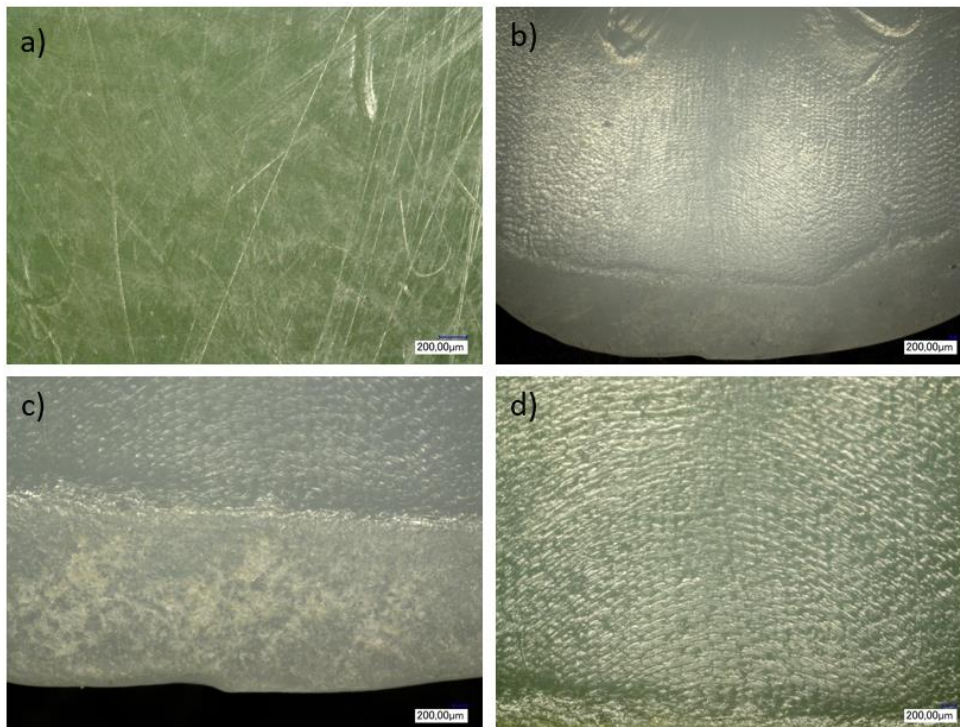
Vrstva UHMWPE nad zbělenou podpovrchovou oblastí se pravděpodobně v čase zmenšuje, což potvrzuje měření z mikroskopu. Tloušťka vrstvy je proměnlivá. Na obrázku 109 d) je vidět podpovrchová oxidace v počínajícím stádiu – její povrchová tloušťka zachovaného materiálu je oproti vzorkům v pokročilejším stádiu větší. Dá se tedy pracovat s pracovní hypotézou, že se v určité hloubce vzorku pod povrchem začne projevovat oxidace, která následně vede k šíření trhlin a ztenčování svrchní vrstvy materiálu až do jeho separace tzn. delaminace.

5.2.5 Vzorek E

Vzorek E je velmi zachovalý, podléhá pouze abrazi a únavě materiálu. Abraze je způsobena třecím stykem s protikusem při každodenním pohybu. Na tomto vzorku je zajímavé zvrásnění vzorku (viz obr.111 b), c), d)), které tvoří půlkruhový tvar šířící se ve směru pohybu (viz obr. 110 d)). Toto zvrásnění se šíří od poškozené části tibiální vložky, která se nachází na samém okraji implantátu.



Obr. 110: Vzorek E



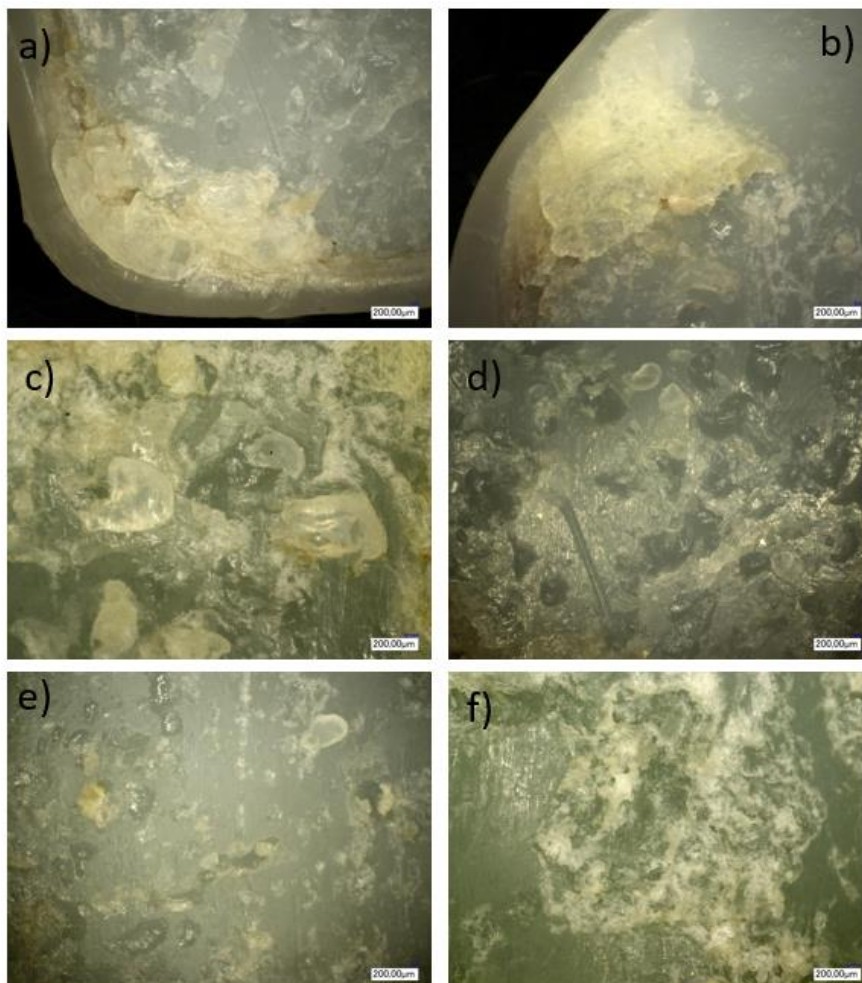
Obr. 111: a) Abrazivní opotřebení povrchu, b) zvrásnění vzorku na pravém dolním okraji vložky, c) porušená hrana vzorku, d) detail zvrásnění vzorku.

5.2.6 Vzorek F

Vzorek F je silně opotřeben, ale stykové napětí v implantátu je relativně dobře rozloženo do tibiální vložky, vložka sloužila pacientovi poměrně dlouhou dobu. Mechanismy podílející se na opotřebení vložky jsou zde abraze, adheze, delaminace, oxidace, únava.



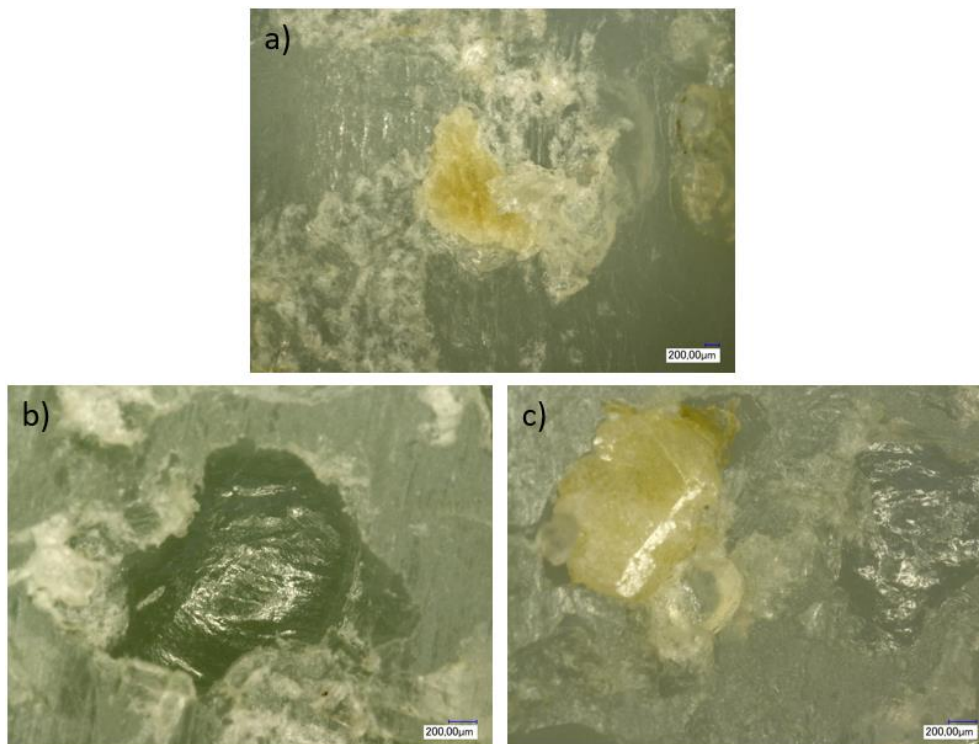
Obr. 112: Vzorek F



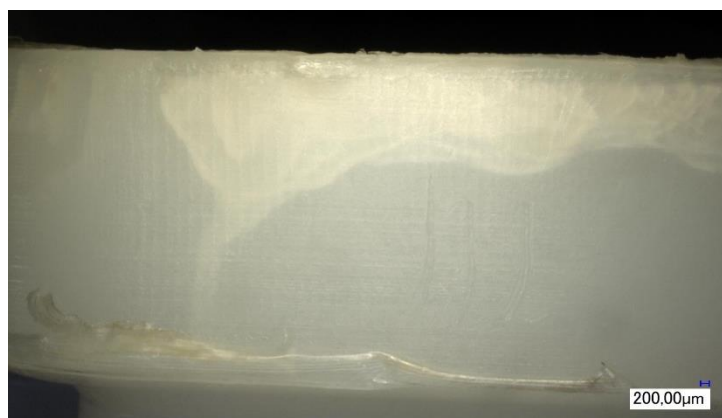
Obr. 113: a) b) Příklady delaminace vzorku F, c) Zrna UHMWPE, která podléhají delaminaci, d) Abrazivní opotřebení vzorku F, e) Kombinované opotřebení vzorku F (abraze, adheze), f) abrazivní opotřebení.

V tomto vzorku je dobře pozorovatelný jev adheze, který je zde jak ve formě prostého přilnutí volných částic UHMWPE k tibiální vložce, tak i zaplňování děr v materiálu – viz obr. 114. V prvním případě se jedná o zrna UHMWPE, která přilnou k povrchu. V druhém se pravděpodobně jedná o UHMWPE, který adheroval k femorální části implantátu a při pohybu následně opět zaplňuje nerovnosti. V obou případech se jedná o částice, které podlehly silné plastické deformaci a mají tak i jinou barvu – jsou lehce rozpoznatelné.

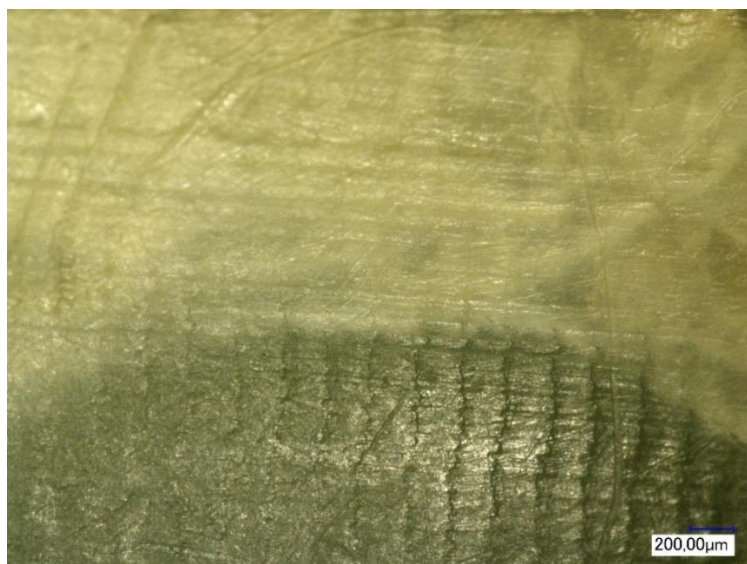
Ve vzorku F je opět pozorováno podpovrchové zblednutí materiálu, které se dá vyložit jako podpovrchová oxidace, která následně vede k propagaci trhlin a delaminaci. Z obr 115 je zřejmé, že je rozsah oxidace poměrně velký, avšak při pohledu na funkční plochu shora je neviditelný. Jelikož se tato oblast šíří až ke spodní části implantátu, existuje risk propagace trhlin a následného odštěpení celé hrany implantátu. Pozoruhodný je však především obrázek 116, kde lze pozorovat šíření malých trhlin na boční straně implantátu směrem od této bílé zóny. Tyto trhliny by bylo nutné podrobit podrobnějšímu zkoumání, avšak nikde jinde na vzorku takové trhliny na boční straně objeveny nebyly.



Obr. 114: a) Adheze částice k povrchu tibiální vložky, b) Díra v materiálu po abrazi, c) Zaplnění díry v materiálu plasticky deformovanou částicí UHMWPE (adheze).



Obr. 115: Podpovrchová oxidace UHMWPE



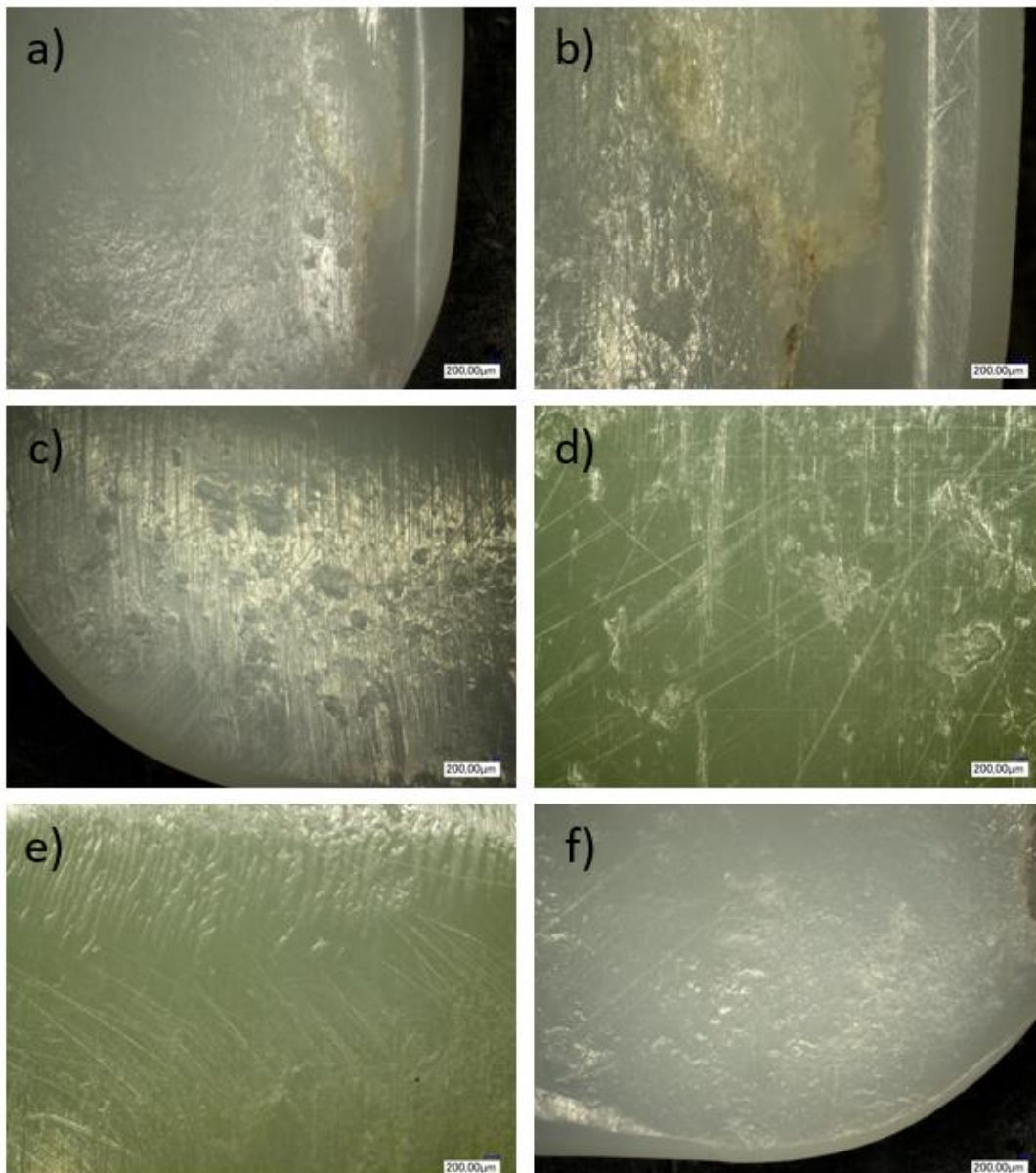
Obr. 116: Šíření trhlin směrem od bílé zóny směrem k tibální komponentě implantátu.

5.2.7 Vzorek G



Obr. 117: Vzorek G

Vzorek G je na první pohled poměrně zachovalý, avšak při bližším prozkoumání vykazuje známky opotřebení mechanismy abraze, adheze, delaminace a únavy materiálu. Hlavním mechanismem je opět abraze, zde tříbodová, neboť jsou přítomny stopy po částicích – obr. 118. Adheze i delaminace jsou začínajícími mechanismy opotřebení propagujícími se materiálem. Adheze je pozorovatelná na obr. 119. Samotná částice nemá velké rozměry a není silně plasticky deformovaná. Delaminace se začíná projevovat na hranici stykové plochy tibiální vložky na pravém okraji. Ze vzorku je patrné, že se trhlinka již rozšířila v rovnoběžném směru s povrchem, nyní by se propagovala směrem k povrchu a následovalo by odštěpení materiálu. Únava materiálu se vyskytuje ve více oblastech, avšak nejmarkantnější je na hranici funkční a nefunkční plochy tibiální vložky. Opět je rozpoznatelná díky typickým striacím na povrchu.



Obr. 118: a) Počátek delaminace, b) delaminace pod povrchem tibiální vložky, c) d) abraze materiálu, e) únava materiálu pozorovaná na rozhraní funkční plochy, f) kombinace abrazivního a adhezivního opotřebení.



Obr. 119: Částice UHMWPE přilnutá k povrchu.

5.3 Srovnání

Tabulka číslo 12 obsahuje shrnutí mechanismů opotřebení přítomných ve vzorcích, alespoň v minimální míře. Příčiny daných mechanismů mohou být různé a je velmi těžké je určit, jelikož by bylo nutné znát parametry výroby implantátu, metodu sterilizace, výchozí strukturu povrchu atd. Bohužel nejsou známy ani přesné parametry materiálů, a tak se i v tomto mohou vzorky lišit.

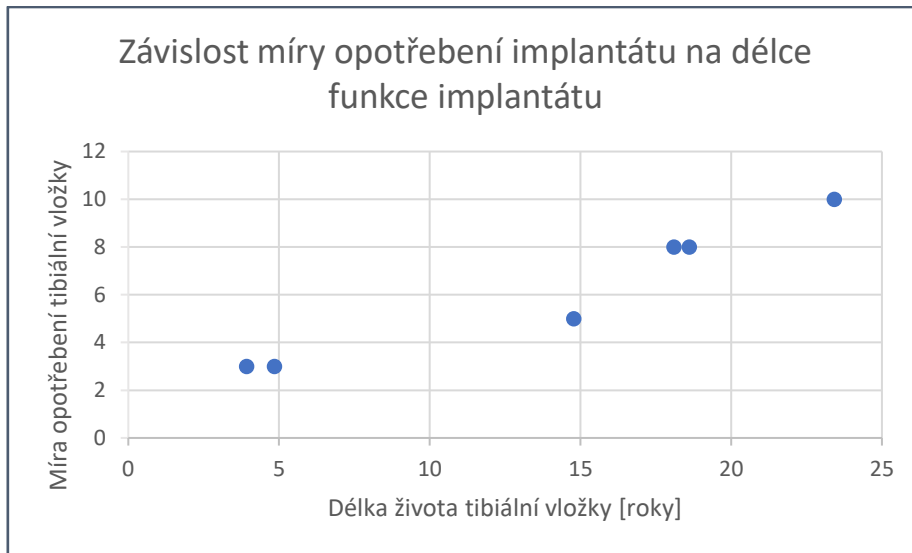
Zajímavé je však srovnání implantátů vzhledem k informacím o pacientovi a délce životnosti implantátu. K jednoduššímu porovnání byla daným vzorkům přiřazena míra opotřebení na škále od 1 do 10, s tím že nejnižší opotřebení je 1 a největší 10 – viz tabulka číslo 12, hodnoty byly přiřazeny na základě vyskytujících se mechanismů opotřebení a jejich míře, avšak tato hodnota je subjektivní.

Tab. 12: Srovnání přítomných mechanismů opotřebení u předešlých vzorků; tmavě šedá značí přítomnost daného mechanismu degradace, světle šedá značí předpoklad přítomnosti daného mechanismu nutný ověřit a bílá předpokládá, že se daný mechanismus nepodílí degradaci.

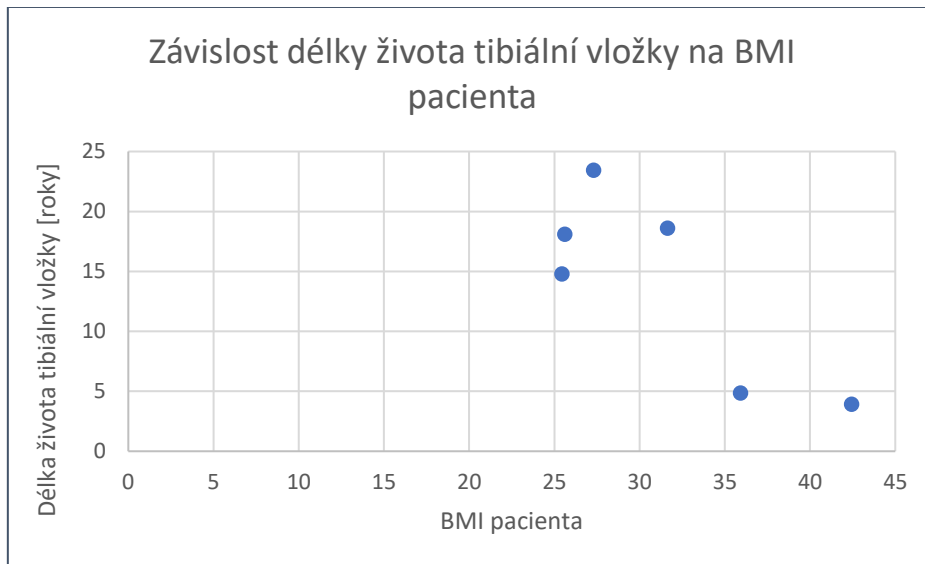
Vzorek	Abraze	Adheze	Delaminace	Únava	Plastická deformace	Oxidace	Tečení materiálu
A							
B							
C							
D							
E							
F							
G							

Tab. 13: Informace o pacientech a délce funkce implantátu společně s mírou opotřebení vzorku.

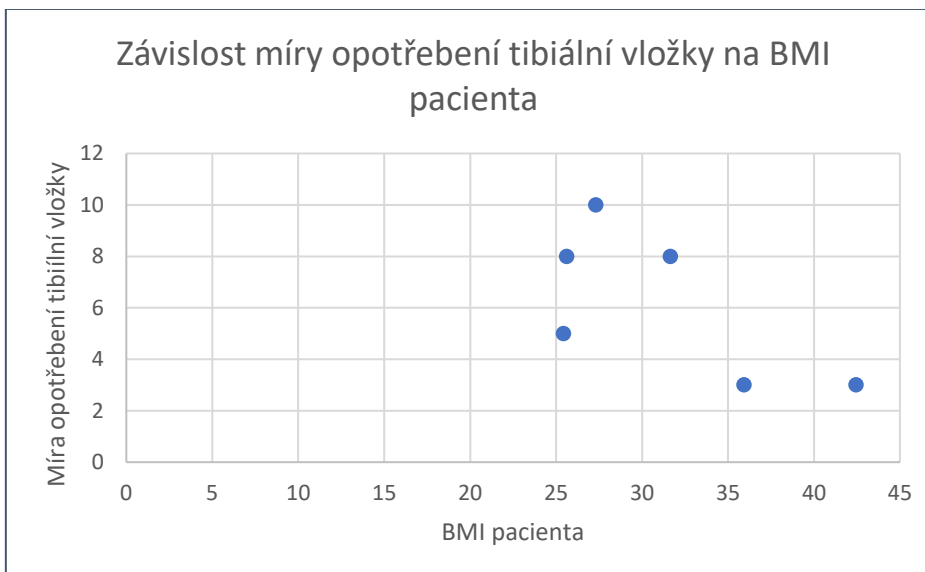
Vzorek	BMI pacienta	Délka života implantátu	Míra opotřebení vzorku
A	?	?	7
B	42,44	3,92	3
C	31,64	18,61	8
D	27,3	23,42	10
E	35,92	4,85	3
F	25,61	18,1	8
G	25,43	14,77	5



Obr. 120: Graf závislosti opotřebení implantátu na délce funkce implantátu.



Obr. 121: Graf závislosti délky života tibiální vložky na BMI pacienta.



Obr. 122: Graf závislosti míry opotřebení tibiální vložky na BMI pacienta.

Z grafů jasně vyplývá (obr. 119–122), že závislost míry opotřebení implantátu je úměrná délce funkce implantátu. Čím déle implantát slouží, tím více je opotřeben. Tento jev je zapříčiněn tím, že většina mechanismů opotřebení je závislá na čase. Z druhého grafu (obr.121) vyplývá, že pacienti s vyššími hodnotami BMI podstupují re-operace mnohem dříve než pacienti s nižším BMI, což dopomáhá vysvětlit graf na obr. 122, který tvrdí, že je míra opotřebení tibiálních vložek pacientů s vyššími hodnotami BMI mnohem nižší, což je jinak nelogické. Tento jev je tedy způsoben tím, že dříve, než dojde k silnějšímu opotřebení tibiální vložky, selže implantát z jiného důvodu – tady například kvůli aseptickému uvolnění tibiální komponenty a nestabilitě umělého kolenního kloubu.

ZÁVĚR

V práci byl proveden teoretický rozbor soudobých materiálů pro kloubní implantáty a jejich vlastnosti. Pozornost je věnována především polymerním materiálům, zejména polyetylénu s velmi vysokou molekulární hmotností. Ačkoliv UHMWPE nadále zůstává nejpoužívanějším materiálem pro výrobu tibiálních vložek a k vytvoření artikulačních ploch kloubů, tento materiál limituje životnost implantátu pacienta a způsobuje tak komplikace pro jeho uživatele. Experimentální část se zabývala problematikou obrobitelnosti hlavního používaného polymerního materiálu frézováním a analýzou dosažitelné kvality opracování včetně následné povrchové úpravy omíláním a termomechanickým opracováváním. V neposlední řadě byly předmětem studia reálné opotřebené tibiální komponenty.

Z analýzy frézování UHMWPE vyplývá, že:

- na povrchu materiálu po obrobení zůstávají typické stopy po břitech frézy i zbytková rezidua z nataveného obráběného materiálu,
- nejnižší hodnoty drsnosti povrchu $R_a=3,055 \mu\text{m}$ bylo dosaženo při nejnižší testované posuvové i řezné rychlosti (tzn. $v_f=315 \text{ mm/min}$, $v_c=70,3 \text{ m/min}$),
- posuvová rychlost má výraznější vliv na zhoršení drsnosti povrchu, mezi těmito dvěma jevy je nepřímá úměrnost,
- třísky po frézování jsou silně plasticky deformovány, neboť z místa řezu je špatně odváděno teplo a dochází k jejich adhezivnímu ulpívání na břitech frézy.

Z analýzy výsledků zvolených zkušebních metod vyhlazení povrchu lze konstatovat, že:

- omílání narušuje strukturu materiálu, vede k vytrhávání částic a vláken materiálu,
- v omílaném povrchu se vyskytují zaseknutá tvrdá abrazivní zrna,
- omílání snížilo drsnost povrchu, avšak z předešlých závěrů jde usoudit, že to není vhodný proces pro povrchovou úpravu polymerních implantátů,
- nejlepší kvality povrchu bylo dosaženo s plošným nástrojem, zřejmě díky rovnoměrnějšímu prohrátí, avšak vhodnější pro tuto aplikaci bude nástroj s bodovým stykem,
- termomechanické opracování snižuje drsnost povrchu (až o 50–60 %), avšak může způsobovat strukturní změny materiálu, což vyžaduje hlubší studium a optimalizaci teploty ohřevu.

Z vyhodnocení koeficientu tření vyplývá, že:

- koeficient tření dosahoval v dané tribologické dvojici velmi nízké hodnoty (průměrně 0,088, se směrodatnou odchylkou 0,009),
- v testovaném rozsahu rychlostí, odpovídajících reálné rychlosti pohybu v lidském kolenním kloubu, byl součinitel tření závislý na rychlosti pohybu,
- koeficient tření nebyl výrazně závislý na velikosti přitlačné síly.

Z vyhodnocení opotřebení tibiálních komponent vyplývá, že:

- dominantními mechanismy opotřebení UHMWPE jsou abraze, adheze, delaminace a únava,
- míra opotřebení tibiálních komponent je přímo závislá na době jejich používání,
- délka životnosti implantátu je nepřímo úměrná BMI pacienta,

- materiál pravděpodobně podpovrchově oxiduje v oblasti okolo 0,8 mm pod povrchem implantátu a z této oblasti se šíří trhliny,
- tato iniciace trhlín může být způsobena i nevhodnou konsolidací UHMWPE prášku.

Jak bylo představeno v teoretické části, problematika moderních technologií výroby plastové tibiální komponenty pro kolenní kloub je velmi komplexní. S neustále se zvyšujícími se nároky pacientů na kvalitu a životnost implantátu je třeba hlubší prozkoumání k prověření nejvhodnější technologie opracování, respektive výroby polyetylenových implantátů.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] *World health statistics 2021: monitoring health for the SDGs, sustainable development goals*. Geneva: World Health Organization, 2021. ISBN 978-92-4-002705-3.
- [2] LI, Stephen. Ultra high molecular weight polyethylene: From charnley to cross-linked. *Operative Techniques in Orthopaedics*. 2001, **11**(4), 288-295. ISSN 10486666. Dostupné z: doi:10.1016/S1048-6666(01)80044-6
- [3] ZARIBAF, Fedra Parnian. Medical-grade ultra-high molecular weight polyethylene: past, current and future. *Materials Science and Technology*. 2018, **34**(16), 1940-1953. ISSN 0267-0836. Dostupné z: doi:10.1080/02670836.2018.1469455
- [4] LEE, Jin, Young KEE, Hyung CHUNG a Choong CHOI. Long-term results of cruciate-retaining total knee replacement in patients with rheumatoid arthritis: a minimum 15-year review. *Canadian Journal of Surgery*. 2015, **58**(3), 193-197. ISSN 0008428X. Dostupné z: doi:10.1503/cjs.012014
- [5] WAEWSAWANGWONG, Warit a Stuart GOODMAN. Unexpected Failure of Highly Cross-Linked Polyethylene Acetabular Liner. *The Journal of Arthroplasty*. 2012, **27**(2), 3231-3234. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2011.04.010
- [6] Bolesti měkkého kolene. In: *Painguru.cz* [online]. 2022 [cit. 2022-04-22]. Dostupné z: <https://www.painguru.cz/blog/soft-tissue-knee-pain/>
- [7] JUNQUEIRA, Luiz, José CARNEIRO a Robert KELLEY. *Základy histologie*. Jinočany, 1997. ISBN 80-857-8737-7.
- [8] RHO, Jae-Young, Liisa KUHN-SPEARING a Peter ZIOUPOS. *Mechanical properties and the hierarchical structure of bone*. 1998, **20**(2), 92-102. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/S1350-4533(98)00007-1
- [9] SASAKI, Naoki, Norio MATSUSHIMA, Tetsu IKAWA, Hidemi YAMAMURA a Akeharu FUKUDA. Orientation of bone mineral and its role in the anisotropic mechanical properties of bone—Transverse anisotropy. *Journal of Biomechanics*. 1989, **22**(2), 157-164. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(89)90038-9
- [10] SANTIUSTE, C., M. RODRÍGUEZ-MILLÁN, E. GINER a H. MIGUÉLEZ. The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone. *Composite Structures*. 2014, **116**, 423-431. ISSN 02638223. Dostupné z: doi:10.1016/j.compstruct.2014.05.031
- [11] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd.* Praha: Grada, 2001-2004. ISBN 80-716-9970-5.
- [12] RALPHS, J.R. a M. BENJAMIN. The joint capsule: structure, composition, ageing and disease. In: *Journal of Anatomy*. Volume 184. Great Britain, 1994, s. 503-509. ISSN 00218782.
- [13] KEMPSON, GEOFFREY E. The Mechanical Properties of Articular Cartilage. *The Joints and Synovial Fluid*. Elsevier, 1980, 177-238. ISBN 9780126551020. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-655102-0.50011-4
- [14] MOW, Van, Mark HOLMES a W. MICHAEL LAI. Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: A review. *Journal of Biomechanics*. 1984, **17**(5), 377-394. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(84)90031-9
- [15] BLAND-SUTTON, John. *Ligaments; their nature and morphology*. 2nd Edition. London: Lewis, 1897.

-
- [16] SEEDHOM, B.B. Loadbearing function of the menisci. *Physiotherapy*. 1976, **62**(7) 223-226. ISSN 00319406.
- [17] VOLOSHIN, Arkady a Josef WOSK. Shock absorption of meniscectomized and painful knees: A comparative in vivo study. *Journal of Biomedical Engineering*. 1983, **5**(2), 157-161. ISSN 01415425. Dostupné z: doi:10.1016/0141-5425(83)90036-5
- [18] LEVY, I, P TORZILLI a R WARREN. *The effect of medial meniscectomy on anterior-posterior motion of the knee*. 1982, **64**(6), 883-888. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/00004623-198264060-00011
- [19] HERWIG, J., E. EGNER a E. BUDDECKE. Chemical changes of human knee joint menisci in various stages of degeneration. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 1984, **43**(4), 635-640. ISSN 0003-4967. Dostupné z: doi:10.1136/ard.43.4.635
- [20] SWEIGART, Mark a Kyriacos ATHANASIOU. Toward Tissue Engineering of the Knee Meniscus. *Tissue Engineering*. 2001, **7**(2), 111-129. ISSN 1076-3279. Dostupné z: doi:10.1089/107632701300062697
- [21] MAKRIS, Eleftherios, Pasha HADIDI a Kyriacos ATHANASIOU. The knee meniscus: Structure–function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. *Biomaterials*. 2011, **32**(30), 7411-7431. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/j.biomaterials.2011.06.037
- [22] CLARK, C. a J. OGDEN. *Development of the menisci of the human knee joint. Morphological changes and their potential role in childhood meniscal injury*. 1983, **65**(4), 538-547. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/00004623-198365040-00018
- [23] ARNOCZKY, Steven a Russell WARREN. Microvasculature of the human meniscus. *The American Journal of Sports Medicine*. 1982, **10**(2), 90-95. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/036354658201000205
- [24] BREEZE, Katie. Knee Deep: The Low Down on Cartilage and Ligament Injuries. In: *Breeze sports therapy* [online]. Bristol, 2022 [cit. 2022-05-18]. Dostupné z: <https://www.breezesportstherapy.com/post/2018/10/24/knee-deep-the-low-down-on-a-torn-meniscus>
- [25] FLEISCHMANN, Jaroslav a Rudolf LINC. *Anatomie člověka*. 1st Edition. Praha: SPN - pedagogické nakladatelství, 1989.
- [26] BARTONÍČEK, Jan a Jiří HEŘT. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN 80-734-5017-8.
- [27] O'SULLIVAN, Susan. Examination of motor function: Motor control and motor learning. O'SULLIVAN, Susan, Thomas SCHMITZ a George FULK. *Physical Rehabilitation*. 6th Edition. Philadelphia: F.A. Davis, 2013, s. 233-234. ISBN 9780803625792.
- [28] VANDER, Arthur J. *Human physiology : the mechanisms of body function* [online]. 8th Edition. Boston: McGraw-Hill, 2001 [cit. 2022-04-19]. ISBN 9780072554991. Dostupné z: https://archive.org/details/isbn_9780072554991/mode/2up
- [29] Identifying Anatomical Position and Body Planes. O'DYA, Erin a Pat DUPREE. *Anatomy & Physiology Workbook For Dummies with Online Practice*. 3rd Edition. New Jersey: John Wiley & Sons, 2018, s. 7-14. ISBN 978-1119473596.
- [30] KURTZ, Steven M. The Origins and Adaptations of UHMWPE for Knee Replacements. *UHMWPE Biomaterials Handbook*. Elsevier, 2009, 81-95. ISBN 9780123747211. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-374721-1.00007-9
-

-
- [31] ČECH, Oldřich, Antonín SOSNA a Jan BARTONÍČEK. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. Praha: Avicenum, 1986.
- [32] NÝDRLE, Miroslav a Hana VESELÁ. *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1992. ISBN 80-701-3128-4.
- [33] SIKIDAR, Arnab a Dinesh KALYANASUNDARAM. An open-source plugin for OpenSim® to model the non-linear behaviour of dense connective tissues of the human knee at variable strain rates. *Computers in Biology and Medicine*. 2019, **110**, 186-195. ISSN 00104825. Dostupné z: doi:10.1016/j.combiomed.2019.05.021
- [34] SINGH, Jasvinder, Shaohua YU, Lang CHEN a John CLEVELAND. Rates of Total Joint Replacement in the United States: Future Projections to 2020–2040 Using the National Inpatient Sample. *The Journal of Rheumatology*. 2019, **46**(9), 1134-1140. ISSN 0315-162X. Dostupné z: doi:10.3899/jrheum.170990
- [35] KURTZ, Steven, Kevin ONG, Edmund LAU et al. International survey of primary and revision total knee replacement. *International Orthopaedics*. 2011, **35**(12), 1783-1789. ISSN 0341-2695. Dostupné z: doi:10.1007/s00264-011-1235-5
- [36] ACKERMAN, Ilana, Megan BOHENSKY, Ella ZOMER, Mark TACEY, Alexandra GORELIK, Caroline BRAND a Richard DE STEIGER. The projected burden of primary total knee and hip replacement for osteoarthritis in Australia to the year 2030. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2019, **20**(1). ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-019-2411-9
- [37] PABINGER, C., H. LOTHALLER a A. GEISLER. Utilization rates of knee-arthroplasty in OECD countries. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2015, **23**(10), 1664-1673. ISSN 10634584. Dostupné z: doi:10.1016/j.joca.2015.05.008
- [38] WOOLHEAD, G., J. DONOVAN a P. DIEPPE. Outcomes of total knee replacement: a qualitative study. *Rheumatology*. 2005, **44**(8), 1032-1037. ISSN 1462-0332. Dostupné z: doi:10.1093/rheumatology/keh674
- [39] Revizní totální náhrada kolenního kloubu typ SVR. In: *BEZNOSKA s.r.o.* [online]. [cit. 2022-04-22]. Dostupné z: <https://www.beznoska.cz/product/revizni-totalni-nahrada-kolenniho-kloubu-typ-svr/>
- [40] BAILON, Jean-Paul a Jean-Marie DORLOT. *Des matériaux*. (3e édition). Québec: Presses internationales Polytechniques, 2000. ISBN 978-2-553-00770-5.
- [41] OLAIZOLA, Andrea a Melody LIN. Introduction to Polymer Nanoparticles for Drug Delivery. In: *Ascension Sciences* [online]. 2020 [cit. 2022-04-22]. Dostupné z: <https://ascensionsciences.com/newsroom/technical-articles/introduction-polymer-nanoparticles-drug-delivery/>
- [42] MLEZIVA, Josef a Jaromír ŠŇUPÁREK. *Polymery: výroba, struktura, vlastnosti a použití*. 2. přeprac. vyd. Praha: Sobotáles, 2000. ISBN 80-85920-72-7.
- [43] HAGEN, Henk, Jaap BOERSMA a Gerard VAN KOTEN. Homogeneous vanadium-based catalysts for the Ziegler–Natta polymerization of α -olefins. *Chemical Society Reviews*. 2002, **31**(6), 357-364. ISSN 0306-0012. Dostupné z: doi:10.1039/B205238E
- [44] KRATOCHVÍL, Bohumil, Václav ŠVORČÍK a Dalibor VOJTĚCH. *Úvod do studia materiálů*. 1st Edition. Praha: Vysoká škola chemicko-technologická, 2005. ISBN 80-7080-568-4.
- [45] BĚHÁLEK, Luboš. *Polymery* [online]. 15. © Code Creator, s.r.o., 2015 [cit. 2022-05-16]. ISBN 978-80-88058-68-7. Dostupné z: <https://publi.cz/books/180/Cover.html>
-

-
- [46] DUCHÁČEK, Vratislav. *Polymer: výroba, vlastnosti, zpracování, použití*. Vyd. 2., přeprac. Praha: Vydavatelství VŠCHT, 2006. ISBN 80-708-0617-6.
- [47] BASCHEK, G., G. HARTWIG a F. ZAHRADNIK. Effect of water absorption in polymers at low and high temperatures. *Polymer*. 1999, **40**(12), 3433-3441. ISSN 00323861. Dostupné z: doi:10.1016/S0032-3861(98)00560-6
- [48] ZEMAN, Lubomír. *Vstřikování plastů: úvod do vstřikování termoplastů*. 1. vydání. Praha: BEN - technická literatura, 2009. ISBN 978-80-7300-250-3.
- [49] STRESS-STRAIN BEHAVIOR OF POLYMERS. In: *Polymer database* [online]. POLYMER PROPERTIES DATABASE, 2022 [cit. 2022-05-17]. Dostupné z: <http://polymerdatabase.com/polymer%20physics/Stress-Strain%20Behavior.html>
- [50] HORÁK, Z., D. POKORNÝ, P. FULÍN, M. ŠLOUF, D. JAHODA a A. SOSNA. Polyetheretherketon (PEEK) – I. část: Perspektivní materiál pro ortopedickou a traumatologickou praxi. *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE ET TRAUMATOLOGIAE ČECHOSLOVACA*. 2010, **77**, 463-469.
- [51] SUESS, Olaf, Martin SCHOMAKER, Mario CABRAJA, Marco DANNE, Theodoros KOMBOS a Michael HANNA. Empty polyetheretherketone (PEEK) cages in anterior cervical discectomy and fusion (ACDF) show slow radiographic fusion that reduces clinical improvement: results from the prospective multicenter “PIERCE-PEEK” study. *Patient Safety in Surgery*. 2017, **11**(1). ISSN 1754-9493. Dostupné z: doi:10.1186/s13037-017-0128-y
- [52] KURTZ, Steven a John DEVINE. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007, **28**(32), 4845-4869. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/j.biomaterials.2007.07.013
- [53] KHURSHID, Zohaib, Saudah HAFEJI, Samet TEKIN, Syed HABIB, Rizwan ULLAH, Farshid SEFAT a Muhammad ZAFAR. Titanium, zirconia, and polyetheretherketone (PEEK) as a dental implant material. *Dental Implants*. Elsevier, 2020, 5-35. ISBN 9780128195864. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-819586-4.00002-0
- [54] MISHRA, Sunil a Ramesh CHOWDHARY. PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2019, **21**(1), 208-222. ISSN 15230899. Dostupné z: doi:10.1111/cid.12706
- [55] RAHMITASARI, Fitria, Yuichi ISHIDA, Kosuke KURAHASHI, Takashi MATSUDA, Megumi WATANABE a Tetsuo ICHIKAWA. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dentistry Journal*. 2017, **5**(4). ISSN 2304-6767. Dostupné z: doi:10.3390/dj5040035
- [56] NG, Zhi a Irfan NAWAZ. Computer-Designed PEEK Implants. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2014, **25**(1), 55-58. ISSN 1049-2275. Dostupné z: doi:10.1097/SCS.0b013e3182a2f7b6
- [57] ZHANG, Jibo, Weiqun TIAN, Jiayi CHEN, Jin YU, Jianjian ZHANG a Jincao CHEN. The application of polyetheretherketone (PEEK) implants in cranioplasty. *Brain Research Bulletin*. 2019, **153**, 143-149. ISSN 03619230. Dostupné z: doi:10.1016/j.brainresbull.2019.08.010
- [58] ALI, Umar, Khairil KARIM a Nor BUANG. A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). *Polymer Reviews*. 2015, **55**(4), 678-705. ISSN 1558-3724. Dostupné z: doi:10.1080/15583724.2015.1031377
- [59] HUANG, Gary, Susan ZHONG, Srinivas SUSARLA, Edward SWANSON, Judy HUANG a Chad GORDON. Craniofacial Reconstruction With Poly(Methyl
-

- Methacrylate) Customized Cranial Implants. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2015, **26**(1), 64-70. ISSN 1049-2275. Dostupné z: doi:10.1097/SCS.0000000000001315
- [60] JABERI, Joby, Kenneth GAMBRELL, Paul TIWANA, Chris MADDEN a Rick FINN. Long-Term Clinical Outcome Analysis of Poly-Methyl-Methacrylate Cranioplasty for Large Skull Defects. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013, **71**(2), 81-88. ISSN 02782391. Dostupné z: doi:10.1016/j.joms.2012.09.023
- [61] FERNANDES DA SILVA, André, Alexandre BORBA, Niverso SIMÃO, Fábio PEDRO, Alvaro BORGES a Michael MILORO. Customized Polymethyl Methacrylate Implants for the Reconstruction of Craniofacial Osseous Defects. *Case Reports in Surgery*. 2014, **2014**, 1-8. ISSN 2090-6900. Dostupné z: doi:10.1155/2014/358569
- [62] LEIGH, Jorge A. Use of PMMA in expansion dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1975, **9**(4), 233-242. ISSN 0021-9304. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.820090426
- [63] ZIZZARI, Vincenzo a Gianmarco TACCONELLI. Implant-Supported PMMA Monolithic Full-Arch Rehabilitation with Surgical Computer-Planned Guide and Immediate Provisional: A Case Report with One Year Follow-Up. *Case Reports in Dentistry*. 2018, **2018**, 1-12. ISSN 2090-6447. Dostupné z: doi:10.1155/2018/9261276
- [64] TANEJA, Shikha, Tariq ALDOAIS a Swathi KALIKI. Primary orbital polymethylmethacrylate implant following primary enucleation for retinoblastoma: a study of 321 cases. *Orbit*. 2021, **40**(2), 127-132. ISSN 0167-6830. Dostupné z: doi:10.1080/01676830.2020.1750040
- [65] SHAIK, Asma. A Clinical Study on Outcome of Polymethyl Methacrylate Orbital Implant (Mules orbital implant) Following Evisceration. *Delhi Journal of Ophthalmology*. 2016, **27**(3). ISSN 09720200. Dostupné z: doi:10.7869/djo.238
- [66] YU, LONG, B YUAN, DAN BISHOP et al. New Polyurethane Valves in New Soft Artificial Hearts. *ASAIO Transactions*. 1989, **35**(3), 301-303. ISSN 0889-7190. Dostupné z: doi:10.1097/00002480-198907000-00040
- [67] BAKKER, D., C. VAN BLITTERSWIJK, S. HESSELING, H. KOERTEN, W. KUIJPERS a J. GROTE. Biocompatibility of a polyether urethane, polypropylene oxide, and a polyether polyester copolymer. A qualitative and quantitative study of three alloplastic tympanic membrane materials in the rat middle ear. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1990, **24**(4), 489-515. ISSN 0021-9304. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.820240407
- [68] RATCLIFFE, Anthony. Tissue engineering of vascular grafts. *Matrix Biology*. 2000, **19**(4), 353-357. ISSN 0945053X. Dostupné z: doi:10.1016/S0945-053X(00)00080-9
- [69] EL-FAQIH, S.R., A.B. SHAMSUDDIN, A. CHAKRABARTI, R. ATASSI, A.H. KARDAR, M.K. OSMAN a I. HUSAIN. Polyurethane Internal Ureteral Stents in Treatment of Stone Patients: Morbidity Related to Indwelling Times. *Journal of Urology*. 1991, **146**(6), 1487-1491. ISSN 0022-5347. Dostupné z: doi:10.1016/S0022-5347(17)38146-6
- [70] REHAVIA, E., M.C. FISHBIEN, M. NAKAMURA a N. EIGLER. Biocompatibility of polyurethane-coated stents: tissue and vascular aspects. *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis*. 1998, **45**(2), 202-207. ISSN 00986569. Dostupné z: doi:10.1002/(SICI)1097-0304(199810)45:2<202::AID-CCD20>3.0.CO;2-L
- [71] CHEN, Qizhi, Shuling LIANG a George THOUAS. Elastomeric biomaterials for tissue engineering. *Progress in Polymer Science*. 2013, **38**(3-4), 584-671. ISSN 00796700. Dostupné z: doi:10.1016/j.progpolymsci.2012.05.003

-
- [72] WERKMEISTER, J.A., R. ADHIKARI, J.F. WHITE et al. Biodegradable and injectable cure-on-demand polyurethane scaffolds for regeneration of articular cartilage. *Acta Biomaterialia*. 2010, **6**(9), 3471-3481. ISSN 17427061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2010.02.040
- [73] GRAD, Sibylle, Laszlo KUPCSIK, Katarzyna GORNA, Sylwester GOGOLEWSKI a Mauro ALINI. The use of biodegradable polyurethane scaffolds for cartilage tissue engineering: potential and limitations. *Biomaterials*. 2003, **24**(28), 5163-5171. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/S0142-9612(03)00462-9
- [74] DING, Guocheng, Xinpan LI, Muyang SUN et al. Meniscal transplantation and regeneration using functionalized polyurethane bionic scaffold and digital light processing 3D printing. *Chemical Engineering Journal*. 2022, **431**. ISSN 13858947. Dostupné z: doi:10.1016/j.cej.2021.133861
- [75] PFISTER, Lukas, Michaël PAPALOÏZOS, Hans MERKLE a Bruno GANDER. Nerve conduits and growth factor delivery in peripheral nerve repair. *Journal of the Peripheral Nervous System*. 2007, **12**(2), 65-82. ISSN 1085-9489. Dostupné z: doi:10.1111/j.1529-8027.2007.00125.x
- [76] CHERNG, Jong, Ting HOU, Mei SHIH, Herre TALSMA a Wim HENNINK. Polyurethane-based drug delivery systems. *International Journal of Pharmaceutics*. 2013, **450**(1-2), 145-162. ISSN 03785173. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijpharm.2013.04.063
- [77] MAHANTA, Arun, Vikas MITTAL, Nitesh SINGH, Debabrata DASH, Sudip MALIK, Mohan KUMAR a Pralay MAITI. Polyurethane-Grafted Chitosan as New Biomaterials for Controlled Drug Delivery. *Macromolecules*. 2015, **48**(8), 2654-2666. ISSN 0024-9297. Dostupné z: doi:10.1021/acs.macromol.5b00030
- [78] BURGER, Jacobus, Roland LUIJENDIJK, Wim HOP, Jens HALM, Emiel VERDAASDONK a Johannes JEEKEL. Long-term Follow-up of a Randomized Controlled Trial of Suture Versus Mesh Repair of Incisional Hernia. *Annals of Surgery*. 2004, **240**(4), 578-585. ISSN 0003-4932. Dostupné z: doi:10.1097/01.sla.0000141193.08524.e7
- [79] PEDRON, Irineu, Luciano BISPO a Munir SALOMÃO. Selective polypropylene membrane: alveolar behavior in post-extraction repair with a view to the future installation of osseointegrated implants. *Italian Journal of Dental Medicine*. 2018. ISSN 2531-6893. Dostupné z: doi:10.32033/ijdm.2018.3.02.3
- [80] KATSCHNIG, Matthias, Florian ARBEITER, Bernd HAAR, Gord VAN CAMPE a Clemens HOLZER. Cranial Polypropylene Implants by Fused Filament Fabrication. *Advanced Engineering Materials*. 2017, **19**(4). ISSN 14381656. Dostupné z: doi:10.1002/adem.201600676
- [81] ISO 5834-1:2019. *Implants for surgery — Ultra-high-molecular-weight polyethylene: Part 1: Powder form*. 1st Edition. Geneve: ISO, 2019.
- [82] ASTM F648-21. *Standard Specification for Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Powder and Fabricated Form for Surgical Implants*. 10th Edition. USA: ASTM international, 2021.
- [83] KURTZ, Steven M. *UHMWPE Biomaterials Handbook - Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement and Medical Devices*. (3rd Edition). Philadelphia, Drexel University: Elsevier, 2015. ISBN 978-0-323-35401-1.
- [84] KATTI, Kalpana S. Biomaterials in total joint replacement. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2004, **39**(3), 133-142. ISSN 09277765. Dostupné z: doi:10.1016/j.colsurfb.2003.12.002
-

-
- [85] PANAYOTOV, Ivan, Valérie ORTI, Frédéric CUISINIER a Jacques YACHOUH. Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2016, **27**(7). ISSN 0957-4530. Dostupné z: doi:10.1007/s10856-016-5731-4
- [86] GORNA, Katarzyna a Sylwester GOGOLEWSKI. The effect of gamma radiation on molecular stability and mechanical properties of biodegradable polyurethanes for medical applications. *Polymer Degradation and Stability*. 2003, **79**(3), 465-474. ISSN 01413910. Dostupné z: doi:10.1016/S0141-3910(02)00362-2
- [87] MCKEEN, Laurence W. *Fatigue and Tribological Properties of Plastics and Elastomers*. (3rd Edition). Elsevier, 2016. ISBN 978-0-323-44201-5.
- [88] MORAVEC, Hynek, Jaroslav FOJT, Vladimír FILIP a Luděk JOSKA. Modifikace povrchu titanu pro medicínské aplikace. *Chemické listy*. 2014, **108**(1), 40-45.
- [89] VASCONCELLOS, Luana, Marize OLIVEIRA, Mário GRAÇA, Luis VASCONCELLOS, Carlos CAIRO a Yasmin CARVALHO. Design of dental implants, influence on the osteogenesis and fixation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2008, **19**(8), 2851-2857. ISSN 0957-4530. Dostupné z: doi:10.1007/s10856-008-3421-6
- [90] DOHAN EHRENFEST, David, Paulo COELHO, Byung-Soo KANG, Young-Taeg SUL a Tomas ALBREKTSSON. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends in Biotechnology*. 2010, **28**(4), 198-206. ISSN 01677799. Dostupné z: doi:10.1016/j.tibtech.2009.12.003
- [91] PARK, Joon a Joseph BRONZINO. *Biomaterials: Principles and Applications*. 1st Edition. Boca Raton: CRC Press, 2002. ISBN 9780429118197.
- [92] AXINTE, Dragos, Yuebin GUO, Zhirong LIAO, Albert SHIH, Rachid M'SAOUBI a Naohiko SUGITA. Machining of biocompatible materials — Recent advances. *CIRP Annals*. 2019, **68**(2), 629-652. ISSN 00078506. Dostupné z: doi:10.1016/j.cirp.2019.05.003
- [93] CHAKRABORTY BANERJEE, Parama, Saad AL-SAAD, Lokesh CHOUDHARY, Shervin HARANDI a Raman SINGH. Magnesium Implants: Prospects and Challenges. *Materials*. 2019, **12**(1). ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma12010136
- [94] HEUBLEIN, B., R. ROHDE, V. KAESE, M. NIEMEYER, W.M. HARTUNG a A. HAVERICH. Biocorrosion of magnesium alloys: a new principle in cardiovascular implant technology?. *Heart*. 2003, **89**(6), 651-656. ISSN 00070769. Dostupné z: doi:10.1136/heart.89.6.651
- [95] HÄNZI, Anja, Isabel GERBER, Michael SCHINHAMMER, Jörg LÖFFLER a Peter UGGOWITZER. On the in vitro and in vivo degradation performance and biological response of new biodegradable Mg–Y–Zn alloys☆. *Acta Biomaterialia*. 2010, **6**(5), 1824-1833. ISSN 17427061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2009.10.008
- [96] JACOBS, Joshua, Nadim HALLAB, Anastasia SKIPOR a Robert URBAN. Metal Degradation Products: A Cause for Concern in Metal-Metal Bearings?. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004, (417), 139-47. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/01.blo.0000096810.78689.62
- [97] WOLF, Federica a Achille CITADINI. Chemistry and biochemistry of magnesium. *Molecular Aspects of Medicine*. 2003, **24**(1-3), 3-9. ISSN 00982997. Dostupné z: doi:10.1016/S0098-2997(02)00087-0
- [98] TESAŘ, K., K. BALÍK, Z. SUCHARDA a A. JÄGER. Direct extrusion of thin Mg wires for biomedical applications. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*.
-

-
- 2020, **30**(2), 373-381. ISSN 10036326. Dostupné z: doi:10.1016/S1003-6326(20)65219-0
- [99] JAHNKE, Klaus, Dietrich PLESTER a Günter HEIMKE. Experiences with Al₂O₃-ceramic middle ear implants. *Biomaterials*. 1983, **4**(2), 137-138. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/0142-9612(83)90056-X
- [100] PICONI, C. a G. MACCAURO. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999, **20**(1), 1-25. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/S0142-9612(98)00010-6
- [101] CHRISTIAN, Wedemeyer a Kauther MAX. The Role of Aluminium Ceramics in Total Hip Arthroplasty. *Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment*. InTech, 2011. ISBN 978-953-307-350-7. Dostupné z: doi:10.5772/18094
- [102] ALBREKTSSON, T., G. ZARB, P. WORTHINGTON a A.R. ERIKSSON. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. Quintessence Publishing Co. Inc., 1986, **1**(1), 11-25. ISSN 08822786.
- [103] NAVARRO, M., A. MICHIARDI, O. CASTAÑO a J.A. PLANELL. Biomaterials in orthopaedics. *Journal of The Royal Society Interface*. 2008, **5**(27), 1137-1158. ISSN 1742-5689. Dostupné z: doi:10.1098/rsif.2008.0151
- [104] BAINO, Francesco. Bioactive glasses – When glass science and technology meet regenerative medicine. *Ceramics International*. 2018, **44**(13), 14953-14966. ISSN 02728842. Dostupné z: doi:10.1016/j.ceramint.2018.05.180
- [105] BERGSCHMIDT, Philipp, Rainer BADER, Dirk GANZER et al. Ceramic Femoral Components in Total Knee Arthroplasty - Two Year Follow-Up Results of an International Prospective Multi-Centre Study. *The Open Orthopaedics Journal*. 2012, **6**(1), 172-178. ISSN 1874-3250. Dostupné z: doi:10.2174/1874325001206010172
- [106] WANG, Xu, Boyu NING a Xibo PEI. Tantalum and its derivatives in orthopedic and dental implants: Osteogenesis and antibacterial properties. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2021, **208**. ISSN 09277765. Dostupné z: doi:10.1016/j.colsurfb.2021.112055
- [107] LIU, Yindong, Chongyun BAO, Daniel WISMEIJER a Gang WU. The physicochemical/biological properties of porous tantalum and the potential surface modification techniques to improve its clinical application in dental implantology. *Materials Science and Engineering: C*. 2015, **49**, 323-329. ISSN 09284931. Dostupné z: doi:10.1016/j.msec.2015.01.007
- [108] HAMPTON, Matthew, Junaid MANSOOR, John GETTY a Paul SUTTON. *Uncemented tantalum metal components versus cemented tibial components in total knee arthroplasty: 11- to 15-year outcomes of a single-blinded randomized controlled trial*. 2020, **102**-(8), 1025-1032. ISSN 2049-4394. Dostupné z: doi:10.1302/0301-620X.102B8.BJJ-2019-1448.R1
- [109] MIYAGAWA, Takaki, Kazu MATSUMOTO, Shingo KOMURA a Haruhiko AKIYAMA. Total hip arthroplasty using a three-dimensional porous titanium acetabular cup: an examination of micromotion using subject-specific finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2021, **22**(1). ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-021-04174-z
- [110] RAMAKRISHNA, S., J. MAYER, E. WINTERMANTEL a Kam LEONG. Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites Science and Technology*. 2001, **61**(9), 1189-1224. ISSN 02663538. Dostupné z: doi:10.1016/S0266-3538(00)00241-4
-

-
- [111] SHOKRANI, A., V. DHOKIA a S.T. NEWMAN. Environmentally conscious machining of difficult-to-machine materials with regard to cutting fluids. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2012, **57**, 83-101. ISSN 08906955. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijmachtools.2012.02.002
- [112] ALDWELL, Barry, Ray HANLEY a Garret O'DONNELL. Characterising the machining of biomedical grade polymers. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*. 2014, **228**(10), 1237-1251. ISSN 0954-4054. Dostupné z: doi:10.1177/0954405413514956
- [113] ALDWELL, Barry, Jimmy O'MAHONY a Garret O'DONNELL. The Effect of Workpiece Cooling on the Machining of Biomedical Grade Polymers. *Procedia CIRP*. 2015, **33**, 305-310. ISSN 22128271. Dostupné z: doi:10.1016/j.procir.2015.06.058
- [114] BERTOLINI, Rachele, Andrea GHIOTTI a Stefania BRUSCHI. Cryogenic machining to enhance surface finish of a biomedical grade ultra-high-molecular weight polyethylene. *ESAFORM 2021*. Dostupné z: doi:10.25518/esaform21.3749
- [115] WITKOWSKI, Andrzej, Mirosław MAJKUT a Sebastian RULIK. Analysis of pipeline transportation systems for carbon dioxide sequestration. *Archives of Thermodynamics*. 2014, **35**(1), 117-140. ISSN 2083-6023. Dostupné z: doi:10.2478/aoter-2014-0008
- [116] ISO 11139:2018. *Sterilization of health care products — Vocabulary of terms used in sterilization and related equipment and process standards*. 1st Edition. Geneva: ISO, 2018.
- [117] ROEBUCK, J., T. MURRELL a E. MILLER. The Joule-Thomson Effect in Carbon Dioxide. *Journal of the American Chemical Society*. 1942, **64**(2), 400-411. ISSN 0002-7863. Dostupné z: doi:10.1021/ja01254a048
- [118] TAPOGLOU, Nikolaos a Christos MAKRIS. CO₂-assisted machining of biocompatible polymer materials. *Procedia Manufacturing*. 2020, **51**, 801-805. ISSN 23519789. Dostupné z: doi:10.1016/j.promfg.2020.10.112
- [119] COSTA, Dalberto, Harrison CORRÊA, Claudimir REBEYKA a Sônia ZAWADZKI. UHMWPE molecular structure analysis after turning operations and machinability with a standard off-the-shelf carbide tool. *Engineering Research Express*. 2019, **1**(2). ISSN 2631-8695. Dostupné z: doi:10.1088/2631-8695/ab5894
- [120] PREMNATH, V., W.H. HARRIS, M. JASTY a E.W. MERRILL. Gamma sterilization of UHMWPE articular implants: an analysis of the oxidation problem. *Biomaterials*. 1996, **17**(18), 1741-1753. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/0142-9612(95)00349-5
- [121] RIMNAC, C., R. KLEIN, F. BETTS a T. WRIGHT. Post-irradiation aging of ultra-high molecular weight polyethylene. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*. 1994, **76**(7), 1052-1056. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/00004623-199407000-00014
- [122] KURTH, M., P. EYERER, R. ASCHERL, K. DITTEL a U. HOLZ. An Evaluation of Retrieved UHMWPE Hip Joint Cups. *Journal of Biomaterials Applications*. 1988, **3**(1), 33-51. ISSN 0885-3282. Dostupné z: doi:10.1177/088532828800300102
- [123] COLLIER, John, Daniel SPERLING, John CURRIER, Lauren SUTULA, Kenneth SAUM a Michael MAYOR. Impact of gamma sterilization on clinical performance of polyethylene in the knee. *The Journal of Arthroplasty*. 1996, **11**(4), 377-389. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/S0883-5403(96)80026-X
- [124] SYCHTERZ, Christi, Karl ORISHIMO a Charles ENGH. Sterilization and Polyethylene Wear: Clinical Studies to Support Laboratory Data. *Journal of Bone and*
-

-
- Joint Surgery - Series A*. 2004, **86**(5), 1017-1022. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/00004623-200405000-00020
- [125] BRUCK, Stephen a Edward MUELLER. Radiation sterilization of polymeric implant materials. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1988, **22**(13), 133-144. ISSN 0021-9304. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.820221306
- [126] RIES, Michael, Kevin WEAVER a Neil BEALS. Safety and Efficacy of Ethylene Oxide Sterilized Polyethylene in Total Knee Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1996, **331**, 159-163. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/00003086-199610000-00022
- [127] COLLIER, John, Lauren SUTULA, Barbara CURRIER, John CURRIER, Robin WOODING, Ian WILLIAMS, Kina FARBER a Michael MAYOR. Overview of Polyethylene as a Bearing Material Comparison of Sterilization Methods. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1996, **333**. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/00003086-199612000-00007
- [128] RIES, Michael, Kevin WEAVER, Robert ROSE, Janelle GUNTHER, Will SAUER a Neil SEALS. Fatigue Strength of Polyethylene After Sterilization by Gamma Irradiation or Ethylene Oxide. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1996, **333**. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/00003086-199612000-00008
- [129] MACDONALD, Daniel, Josa HANZLIK, Peter SHARKEY, Javad PARVIZI a Steven KURTZ. *In Vivo Oxidation and Surface Damage in Retrieved Ethylene Oxide-sterilized Total Knee Arthroplasties*. 2012, **470**(7), 1826-1833. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-011-2184-4
- [130] HOWLING, Graeme, Petra BARNETT, Joanne TIPPER, Martin STONE, John FISHER a Eileen INGHAM. Quantitative characterization of polyethylene debris isolated from periprosthetic tissue in early failure knee implants and early and late failure Charnley hip implants. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2001, **58**(4), 415-420. ISSN 0021-9304. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.1036
- [131] SCOTT, Marcus, Kirstin WIDDING a Shilesh JANI. Do current wear particle isolation procedures underestimate the number of particles generated by prosthetic bearing components?. *Wear*. 2001, **251**(1-12), 1213-1217. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(01)00762-1
- [132] TIPPER, J.L, P.J FIRKINS, A.A BESONG, P.S.M BARBOUR, J NEVELOS, M.H STONE, E INGHAM a J FISHER. Characterisation of wear debris from UHMWPE on zirconia ceramic, metal-on-metal and alumina ceramic-on-ceramic hip prostheses generated in a physiological anatomical hip joint simulator. *Wear*. 2001, **250**(1-12), 120-128. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(01)00653-6
- [133] MARGEVICIUS, K, T BAUER, J MCMAHON, S BROWN a K MERRITT. *Isolation and characterization of debris in membranes around total joint prostheses*. 1994, **76**(11), 1664-1675. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/00004623-199411000-00010
- [134] GALLO, Jiri, Stuart GOODMAN, Yrjö KONTTINEN a Milan RASKA. Particle disease: Biologic mechanisms of periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty. *Innate Immunity*. 2013, **19**(2), 213-224. ISSN 1753-4259. Dostupné z: doi:10.1177/1753425912451779
- [135] HARRIS, W. H. The problem is osteolysis. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Volume 311. Springer Science and Business Media, LLC, 1995, s. 46-53. ISSN 0009921X.
-

-
- [136] HARRIS, William H. Wear and Periprosthetic Osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2001, **393**, 66-70. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/00003086-200112000-00007
- [137] GOODMAN, Stuart B. Wear particles, periprosthetic osteolysis and the immune system. *Biomaterials*. 2007, **28**(34), 5044-5048. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/j.biomaterials.2007.06.035
- [138] BLAŠKOVIČ, Pavel, Jozef BALLA a Marián DZIMKO. *Tribológia*. Bratislava: Alfa, 1990. ISBN 80-050-0633-0.
- [139] SUCHÁNEK, Jan, Vladimír KUKLÍK a Eva ZDRAVECKÁ. *Abrazivní opotřebení materiálů*. Praha: [České vysoké učení technické], 2007. ISBN 978-80-01-03659-4.
- [140] EVANS, D.C. a J.K. LANCASTER. The Wear of Polymers. *Wear*. Elsevier, 1979, 85-139. ISBN 9780123418135. Dostupné z: doi:10.1016/S0161-9160(13)70066-8
- [141] ABDELBARY, Ahmed. *Wear of Polymers and Composites*. 1st Edition. Elsevier, 2014. ISBN 9781782421771.
- [142] WILCHES, L.V., J.A. URIBE a A. TORO. Wear of materials used for artificial joints in total hip replacements. *Wear*. 2008, **265**(1-2), 143-149. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2007.09.010
- [143] WRIGHT, TIMOTHY, CLARE RIMNAC, S. STULBERG, LESLIE MINTZ, AUDREY TSAO, ROBERT KLEIN a CHARLES MCCRAE. Wear of Polyethylene in Total Joint Replacements Observations From Retrieved PCA Knee Implants. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1992, **276**. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1097/00003086-199203000-00016
- [144] JAHANMIR, S., N.P. SUH a E.P. ABRAHAMSON. The delamination theory of wear and the wear of a composite surface. *Wear*. 1975, **32**(1), 33-49. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/0043-1648(75)90203-3
- [145] MOSLEH, Mohsen a Nam SUH. Wear Particles of Polyethylene in Biological Systems. *Tribology Transactions*. 1996, **39**(4), 843-848. ISSN 1040-2004. Dostupné z: doi:10.1080/10402009608983603
- [146] TULP, Niek J. A. Polyethylene delamination in the PCA total knee Material analysis in two failed cases. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2009, **63**(3), 263-266. ISSN 0001-6470. Dostupné z: doi:10.3109/17453679209154779
- [147] SCHIJVE, Jaap. *Fatigue of structures and materials*. 2nd ed. [S.l.]: Springer, 2009. ISBN 978-1-4020-6807-2.
- [148] GRIMMER, C. a C. DHARAN. High-cycle fatigue of hybrid carbon nanotube/glass fiber/polymer composites. *Journal of Materials Science*. 2008, **43**(13), 4487-4492. ISSN 0022-2461. Dostupné z: doi:10.1007/s10853-008-2651-9
- [149] KLESNIL, Mirko a Petr LUKÁŠ. *Únava kovových materiálů při mechanickém namáhání*. Praha: Academia, 1975, 224 s. Fyzikálně metalurgická řada. ISBN 509-21-857.
- [150] RABINOWITZ, S. a P. BEARDMORE. Cyclic deformation and fracture of polymers. *Journal of Materials Science*. 1974, **9**(1), 81-99. ISSN 0022-2461. Dostupné z: doi:10.1007/BF00554758
- [151] PANIN, Sergey, Lyudmila KORNIENKO, Vladislav ALEXENKO, Dmitry BUSLOVICH, Svetlana BOCHKAREVA a Boris LYUKSHIN. Increasing Wear Resistance of UHMWPE by Loading Enforcing Carbon Fibers: Effect of Irreversible and Elastic Deformation, Friction Heating, and Filler Size. *Materials*. 2020, **13**(2). ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma13020338
-

-
- [152] NEVORALOVÁ, Martina, Miroslav ŠLOUF, Jiří DYBAL, Jana KREDATUSOVÁ, Petr FULÍN a David POKORNÝ. Mikroskopická analýza oxidativní degradace polyethylenových komponent kloubních náhrad. *Chemické listy*. Praha: Česká společnost chemická, 2015, **109**, 395-400. ISSN 1213-7103.
- [153] BOLLAND, J. L. Kinetics of olefin oxidation. *Quarterly Reviews, Chemical Society*. 1949, **3**(1). ISSN 0009-2681. Dostupné z: doi:10.1039/qr9490300001
- [154] COSTA, L., K. JACOBSON, P. BRACCO a E.M. BRACH DEL PREVER. Oxidation of orthopaedic UHMWPE. *Biomaterials*. 2002, **23**(7), 1613-1624. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/S0142-9612(01)00288-5
- [155] FISHER, John, Louise JENNINGS, Alison GALVIN, Zhongmin JIN, Martin STONE a Eileen INGHAM. 2009 Knee Society Presidential Guest Lecture: Polyethylene Wear in Total Knees. 2010, **468**(1), 12-18. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-009-1033-1
- [156] SLOUF, Miroslav, Hana SYNKOVA, Josef BALDRIAN et al. Structural changes of UHMWPE after e-beam irradiation and thermal treatment. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2008, **85**(1), 240-251. ISSN 15524973. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.b.30942
- [157] FERRONI, Daniela a Virginio QUAGLINI. Thermal stabilization of highly crosslinked UHMWPE: A comparative study between annealed and remelted resins. *Journal of applied biomaterials & biomechanics (JABB)*. 2010, **8**(2), 82-88. ISSN 1722-6899.
- [158] PUÉRTOLAS, J., F. MEDEL, J. CEGOÑINO, E. GOMEZ-BARRENA a R. RÍOS. Influence of the remelting process on the fatigue behavior of electron beam irradiated UHMWPE. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2006, **76**(2), 346-353. ISSN 1552-4973. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.b.30378
- [159] BRACCO, P., V. BRUNELLA, M. ZANETTI, M.P. LUDA a L. COSTA. Stabilisation of ultra-high molecular weight polyethylene with Vitamin E. *Polymer Degradation and Stability*. 2007, **92**(12), 2155-2162. ISSN 01413910. Dostupné z: doi:10.1016/j.polymdegradstab.2007.02.023
- [160] BRACCO, Pierangiola a Ebru ORAL. *Vitamin E-stabilized UHMWPE for Total Joint Implants: A Review*. 2011, **469**(8), 2286-2293. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-010-1717-6
- [161] SHIBATA, Nobuyuki, Steven KURTZ a Naohide TOMITA. Recent Advances of Mechanical Performance and Oxidation Stability in Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene for Total Joint Replacement: Highly Crosslinked and .ALPHA.-Tocopherol Doped. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*. 2006, **1**(1), 107-123. ISSN 1880-9863. Dostupné z: doi:10.1299/jbse.1.107
- [162] TERAMURA, Satoshi, Hideyuki SAKODA, Tomohiro TERAOKA, Miguel ENDO, Kunihiko FUJIWARA a Naohide TOMITA. Reduction of wear volume from ultrahigh molecular weight polyethylene knee components by the addition of vitamin E. *Journal of Orthopaedic Research*. 2008, **26**(4), 460-464. ISSN 07360266. Dostupné z: doi:10.1002/jor.20514
- [163] ORAL, Ebru, Keith WANNOMAE, Nathaniel HAWKINS, William HARRIS a Orhun MURATOGLU. α -Tocopherol-doped irradiated UHMWPE for high fatigue resistance and low wear. *Biomaterials*. 2004, **25**(24), 5515-5522. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/j.biomaterials.2003.12.048
- [164] ASTM F2695-07. *Standard Specification For Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Powder Blended With Alpha-Tocopherol (Vitamin E) And Fabricated*
-

- Forms For Surgical Implant Applications*. West Conshohocken: PA: American Society for Testing and Materials, 2007.
- [165] CHEN, Zheng, Ning YAN, James DENG a Greg SMITH. Flexural creep behavior of sandwich panels containing Kraft paper honeycomb core and wood composite skins. *Materials Science and Engineering: A*. 2011, **528**(16-17), 5621-5626. ISSN 09215093. Dostupné z: doi:10.1016/j.msea.2011.03.092
- [166] DENG, Meng, Robert LATOUR, Amod OGALE a Shalaby SHALABY. Study of creep behavior of ultra-high-molecular-weight polyethylene systems. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1998, **40**(2), 214-223. ISSN 00219304. Dostupné z: doi:10.1002/(SICI)1097-4636(199805)40:2<214::AID-JBM6>3.0.CO;2-O
- [167] SCHMALZRIED, THOMAS a JOHN CALLAGHAN. *Current Concepts Review - Wear in Total Hip and Knee Replacements**. 1999, **81**(1), 115-136. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/00004623-199901000-00016
- [168] ISAAC, G, D DOWSON a B WROBLEWSKI. An Investigation into the Origins of Time-Dependent Variation in Penetration Rates with Charnley Acetabular Cups—Wear, Creep or Degradation?. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 1996, **210**(3), 209-216. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1243/PIME_PROC_1996_210_414_02
- [169] RATNER, ,, Allan HOFFMAN, Frederick SCHOEN a Jack LEMONS. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*. 2nd Edition. Elsevier, 2004. ISBN 978-0-080-47036-8.
- [170] GALLO, J., S.B. GOODMAN, Y.T. KONTTINEN, M.A. WIMMER a M. HOLINKA. Osteolysis around total knee arthroplasty: A review of pathogenetic mechanisms. *Acta Biomaterialia*. 2013, **9**(9), 8046-8058. ISSN 17427061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2013.05.005
- [171] MATH, Kevin, Syed ZAIDI, Catherine PETCHPRAPA a Steven HARWIN. Imaging of Total Knee Arthroplasty. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*. 2006, **10**(01), 047-063. ISSN 1089-7860. Dostupné z: doi:10.1055/s-2006-934216
- [172] FEIOCK, David, Joel NEWMAN a Arthur NEWBERG. Radiological Evaluation of Total Knee Arthroplasty. *Revision Total Knee Arthroplasty*. New York: Springer-Verlag, 2005, s. 36-52. ISBN 0-387-22352-5. Dostupné z: doi:10.1007/0-387-27085-X_4
- [173] GUR® 2024. In: *Celanese* [online]. Irving, Texas: Celanese Corporation, 2022 [cit. 2022-05-08]. Dostupné z: <https://tools.celanese.com/products/datasheet/SI/GUR%C2%AE%202024>
- [174] SHINTOKU, Kousuke a Hirohisa NARITA. Study on Ball End Milling of Inclined Surfaces for Ultra High Molecular Weight Polyethylene. *International Journal of Automation Technology*. 2017, **11**(6), 948-957. ISSN 1883-8022. Dostupné z: doi:10.20965/ijat.2017.p0948
- [175] VLEČNÁ OMÍLACÍ ZAŘÍZENÍ: VÝROBNÍ ŘADA DF. In: *OTEC* [online]. Straubenhardt-Conweiler: OTEC Präzisionsfinish GmbH [cit. 2022-05-13]. Dostupné z: <https://www.otec.de/cs/produkty/omilani/vlecna-omilaci-zarizeni/vyrobni-rada-df/>
- [176] FARRAR, D. a A. BRAIN. The microstructure of ultra-high molecular weight polyethylene used in total joint replacements. *Biomaterials*. 1997, **18**(24), 1677-1685. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/S0142-9612(97)00143-9
- [177] FISHER, J., D. DOWSON, H. HAMDZAH a H.L. LEE. The effect of sliding velocity on the friction and wear of UHMWPE for use in total artificial joints. *Wear*. 1994, **175**(1-2), 219-225. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/0043-1648(94)90185-6

[178] MUST, Aviva. The Disease Burden Associated With Overweight and Obesity. *JAMA*. 1999, **282**(16). ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi:10.1001/jama.282.16.1523

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

Symbols

Označení	Legenda	Jednotka
APMXS	Max. hloubka řezu v bočním směru posuvu	[mm]
DC	Obráběcí průměr	[mm]
DMM	Průměr stopky	[mm]
E	Youngův modul	[GPa]
F_x	Síla ve směru osy x	[N]
F_z	Síla ve směru osy z	[N]
M_o	Molární hmotnost jedné jednotky tvořící makromolekulu	[mol/kg]
M_p	Molární hmotnost polymeru	[mol/kg]
OAL	Celková délka	[mm]
Ra	Průměrná aritmetická úchylka	[μ m]
Rmr	Materiálový poměr profilu drsnosti	[%]
Sa	Aritmetický průměr výšky omezené stupnice povrchu	[μ m]
T	Teplota	[°C]
T_f	Teplota tečení	[°C]
T_g	Teplota skelného přechodu	[°C]
T_m	Teplota tání	[°C]
Z	Počet zubů	[-]
f	Koeficient tření	[-]
n	Stupň polymerizace	[-]
r	Poloměr zaoblení ostří nástroje	[mm]
scO ₂	Superkritický oxid uhličitý	[-]
v_c	Řezná rychlost	[m/min]
v_f	Posuvová rychlost	[mm/min]
ϕ	Průměr	[mm]
α	Úhel hřbetu	[°]
β	Úhel břitu	[°]
ε	Prodloužení	[-]
γ	Úhel čela	[°]
σ	Napětí	[MPa]

Zkratky

Označení	Legenda
3D	třírozměrné
BMI	Index tělesné hmotnosti
CNS	Centrální nervová soustava
CT	Výpočetní topografie
DNA	Deoxyribonukleová kyselina
EBM	Tavení elektronovým paprskem
ECM	Extracelulární matrix
EO	Etylenoxid
GAG	Glykosaminoglykany
HDPE	Vysokohustotní polyetylén
LDPE	Nízkohustotní polyetylén
MR	Magnetická rezonance
OECD	Organizace pro hospodářskou spolupráci a rozvoj
PE	Polyetylén
PEEK	Polyetereterketon
PET	Pozitronová emisní tomografie
PMMA	Polymethylmethakrylát
PP	Polypropylen
PU	Polyuretan
RTG	Rentgeneové záření
SEM	Rastronovací elektronová mikroskopie
TEP	Totální endoprotéza kolene
UHMWPE	Ultra vysokohustotní polyetylén
WHO	Světová zdravotnická organizace
