

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta strojní

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky



Tribologické chování 3D tištěného polymeru

Tribology behavior of 3D printed polymer

Diplomová práce

Studijní program: Aplikované vědy ve strojním inženýrství

Specializace: Biomechanika

Vedoucí práce: Ing. Jakub Kronek, Ph.D.

Bc. Ivana Šetmaňuková

Praha, 2021



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: Šetmaňuková Jméno: Ivana Osobní číslo: 459629
Fakulta/ústav: Fakulta strojní
Zadávající katedra/ústav: Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Studijní program: Aplikované vědy ve strojním inženýrství
Specializace: Biomechanika

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Tribologické chování 3D tištěného polymeru

Název diplomové práce anglicky:

Tribology behavior of 3D printed polymer

Pokyny pro vypracování:

Rešerše literatury o metodách 3D tisku a vlastnostech 3D tištěných materiálů vhodných pro aplikaci v medicíně
Provedení otěrových zkoušek se vzorky z 3D tištěného PEEKu na simulátoru KKK ELO 2011
Vyhodnocení objemového/hmotnostního úbytku
Interpretace výsledků a porovnání s dřívějšími studiemi s konvenčně vyrobenými vzorky z PEEKu a UHMWPE

Seznam doporučené literatury:

Davim, J. P. Biotribology. London: ISTE, 2010. ISBN 978-1-84821-275-6.
Haleem, A. a Javaid, M. Polyether ether ketone (PEEK) and its 3D printed implants applications in medical field: An overview. Clinical Epidemiology and Global Health. 2019, 7(4), 571-577. ISSN 22133984. Dostupné z: doi:10.1016/j.cegh.2019.01.003
Simulator KKK ELO 2011 [online prezentace]. In: . Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2011, Dostupné z: <http://www.biomechanika.cz/departments/25>

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Jakub Kronek, Ph.D., ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS

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

Datum zadání diplomové práce: 12.04.2021

Termín odevzdání diplomové práce: 13.08.2021

Platnost zadání diplomové práce:

Ing. Jakub Kronek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

12.5.2021

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Anotační list

Jméno autora:	Bc. Ivana Šetmaňuková
Název DP:	Tribologické chování 3D tištěného polymeru
Anglický název:	Tribology behavior of 3D printed polymer
Akademický rok:	2020/ 2021
Studijní program:	Aplikované vědy ve strojním inženýrství
Specializace:	Biomechanika
Ústav/ odbor:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí BP:	Ing. Jakub Kronek, Ph.D.
Počet stran:	64
Počet obrázků:	42
Počet tabulek:	15
Klíčová slova:	PEEK, polyether ether keton, 3D tisk, biotribologie, otěr, hmotnostní úbytek, objemový úbytek
Keywords:	PEEK, polyether ether ketone, 3D print, biotribology, wear, linear wear, volumetric wear
Anotace:	<p>Práce zjišťuje a porovnává otěrové vlastnosti 3D tištěného PEEKu a konvenčně vyrobeného PEEKu v oblasti biomechaniky. Vlastnosti jsou experimentálně otestovány na simulátoru v zatěžovacím cyklu pro obecný kloub. Proti PEEKovým jamkám se v simulátoru otíraly CoCrMo hlavice. Vyhodnoceny byly hmotnostní a objemové úbytky. 3D tištěný PEEK měl v obou vyhodnoceních menší úbytky materiálu vzhledem ke konvenčnímu PEEKu. Tato práce poskytla experimentální výsledky pro 3D tištěný PEEK, které dosud nebyly publikovány a doporučuje strukturu 3D tištěných polymerů i 3D tisk jako technologii využitelnou pro artikulující náhrady.</p>
Abstract:	<p>The diploma thesis determines and compares the wear properties of 3D printed PEEK and conventionally produced PEEK in biomechanics. The properties are experimentally tested on knee joint simulator with CoCrMo head against PEEK socket for a period of 250 000 cycles. The properties were evaluated according to linear and volumetric wear. The wear rate of PEEK was higher than of 3D printed PEEK. This work provided experimental results for 3D printed PEEK, which has not been published yet and recommends the structure of 3D printed polymers and 3D printing as a technology usable for joint replacement.</p>

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Tribologické chování 3D tištěného polymeru vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

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

V Praze dne 13.08.2021

.....
podpis

Poděkování

V první řadě bych chtěla poděkovat vedoucímu práce panu Ing. Jakobovi Kronkovi, Ph.D. za vedení, cenné rady a čas, který mi věnoval po celou dobu, ale také za vstřícnost a lidskost. Velké díky patří navíc panu Ing. Liboru Beránkovi, Ph.D. za asistenci, pomoc při skenování vzorků a rady s vyhodnocením, k tomu bych chtěla poděkovat i Ing. Martinu Květoňovi za zaškolení v programu Siemens NX. Při příležitosti děkování bych nerada opomenula poděkovat celé rodině za podporu během studia.

OBSAH

1	ÚVOD.....	8
2	TEORETICKÁ ČÁST.....	9
2.1	Biotribologie.....	9
2.1.1	Základní parametry ovlivňující otěr.....	9
2.2	Vzorky využité pro experiment.....	13
2.2.1	Materiálový popis a technologie výroby.....	13
2.2.2	Technologie výroby polymerní jamky.....	19
3	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	23
3.1	Popis vzorků.....	23
3.2	Popis experimentálního zařízení.....	25
3.2.1	Popis zařízení.....	25
3.2.2	Parametry jednotlivých pohonů.....	27
3.2.3	Teplota.....	27
3.3	Mazivo.....	28
3.4	Vážení vzorků.....	30
3.5	Skenování vzorků.....	30
4	METODIKA.....	32
4.1	Experiment.....	32
4.1.1	Nastavení experimentu.....	32
4.1.2	Optimalizace polohy hlavice.....	35
4.2	Vyhodnocení experimentu.....	38
4.2.1	Objemový úbytek – vyhodnocení geometrie.....	38
5	VÝSLEDKY.....	44
5.1	Hmotnostní úbytek.....	44
5.2	Objemový úbytek a max. lineární úbytek.....	46
5.3	Pórovitost.....	47

6	DISKUZE.....	49
7	ZÁVĚR.....	54
8	ZDROJE.....	55
9	Seznam použitých obrázků.....	60
10	Seznam Použitých tabulek.....	62
11	Příloha 1.....	63
12	Příloha 2.....	64

1 ÚVOD

Nedílnou součástí prodloužení života a jeho kvalit jsou endoprotetika kloubních spojení. Implantát dokáže pacientovi odstranit bolesti, umožnit pohyb a odbourat závislost na jiném zdravotním prostředku nebo dokonce jiné osobě. V dnešní době není podstatná jen výměna nemocného kloubu, ale také životnost samotné náhrady. Zkvalitněním života se očekává od náhrady dlouhá životnost při běžných pohybech, ale i sportu či vyšší námaze. Literatura uvádí, že životnost kloubní náhrady je 10 – 15 let. [1]

V České republice patří například kyčelní kloubní náhrady k nejčastěji operovaným kloubním náhradám. Dle Národního registru kloubních náhrad se v roce 2016 implantovalo 15 520 kyčelních kloubních náhrad jakožto primoimplantátů a v roce 2015 jich bylo 14 918. Z těchto byla potřeba reoperovat v roce 2016 1 690 a v roce 2015 1 605. Možnými důvody, proč implantáty reoperovat jsou zejména selhání kloubních náhrad aseptickým zánětem, infekcí, špatně voperovanou náhradou, vykloubení nebo selhání konstrukce implantátu a mnoho dalších. [2]

Aseptický zánět vzniká uvolněním polymerních částic z kloubní náhrady, kdy tělo začne reagovat na tyto částice samovolným odbouráním kosti, a tím se náhrada vytrhne. Tento zásadní fakt vybízí k řešení a výzkumu otěrových vlastností polymerních struktur. Pro diplomovou práci byl vybrán polymer PEEK, od kterého se očekávají dobré mechanické vlastnosti, biokompatibilita a možnost výroby pomocí 3D tisku.

3D tisk se v poslední době uplatňuje jako technologie výroby zejména proto, že šetří materiál, minimalizuje dokončovací práce. Výroba implantátu může být navíc zcela individuální, tedy přizpůsobena na míru pacientovi.

Diplomová práce je rozepsána do tří hlavních částí, které začínají rešerší o biotribologii, PEEKu a jeho výrobě a také o využití materiálu v klinických aplikacích. Další částí je experimentální část, která popisuje vzorky, experimentální zařízení a vše potřebné pro uskutečnění experimentu.

Poslední část se zabývá vyhodnocením výsledků z otěrového experimentu, diskuzí o výsledcích a porovnáním výsledků i s jinými studiemi. Diskuze je navíc doplněna o porovnání otěrových vlastností s nejběžněji využívaným polymerem v kloubních implantátech a to UHMWPE (ultra high molecular weight polyethylen).

Tyto poznatky jsou brány v potaz pro stanovení závěru a zjištění, zda je 3D tištěný PEEK vhodný pro klinickou aplikaci a lze ho využít pro výrobu artikulujících náhrad dle potřeb pacienta.

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 Biotribologie

Biotribologie vychází ze zákonů tribologie, tedy vědy, již se zabývá povrchovou metrologií, kontaktní mechanikou, třením, mazáním a otěrem. Přípona bio značí řešení tribologie v živém organismu konkrétně ve zvířecím nebo lidském těle. V této kapitole budou vysvětleny základní principy biotribologie a s ní spojené odborné termíny. Budou nastíněny laboratorní zkoušky pro vyhodnocení a následně i veličiny, kterými lze porovnat nebo přiblížit otěrovou životnost daných materiálů.

Slovo tribologie je odvozeno z řeckého „Tribos“ tedy tření a z anglického Oxfordského slovníku je tribologie „věda a technologie o interakci povrchů v relativním pohybu“. [3] Samotný termín biotribologie byl představen v roce 1973 Dowsonem a Wrightem, kteří dodali, že biotribologie je tribologie související s biologickými systémy [4]. Jasným příkladem jsou kloubní spojení, tření kůže, vlasů, srdečních chlopní aj. Pokud jsou kloubní spojení věkem, nadměrným zatěžováním nebo úrazem opotřebovány a způsobují člověku bolest, pak je nejčastějším řešením těchto problémů nahrazení umělým kloubem. V této diplomové práci bude problematika biotribologie zaměřena na kloubní náhrady a tedy tření, mazání a otěr mezi dvěma typy povrchu, jež se označují odborně jako spojení *hard-soft*. Jedná se o spojení hard – kovové hlavice a soft - polymerní jamky. [3]

Při dlouhodobém užívání kloubní náhrady se jako jeden z nejčastějších důvodů reoperace nebo selhání náhrady projeví *osteolýza*, což je odbourání/úbytek kostní tkáně. Tento úbytek kostní tkáně je způsoben aseptickým zánětem, kdy tělu vlastní buňky bránící se uvolněným částicím z implantátu podněcují tvorbu osteoklastů, které následně přirozeně odbourají kostní tkáň. Aseptický zánět je tedy zánět bez živých mikroorganismů [5].

Jmenované komplikace přivádí vědce ke zkoumání a řešení otěru v umělých kloubních náhradách.

2.1.1 Základní parametry ovlivňující otěr

2.1.1.1 Drsnost

Každý skutečný povrch je v mikroskopickém měřítku drsný, a nejběžnějším parametrem pro posouzení drsnosti povrchu se užívá jako i v běžné strojírenské praxi střední aritmetická odchylka profilu, která je označována jako *Ra* a uvádí se μm . [4]

Tabulka č. 1 ukazuje intervaly drsností z praxe. Mezi příklady jsou vypsány jak aplikace z inženýrského, tak z bioinženýrského odvětví. [6]

Tabulka 1 Příklady běžných aplikací s intervalem drsností povrchu Ra [6]

Aplikace	Drsnost – Ra [μm]
Kluzná ložiska v turbínách	0,12 - 1,2
Valivá ložiska v převodovkách	0,05 - 0,3
Převody v motorech	0,25 – 1
Kloubní chrupavka	1 – 6
Kovové endoprotézy	0.005 - 0,025
Plastové endoprotézy	0,1 - 2,5

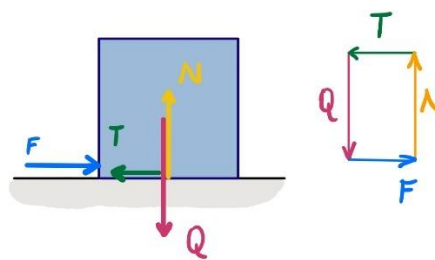
V kloubních náhradách *hard – soft* se třou dva různé povrchy proti sobě, kdy lze počítat se složenou drsností povrchu pomocí vzorce:

$$Ra = \sqrt{(Ra_{hlavice})^2 + (Ra_{jamka})^2}$$

[4]

2.1.1.2 Tření

Odpor proti pohybu je základní definice tření. Užívaným parametrem pro posouzení tření je koeficient tření označený písmenem μ [/]. Jedná se o poměr síly (F) ku zatížení (N) a vychází z prvního zákona, který je přisuzován už Leonardu da Vinci. Vztah mezi jednotlivými silami je schematicky naznačen na obrázku č. 1 a zapsán rovnicí pod obrázkem.



Obrázek 1 Vektorový rozbor na základním hmotném tělese, které se tře po vodorovné podložce.

$$F = T = N \cdot \mu$$

$$\mu = \frac{T}{N}$$

Důležité je zdůraznit fakt, že koeficient tření není komplexně vypovídajícím parametrem. Tento koeficient je závislý na charakteru nosných ploch a mazivu. Jak bylo v minulosti prokázáno, materiály s nízkým koeficientem tření v umělých kloubech i přes tuto kladnou vlastnost selhávaly na opotřebení. Testování tření je však důležitý faktor pro porovnání jednotlivých implantátů, podmínek zatěžování, materiálů a jejich designu. [4]

Za účelem snižování opotřebení jsou třecí plochy mazány mazivem. Na základě vzájemného dotyku přiléhajících povrchů a mazivem mezi nimi jsou definovány 3 někdy 4 módy mazání při kolísavém součiniteli tření. Tyto módy jsou popsány na následujícím obrázku č.2, na kterém je vykreslena Stribeckova křivka. Na vertikální y-ose je zanesen součinitel tření v intervalu okolo 0,01 až 0,1 na horizontální x-ose je mód mazání popsán Sommerfeldovým bezrozměrným číslem. Sommerfeldovo číslo označováno písmenem z koreluje s absolutní viskozitou, rychlostí třecích ploch ku napětí. [3]

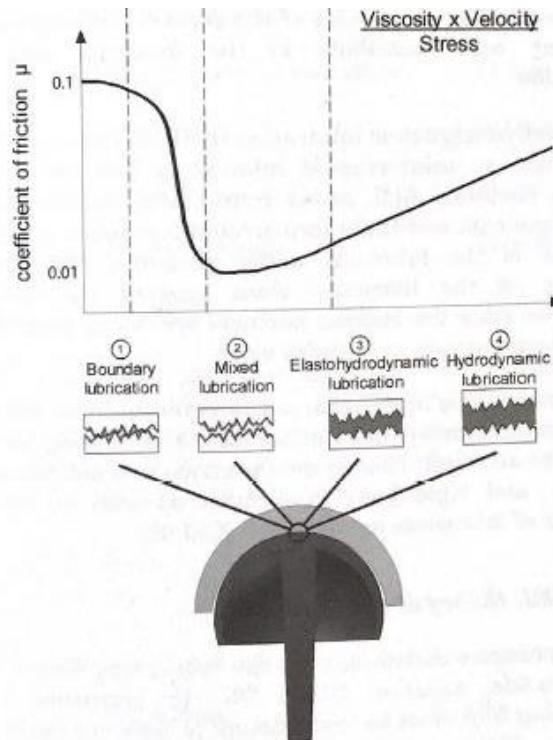


Figure 1.4. Stribeck curve

Obrázek 2 V první části obrázku se nachází Stribeckova křivka popisující módy mazání. Na svislé křivce je vyobrazen koeficient tření v závislosti na Sommerfeldovu číslu. Zároveň je schematicky pod křivkou znázorněna tloušťka lubrikační vrstvy v jednotlivých módech.

V konkrétním případě z obrázku – kloubní hlavice a na ní přiléhající jamka. [3]

Na obrázku č. 2 jsou vymezeny módy mazání zleva doprava na mezní tření, smíšené tření, elastohydrodynamické tření a hydrodynamické tření. Obrázky k jednotlivým módům schematicky ukazují, s jakou tloušťkou lubrikantu se v relativním pohybu nacházejí.

Ideálním případem, ke kterému je snaha se přiblížit, je mód tření, kdy se dvě plochy mezi sebou třou v interakci s lubrikační vrstvou tak, že koeficient tření klesne k hodnotě 0,01, tedy na hranici mezi smíšeným a elastohydrodynamickým třením. [3]

V následující tabulce č. 2 jsou uvedeny koeficienty tření mezi nejčastěji použitými povrchy v aplikaci pro artikulující implantáty v lidském těle.

Tabulka 2 Nejčastější aplikace povrchů v artikulujících oblastech implantátů v lidském těle za použití bovinního séra [4]

Aplikace	Koeficient tření μ [/]
UHMWPE vs. kov	0,06 - 0,08
UHMWPE vs. keramika	0,06 - 0,08
kov vs. kov	0,22 - 0,27
keramika vs. keramika	0,002 - 0,07
keramika vs. kov	0,002 - 0,07

2.1.1.3 Otěr

Otěr je definován jako úbytek materiálu v důsledku tření. Otěr je rozdělen do pěti skupin – abrazivní, adhezivní, únavový otěr, erozivní nebo korozivní otěr. V diplomové práci není ani tak důležité jaký typ otěru se projevil při testování, o to spíše je důležitější, že se vůbec objevil a jaké množství materiálu se uvolnilo do okolí. Z tohoto důvodu budou popsány zákony, kterými se otěr řídí bez popisu jednotlivých typů otěru. Samotné vyhodnocení otěru bude popsáno v kapitole o vyhodnocení výsledků otěrových zkoušek.

Základní tři zákony otírání:

- 1) Objemový otěr materiálu se úměrně zvyšuje s rostoucím zatížením (N)
- 2) Otěrové opotřebení se zvyšuje s rostoucí třecí dráhou (x)
- 3) Opotřebení na tvrdším materiálu je nižší oproti opotřebení na materiálu s nižší tvrdostí

[4]

Otěr lze testovat pomocí základních otěrových zkoušek, jakými jsou *pin-on-disc* nebo *pin-on-plate* na tzv. tribometrech. Tyto zkoušky probíhají na stejném principu testování. Pin upnutý do malého sklíčidla se otírá po rotujícím disku nebo destičce. Dva známé materiály jsou při zkoušce ve vzájemném kontaktu za předem nastavených podmínek, kterými jsou mazivo, zatížení pinu (nejčastěji ve škále od 1 - 10 N), počet otáček disku/rychlosti posuvu destičky a teplotě. [7]

Dalšími možnými testovacími metodami jsou komplexní simulátory, na kterých lze předepsat konkrétní pohyb (chůze, běh, ...) v konkrétním kloubu. Diplomová práce se zabývá testováním obecného vzorku v simulátoru KKK ELO 2011, vyvinutém na Českém vysokém učení technickém v Praze v roce 2011 a bude blíže popsán v následujících kapitolách. [8]

2.2 Vzorky využité pro experiment

Během experimentu budou využity v principu dva kusy těles, které budou simulovat kloub nebo jiné dvě třecí plochy, místa nahrazená v lidském těle. Obecně budou pojmenovány jamka a hlavice. Hlavice, která svým konvexním tvarem bude zapadat do konkávně tvarované jamky, bude vyrobena ze slitiny kobaltu s chromem a molybdenem dále CoCrMo. Druhý protikus - jamka bude vyrobena technologií 3D tisku polymerního materiálu polyether ether keton, dále PEEK nebo konvenčně vyrobená jamka též z PEEKu.

2.2.1 Materiálový popis a technologie výroby

V následujících kapitolách budou popsány materiálové vlastnosti polyether ether ketonu i jeho technologie výroby. Pro výrobu vzorku byla využita metoda *Selective laser sintering* technologie, což je jedna z aditivních technologií. Připojen bude i popis protikusu z CoCrMo, který ale není hlavním předmětem zkoumání v diplomové práci.

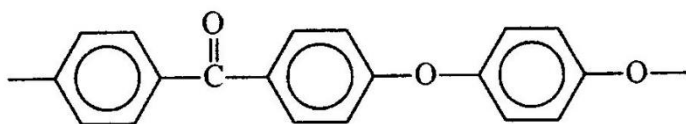
2.2.1.1 Polyether ether keton

Polyether ether keton (PEEK) patří do skupiny Polyaryletherketonů (PAEK) jakožto termoplastů. Jedná se o perspektivní materiál využitý nejen pro medicínské účely, ale také v letectví a kosmonautice. V medicíně se s PEEKem a jeho kompozity lze nejčastěji setkat v konstrukcích páteřních implantátů a v pokročilém stádiu klinických testů jsou i implantáty pro využití v traumatologii, ortopedii a stomatologii. [9]

Polyether ether keton neboli PEEK byl vyvinut v Americe v 70. tých letech 20. století pro účely využití v letectví a kosmonautice, pro medicínské účely se začal využívat o 10 let později. Polymer se začal uplatňovat při vývoji implantátů, kde jejich předností byly srovnatelné mechanické vlastnosti s kostí. Po následných testech *in vivo* byla potvrzena tolerance materiálu s živou tkání a rezistence vůči degradaci. V roce 1998 začala anglická firma Invibio Ltd. vyrábět PEEK jako materiál vhodný pro použití v oblasti implantabilních zdravotních prostředků pod názvem PEEK-OPTIMA. [9] [10]

Struktura

Polymery tohoto typu jsou vyráběny polykondenzací halogenových benzofenonů s alkalickými solemi hydrochinonu, PEEK lze vyrobit i jinou syntézou polymerů, které obsahují ve svém řetězci aromatická jádra vázaná střídavě přes ketoskupinu nebo kyslík, viz obrázek č. 3 [11].



Obrázek 3 Chemický řetězec polyether ether ketonu [9]

Méně ohebnou částí struktury jsou ketoskupiny a benzenová jádra. Naopak, etherová vazba má za důsledek snížení tuhosti řetězce. Z popisu je zřejmé, že množství skupin, vazeb a jader ovlivňují převážně mechanické vlastnosti a tepelnou odolnost materiálu. Stabilní aromatické strukturní jednotky dodávají polymeru chemickou odolnost. Specifickým rysem PEEKu je vysoká teplota tání, která se pohybuje v intervalu od 330 °C do 440 °C. U polymeru je zásadní vypovídající teplotou teplota skelného přechodu, již mění sklovitou strukturu na kaučukovou. Teplota skelného přechodu PEEKu se pohybuje v intervalu od 143 °C do 160 °C. [9]

Mechanické vlastnosti

V následující tabulce č. 3 jsou uvedeny základní mechanické vlastnosti čistého polyether ether ketonu. [9]

Tabulka 3 Hodnoty základních mechanických vlastností ze zkoušek materiálu PEEK při 23°C

Pevnost v tahu	Tažnost	Modul pružnosti v tahu	Vrubová houževnatost, Charpy, vrub 0,25mm	Tvrdost Rockwell
MPa	%	GPa	kJ/m ²	stupnice R
88	50	3,6	8,2	126

V oblasti medicínského využití polymerních materiálů hodnotíme mechanické vlastnosti dle užití v konkrétní oblasti. Referenčními dobrými vlastnostmi, ke kterým je snaha se přiblížit, jsou mechanické vlastnosti kosti, kterou bude PEEK nahrazovat. Jedním z nejzásadnějších důvodů je, aby náhrada nepřevzala zatížení kosti a nedošlo tak k samovolnému odbourání kostní tkáně.

Tento jev nese odborný název *stress shielding*, kterému bylo zamezeno nahrazením velmi tuhých kovových kloubních náhrad polymerními. V následující tabulce č. 4 lze porovnat materiály využívající se na výrobu implantátů s vlastnostmi kosti v pevnostním hledisku pomocí mezi pevnosti v tahu. [12]

Tabulka 4 Srovnání pevnosti v tahu a modulu pružnosti v tahu napříč materiály využívanými v klinické praxi [13] [14] [15]

Materiál	CoCrMo	Ti ₆ Al ₄ V	UHMWPE	PEEK - OPTIMA	Kortikální kost
Modul pružnosti [GPa]	225	120	0,8 -1,6	18	15
Pevnost v tahu [MPa]	1 290 - 1 420	862 - 1 200	46	88	140

Odolnost vůči otěru

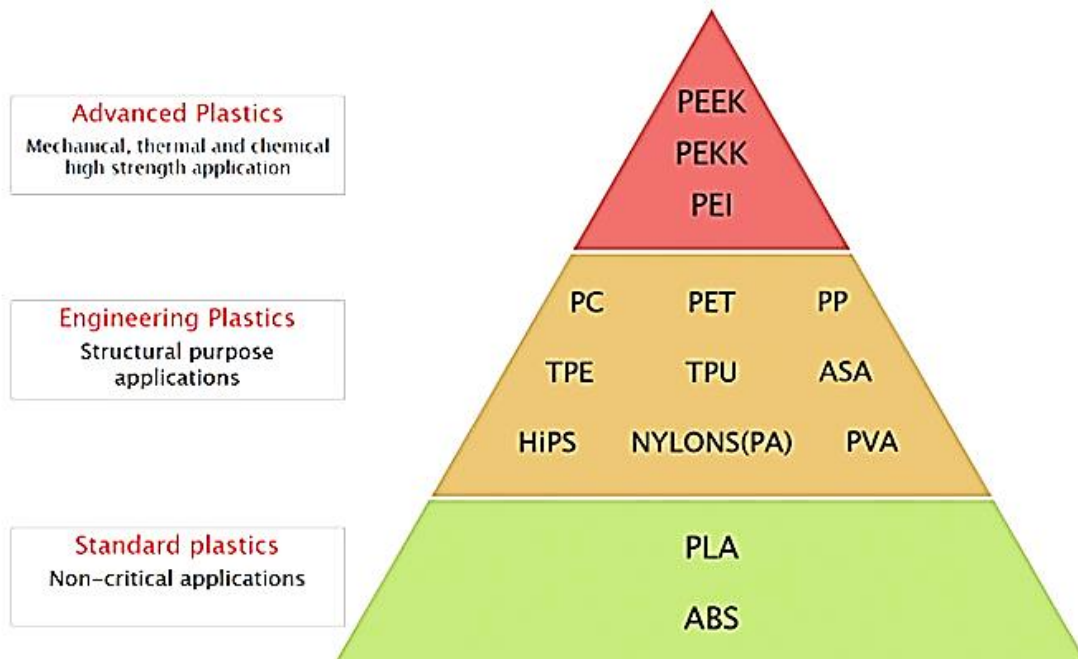
Vzhledem k charakteru diplomové práce a významnému problému s tímto jevem u nahrazovaných artikulujících částí bude rozebrána další charakteristická veličina, a to odolnosti vůči otěru. Dobré vlastnosti PEEKu proti otěru umožnily tomuto materiálu vstoupit mezi materiály využívané pro výrobu implantátů. Oproti konkurenčnímu polymeru UHMWPE (ultra-high-molecular-weight-polyethylene) prodloužil životnost umělých kloubů. V řadě testů vykazoval polymer PEEK oproti kovovým slitinám a keramickým materiálům nižší otěrovou rychlost. Zkoušky *pin on disc/ pin on plate* prokázaly ve srovnání PEEKu s UHMWPE desetkrát menší hmotnostní úbytek. Vždy se jednalo o kompozit s PEEKovou maticí s tvrdými vlákny, například z karbonu. [16]

Biokompatibilita

Na základě dlouholetých testů na zvířatech a dlouhodobého kontaktu s buněčnými strukturami nebylo prokázáno, že by PEEK vykazoval mutagenní, karcinogenní vlivy ani toxické efekty. Byla zjištěna jeho dobrá snášenlivost s živou tkání. Z biologického hlediska je PEEK inertním materiálem a snahou je zlepšit bioaktivitu. Bioaktivita je spíše žádoucí v oblasti kostních dlah a náhrad ne v kluzných náhradách. [17]

Tento semikrystalický polymer prokazuje skvělé mechanické vlastnosti. Ukazuje tuhost, pevnost a houževnatost srovnatelnou s hodnotami kortikální složky kosti. Navíc prokazuje stabilitu za zvýšených teplot, čímž může nahradit i kov. V oblasti biotribologie je charakteristický nízkým koeficientem tření a vysokou odolností proti opotřebení. Díky těmto vlastnostem se obecně

v průmyslu dostal až na vrchol pyramidy, kterou vyobrazuje obrázek č. 4, popisující využití různých 3D tištěných polymerů v závislosti na kvalitě mechanických vlastností. [10] [13]

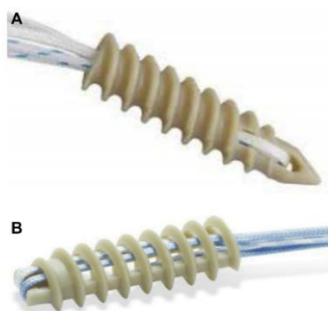


Obrázek 4 Pyramida zobrazující kvalitu mechanických vlastností 3D tištěných polymerů různých druhů v závislosti na hojnosti produkce [13]

Klinické aplikace

S polymerním materiálem PEEK se lze setkat v v různých aplikacích například u dlah, díky možnosti snadného tvarování peroperačně pomocí nahřátí dlahy. Jako pomocný materiál ke šroubům nebo nitrodřeňovým hřebům, obrázek č. 5 ukazuje příklad PEEKové kotvy usnadňující zavádění.

První aplikací v klinické praxi byly PEEKové prvky pro stabilizaci páteře viz obrázek č. 6, a to na počátku 90. let 20. století. U těchto náhrad nedošlo k příliš rapidním změnám jak v materiálu, tak v konstrukci. Tyto náhrady jsou hojně využívány dodnes, sledovaný materiál a jeho kompozity v něm našly hlavní uplatnění. [18]



Obrázek 5 Kotva pro zavádění [8]



Obrázek 6 variace implanátů pro stabilizaci páteře z 3D tištěného PEEK [19]

Zajímavějšími a diskutovanějšími náhradami jsou implantáty velkých kloubů, a to především kolenního a kyčelního kloubu. V těchto případech se spíše využívá polymerní materiál UHMWPE. Otázkou je, proč dostal přednost před polyetherem, když by jeho otěrová životnost měla být nižší než u kompozitního PEEKu? Odpovědí je s největší pravděpodobností selhání isoelastického dřívku, který by měl mít modul pružnosti srovnatelný s modulem pružnosti kosti. V 70. a 80. letech byly prováděny testy na necementovaném femorálním dřívku, který byl pokryt vrstvou kompozitu složeným ze skelných vláken a polytetrafluorethylenu. Implantát byl dokonce implantován několika stovkám pacientů, ale ve většině případů se začal objevovat aseptický zánět. Po těchto zkušenostech byl vyvinut nový isoelastický dřívek ve formě laminátového kompozitu, ten ale selhával mechanicky na přechodu mezi tělem dřívku a krčku. Na konci 80. let pokračovalo testování a vývoj těchto dřívků včetně využití materiálu PEEK, nicméně vědci po několika neúspěších raději zaměřili další vývoj na v té době už úspěšný UHMWPE. Ten je však využíván dodnes pro výrobu vložek a ne dřívků.

Avšak trendem je se znovu přiklonit k PEEKovým kompozitům. Jeden z úspěchů v této oblasti byl zaznamenán v roce 2006, kdy byl schválen dřívek Epoch, jenž je modifikován kompozitem PEEK. V současnosti výzkum dopracovává vize a cíle s isoelastickým dřívkem, který sníží efekt *stress shielding* do úspěšného konce. [18]

Protože se diplomová práce soustředí na PEEK jakožto náhradu v artikulačním místě lidského těla, bude v následujícím odstavci zmíněno využití PEEKu jako artikulačního povrchu.

PEEK jako náhrada artikulační plochy

Nejvyužívanějším materiálem v těchto oblastech je UHMWPE, který prokazuje dostačující mechanické vlastnosti. Ale na poli výzkumném je cílem zvýšit jeho životnost již od 70. let 20. století. Mnoho novinek, které se v experimentech ukázaly jako úspěšné, poté v testech *in vivo* nedostačovalo požadavkům. Přistoupilo se k objevování nových materiálů, které by nakonec mohly vyřešit i problémy se sterilizací.

Začalo se s testováním PEEKu, který byl znám z letectví a průmyslu pro velmi dobré tribologické chování. Nicméně veškeré testování probíhalo na sucho (bez maziva). Další podrobnější testy ukázaly, že kluzné vlastnosti spojené s otěrem úzce závisí na teplotě, hladkosti, rychlosti a kontaktním tlaku. První studií artikulačního povrchu pro lidskou náhradu byl povrch aloplastiky kyčle a kolena.

Díky kyčelnímu simulátoru vznikla studie z roku 1998 od *Polineniho et al.* [20], kde jasně prokazuje 1000krát menší otěr CF-PEEKu (označení kompozitního PEEKu) oproti UHMWPE. Na

to v roce 1999 Wang *et al.* [21] zkoumal PEEK v podobném simulátoru, kdy testy probíhaly v bovinním séru a na základě výsledků srovnanými s UHMWPE doporučil využití CFR-PEEKu. V roce 2003 byla již vložka ABG z CFR-PEEKu implantována ve více než 100 případech. Výsledky zatím nejsou k dispozici. [18]

S PEEKem se lze setkat v artikulačních plochách nejhojněji u malých kloubů jako jsou náhrady prstních kloubů jak na rukách, tak na nohách, tyto náhrady vyobrazuje obrázek č. 7.



Obrázek 7 Prstní kloubní náhrada [18]

Vizí autorů článku, ze kterého bylo čerpáno pro rešerši, je využít kompozity PEEKu v budoucnu ke konstrukci vložky totální náhrady ramenního kloubu. [18]

2.2.1.2 CoCrMo slitina

Kapitola o slitině je zařazena do diplomové práce z důvodu využití CoCrMo hlavice jako protikus k PEEKové jamce testované v experimentu. Budou zde vyjasněny základní mechanické vlastnosti slitiny a její chemické složení.

Slitinu na bázi kobaltu poprvé představil E. Hayes jako kobaltový chrom nebo „Stellites“ na počátku 20. století. Slitina kobaltu, chromu a molybdenu je řazena mezi pokročilé materiály, která se aplikuje v mnoha inženýrských, ale i lékařských oblastech. Kombinací mechanických vlastností jako je vysoká pevnost, houževnatost, odolnost proti opotřebení a nízká tepelná vodivost se řadí k hůře obrobitelným slitinám. Dalšími vlastnostmi, které řadí tuto slitinu mezi materiály hojně používanými na výrobu ortopedických implantátů je odolnost proti korozi, vysoká odolnost proti tečení a dobrá biokompatibilita. Nejčastější aplikací jsou implantáty silně zatěžovaných kloubů jako jsou kyčle a kolena viz obrázek č. 8 a č. 9 [22].



Obrázek 8 Hlavice kyčelního kloubu vyrobené z CoCrMo [23]



Obrázek 9 Patelární komponenta pro kolenní náhradu z CoCrMo [23]

Přítomnost molybdenu ve slitině zmenšuje zrnitost a tím zvyšuje pevnost. Chrom zase v matrici kobaltu zaručuje dobrou ochranu proti oxidaci, a tedy i vzniku korozi v prostředí lidského těla. Jaký je poměr a chemické složení slitiny konkrétně, je zřejmé z tabulky č. 5. [22]

Tabulka 5 Chemické složení slitiny CoCrMo (dle ISO 5832-12) [24]

Prvek	Množství [%]
Kobalt (Co)	60
Chrom (Cr)	26,0 - 30,0
Molybden (Mo)	5,0 - 7,0
Železo (Fe)	max. 0,75
Hořčík (Mg)	max. 1,0
Křemík (Si)	max. 1,0
Uhlík (C)	max. 0,14
Nikl (Ni)	max. 1,0
Dusík (N)	max. 0,25

2.2.2 Technologie výroby polymerní jamky

Konvenční proces výroby

Výkres a specifikace implantátu → příprava a navrhování parametrů výrobního procesu → Computer-Aided Design model → předběžný polotovár (vstřikováním) → formování konkrétního tvaru dle CAD modelu na CNC → aplikace obrobené kloubní náhrady do těla pacienta

Geometrie kloubních komponent jednotlivých pacientů se mohou lišit, takže po vyrobení náhrady může dojít ještě k drobným úpravám přímo na sále na kostních částech tak, aby

implantát přesně padl. Tento výrobní proces má určitá omezení jako jsou časová náročnost, plýtvání materiálem a nemusí poskytnout vhodný implantát pro každého pacienta. Výroba však může být sériová. [10]

Proces výroby pomocí 3D tisku

Počítačová tomografie (dále jen CT) a magnetická rezonance (dále MRI) slouží ke skenování pacienta pro zjištění dat o poškození tkáně → segmentace dat pomocí speciálních softwarů jako jsou 3D doctors, Mimics, Magics, 3D slicer a další → Computer-Aided Design model ve formátu stl → 3D tisk přesného modelu → aplikace kloubní náhrady do těla pacienta

Díky aditivní výrobě lze komplexní designový výrobek připravit do detailu pro konkrétního pacienta, tudíž se při využití této metody méně plýtvá materiálem a časem. Díky propojení softwarů lze přetvořit snímky získané z CT a MRI do 3D CAD dat ve standardním jazyce. [10]

2.2.2.1 Technologie 3D tisku

Po objasnění obecného postupu vzniku kloubní náhrady 3D tiskem bude následně upřesněna metoda a typ technologie 3D tisku polymerů (PEEK) v oblasti medicíny. Pro výrobu lékařských komponentů jsou nejčastěji využívány tyto typy aditivních technologií – Stereolithography (SLA), Digital light processing (DLP), Polymer jetting neboli Material jetting (MJ), Fused deposition modeling (FDM) a pro experiment využitá technologie Selective laser sintering (SLS) [25]. V souvislosti s tiskem materiálu PEEK jsou uváděny jako nejběžnější metody, poslední dvě metody a to FDM a SLS [26]. PEEKové jamky, které budou zkoumány v dalších částech této práce, byly vyhotoveny v Německu v roce 2020 firmou RAUCH metodou SLS, proto bude podrobněji rozepsán právě tento druh 3D tisku. Vzorky byly tištěny pomocí prášku HP3 dodaného firmou EOS a ve výrobních tabulkách firmy RAUCH označovány jako PEEK HP3.

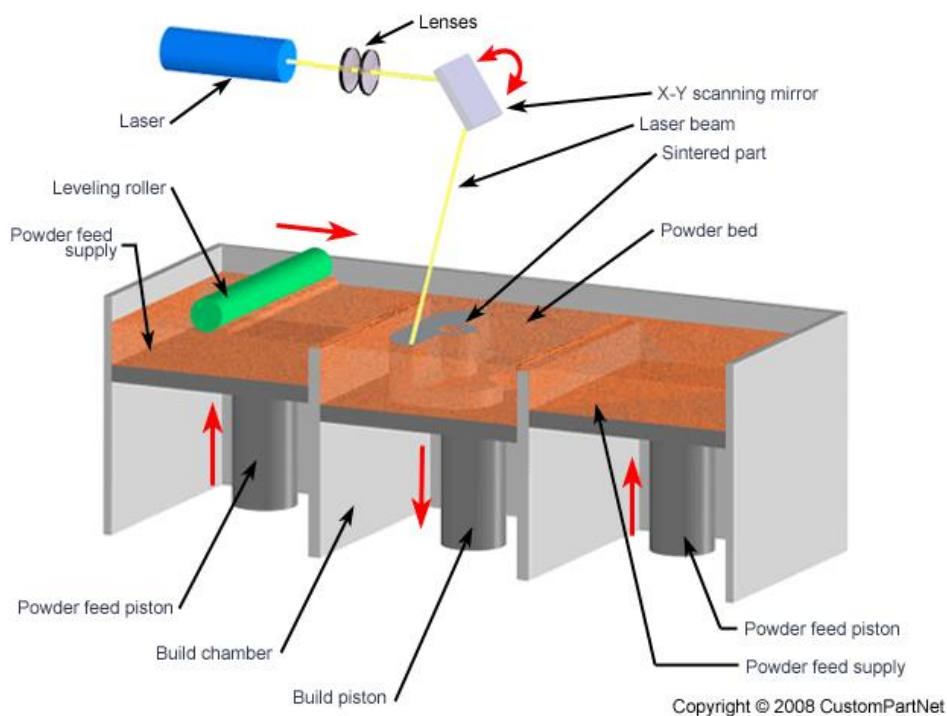
Na úvod do problematiky jsou uvedeny společné charakteristiky všech výše zmíněných druhů tisku.

Všechny tyto typy 3D tiskáren vrstvý materiál ve svislém směru a velikost vyráběného produktu je limitována konstrukcí tiskárny. Výrobek může být tak velký, jak velká je komora, kde se výrobek vrstvý a kde se pohybuje hlavice/ tryska. Na základě digitalizovaných dat (výpočet z CT, MRI nebo jiných skenovacích procesů) je produkce velmi detailní, v tomto případě se jedná o tzv. pasivní výrobu, kdy není nutná další výrobní úprava jako například frézování či vrtání. Aditivní technologie produkují výrobky z materiálu, který lze recyklovat nebo znovu použít ten materiál, jenž nebyl zcela využit. Ale také zaručuje, že materiálem není plýtváno. Tato

technologie je zcela reprodukovatelná a přizpůsobuje se individuálním požadavkům na produkt různé konzistence a materiálových vlastností. [25]

Selective laser sintering (SLS)

Technologie SLS byla v roce 1989 vyvinuta Carlem Deckardem v jeho diplomové práci jako experimentální zařízení, a následně byla i patentována. Schéma procesu je vyobrazeno na obrázku č. 10. Konstrukce tiskárny se skládá ze tří částí, kde v 1. části (popisováno zleva dle obrázku) je vana s práškem tisknutého materiálu a na ní je válec, který nahrne tenkou vrstvu prášku do druhé části, kde se tiskne výsledný produkt. Poté co je prášek nahrnut na stavební desku, je spečen laserem. Laser zářící z hlavy je pomocí zrcátka usměřován a řízen po desce s práškem tak, aby se pohyboval po křivce výsledného tvaru výrobku. Po první vrstvě je hrnut prášek znovu, pracovní deska se posune směrem dolů a laser opakovaně projde svoji cestu. Tak je proces opakován vrstva po vrstvě. Třetí vana slouží jako sběrnice prášku, který po přejetí válce po nově vytvořeném povrchu odpadne. Přebytečné částice prášku obklopují objekt jako podpůrná struktura během stavebního procesu. Výroba probíhá v uzavřené komoře, která je udržována na teplotě pod teplotou tání prášku [26].



Obrázek 10 Schéma tiskárny, tisknoucí metodou Selective laser sintering [27]

Vlastnosti výsledného produktu jsou ovlivněny jednak práškem, u kterého jsou nejdůležitějšími parametry – morfologie, struktura, velikost a tvar částic. Výkon laserového paprsku společně

s parametry procesu ovlivňují především mechanické vlastnosti, rozměrové smrštění, strukturální a materiálové charakteristiky a také drsnost povrchu [26].

Výhodou SLS metody je, že dokáže zpracovávat širokou kategorii materiálů, včetně materiálu s vyššími teplotami tání. Kromě toho lze libovolně měnit i zdroj laserového paprsku. Účinnost SLS technologie nad FDM je v oblasti výroby lékařských dílů pro použití *in-vitro* i *in-vivo* vyšší, protože účinky organických rozpouštědel mohou u výrobků metodou FDM způsobit toxicitu [28]. Článek *Tan* z roku 2019 [28] popisuje i výhodu této technologie v následném řízení mikroarchitektury a vyšší konzistenci výsledného produktu v souvislosti s medicínskou aplikací [26].

3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

V experimentální části budou popsána využitá zařízení pro otěrový experiment a jeho vyhodnocení. Specifikovány principy, na kterých zařízení fungují či jejich popis. Bude upřesněna geometrie vzorků a jejich značení, a navíc budou přiblíženy podmínky testu – specifikace motorů, mazivo a teplota.

3.1 Popis vzorků

Geometrie a tvar vzorků používaných v experimentech je přesně definována ve výkresech jamky a hlavice, které jsou přidány jako příloha č. 1 na konci diplomové práce.

Část kloubního elementu je simulován hlavicí z obrázku č. 11, jejíž průměr činí 16 mm, a jamkou o dvojnásobném negativním průměru 32 mm z obrázku č. 12. Vzájemný pohyb hlavice s jamkou byl obecně navržen tak, aby simuloval největší úskalí pohybu velkých kloubů.



Obrázek 11 3D model hlavice



Obrázek 12 3D model jamky

Experimentu budou podrobeny nakonec pouze 3 3D tištěné vzorky, které jsou označeny tečky na zadní straně, což lze vidět na obrázcích č. 13 a č. 14. Vzorek označený jednou tečkou byl testovací. Detail povrchu jamky zachycený fotoaparátém je na fotografii č. 15. Stejný experiment bude proveden i na 4 dalších konvenčně vyrobených PEEKových jamkách se stejnou geometrií,

které následně budou sloužit pro porovnání vlastností PEEKu s rozdílnou technologií výroby. Tyto vzorky jsou označeny písmeny PK a určitým číslem.



Obrázek 13 Funkční plochy čtyř 3D vytištěných PEEKových jamek



Obrázek 14 Zadní strany čtyř 3D vytištěných PEEKových jamek s označením



Obrázek 15 Detailní fotografie jednoho ze 4 vzorků

3.2 Popis experimentálního zařízení

3.2.1 Popis zařízení

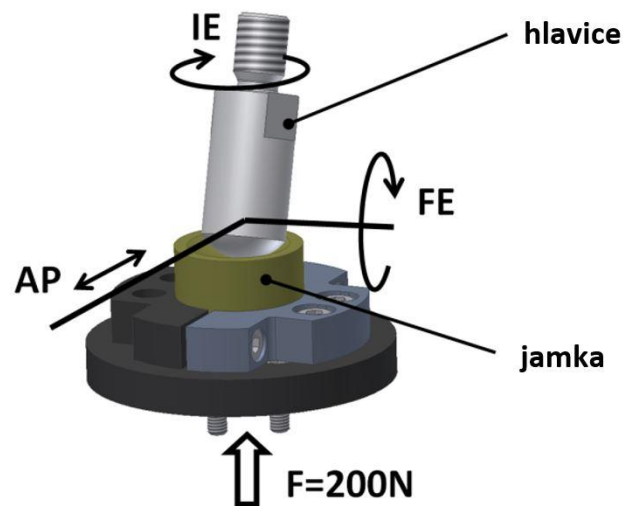
Simulátor KKK ELO 2011 je navržen pro simulaci reálného opotřebení otěrem kloubů v lidském těle. Na zařízení lze libovolně nastavit dynamiku a kinematiku pohybu daného kloubu. Podmínky při provádění experimentu jsou navrženy tak, aby co nejreálněji simulovaly kloubní náhradu při běžném aktivním životě. Do zařízení lze upnout různou geometrii zkušební vzorku, tím může přístroj univerzálně testovat i jiné kloubní náhrady. Primárně je však simulátor určen pro testování kolenního kloubu. [8]

Na obrázku č. 16 je fotografie zařízení, kde jsou schematicky naznačeny pohyby jednotlivých motorů stroje.



Obrázek 16 Schématické znázornění pohybů motorů

Obrázek č. 17 popisuje dva rotační pohyby a translaci artikulačních elementů přesně tak, jak jsou uloženy v testovacím zařízení. Zkušební jamka je nejprve vložena do pevné upínky a poté připevněna volnou upínkou. Pro upřesnění tvaru upínacích částí jsou jejich výkresy v Příloze 2 na konci diplomové práce.



Obrázek 17 Vyobrazení polohy hlavice v jamce v testovacím stroji a naznačení typů pohybů, které elementy vykonávají i s jejich pracovním označením. FE a IE rotační pohyby, AP translační a F přitlačná síla. [29]

Na zařízení je možné nastavit motory dle druhu pohybu, jak již ukazuje obrázek č. 17, tyto pohyby jsou uvedeny v tabulce č. 6.

Tabulka 6 Nastavení parametrů simulátoru - typy pohybů a jejich rozsah [8]

Typ pohybu	Rozsah pohybu	Pohon
flexe - extenze	0° - 360°	rotační motor (FE)
vnitřní - vnější rotace	0° - 360°	rotační motor (IE)
předozadní pohyb	±40 mm	lineární motor (AP)
distálně - proximální pohyb	±40 mm	hydraulický systém (F)

3.2.2 Parametry jednotlivých pohonů

Pro přehlednost jsou uvedeny následující tabulky č. 7 - 9, které popisují parametry jednotlivých motorů a hydraulického systému.

Tabulka 7 Parametry lineárního motoru AP [8]

Parametry lineárního motoru	
Maximální síla	1700 N
Trvalá síla	605 N
Přesnost	$\pm 0,005$ mm/300 mm

Tabulka 8 Parametry rotačních motorů FE a IE [8]

Parametry rotačního motoru	
Maximální moment	39 Nm
Trvalá moment	14 Nm
Přesnost	18 obloukových sekund ($0,005^\circ$)

Tabulka 9 Parametry hydraulického pohonu [8]

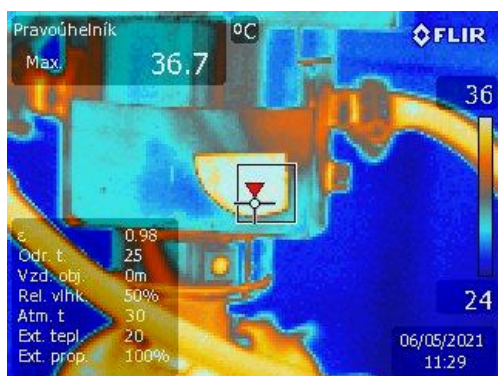
Parametry hydraulického pohonu	
Maximální tlak v hydr. systému	16 kPa
Rozsah sil	± 5 kN

3.2.3 Teplota

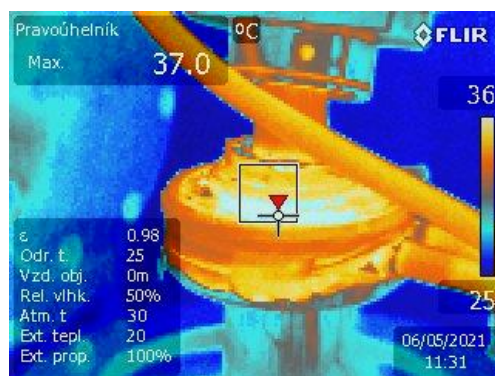
Pro přesnější simulaci pohybu kloubu v lidském těle byly přípravky, do kterých byly vzorky upnuty, zahřívány na 37°C . Při ověřování teploty pomocí termokamery byly pořízeny i následující obrázky č. 18 až 20, na jednotlivých částech zařízení dokazující udržení teploty na nastavené hodnotě.



Obrázek 18 Na fotografii je zachycena horní část testovacího zařízení, kam se upíná hlavice. Na této části byl nalepen terčik, na kterém byla měřena teplota termokamerou.



Obrázek 19 Fotografie ukazuje stejnou část zařízení jako na předchozím obrázku č. 20. Snímek byl pořízen termokamerou. Termokamera zachytila v této části zařízení hodnotu teploty 36,7°C.



Obrázek 20 Na fotografii z termokamery, která naměřila na spodní části experimentálního zařízení, kam se upíná jamka, hodnotu teploty 37°C.

3.3 Mazivo

Vzorky během experimentu byly lubrikovány mazivem, které bylo přidáno do elastického obalu, jenž obepíná jak hlavici, tak jamku. Tento obal udržuje mazivo mezi vzorky a je vidět na fotografiích č. 21 a 22.



Obrázek 21 Elastické pouzdro udržující mazivo mezi vzorky během experimentu. Pouzdro je zasazeno kolem jamky, aby se hlavice mohla volně pohybovat.



Obrázek 22 Pouzdro naplněné bovinním sérem těsně před spuštěním experimentu.

Mazivo bylo namícháno jako směs několika přípravků, aby nedocházelo k rychlé degradaci samotného bovinního séra (dále BS), které je hlavní složkou maziva. Složení popsané níže bylo stanoveno na základě konzultací s pracovišti v zahraničí zabývajícími se dlouhodobě testováním komponent v BS, které zajistil návrhář simulátoru Ing. Lukáš Franta, Ph.D.

Směs je tvořena z „Adult Bovine Serum“ (BS) z dospělých jedinců hovězího dobytka od rakouské firmy PAA Laboratorien GmbH katalogového čísla B15-011, podle normy ISO 14 243. K BS se přidala destilovaná voda, Penicilin/Streptomycin katalogového čísla P11-010 od téže rakouské firmy a EDTA. EDTA je disodium neboli dihydrát ethylendiamintetraacetátu disodného s označením Lot 080463 od firmy SERVA. Obrázek č. 23 ukazuje přípravky a obrázek č. 24 zase výsledný produkt během rozmíchávání. Následující tabulka č. 10 popisuje přesné množství přípravků ve výsledné směsi, která byla namíchána a použita do experimentu.

Tabulka 10 Tabulka udává množství jednotlivých přípravků v umíchané směsi použité jako mazivo v experimentu.

Přípravek	Množství ve směsi
Bovinní sérum	300 ml
Destilovaná voda	660 ml
Penicilin	9 ml
EDTA	5,82 g



Obrázek 23 Přípravky pro umíchání směsi maziva. Zleva – EDTA (odsyané před dózou), destilovaná voda, Penicilin, lahvička od bovinního séra.



Obrázek 24 Výsledná směs maziva, které je na fotografii právě rozmícháváno, aby se přípravky co nejlépe spojily v jednu konzistentní tekutinu.

3.4 Vážení vzorků

V laboratoři tribologie na Ústavu strojírenské technologie byly vzorky postupně zváženy nejprve orientačně na digitální váze OHAUS EP214c z obrázku č. 25, která váží s přesností na 4 desetinná místa gramu. Dále pak byla pro podrobnější vážení zvolena analogová váha Mettler H64, již váží s přesností na 5 desetinných míst gramu a vyfocena je na obrázku č. 26.



Obrázek 25 Digitální přesná váha OHAUS EP214c



Obrázek 26 Analogová váha Mettler H64

Před každým vážáním byly vzorky uloženy na 24 hodin do exsikátoru kvůli vysušení.

3.5 Skenování vzorků

Ke zjištění objemového úbytku, pórovitosti 3D tištěných vzorků a k pozorování míst s nehlubším otěrem byla využita technologie výpočetní tomografie neboli CT. Přístroj Zeiss METROTOM 1500, na kterém byla analýza provedena, umožňuje popsat geometrii nekovových vzorků pomocí rentgenového záření. Tato technologie bude stručně přiblížena v následujících odstavcích.

Výpočetní tomografie je zobrazovací metoda využívající rentgenové záření, jenž prochází skrz objekt. Kuželový svazek rentgenových paprsků je následně zachycen detektorem. Informace o skenovaném objektu jsou vyhodnoceny na základě absorpce či průchodu generovaných fotonů z rentgenky. Snímaný vzorek se na stole během ozařování otáčí o 360°, tím je vytvořeno velké množství 2D snímků. Díky absorpčním vlastnostem materiálu se na snímcích zobrazují body v různých stupních šedi. Snímky jsou dále zpracovávány pomocí výpočetního systému. Po časovém intervalu, kdy jsou snímky pořizovány, je výsledkem mrak bodů tzv. *voxelový obraz*,

který detailně popisuje nasnímané objekty ve 3D. Hodnota šedé barvy koreluje s voxely neboli objemovými pixely a představuje hodnotu absorpce záření v pravidelné trojrozměrné mřížce. Voxelu je přiřazena hodnota, vysoká hodnota reprezentuje nízkou intenzitu záření dopadající na detektor a naopak. V opačném případě tedy s nízkou hodnotou voxelu značí vysoká intenzita prostup záření skrz vzduch/ pozadí ne materiál.

Limitujícím faktorem je zejména zdroj rentgenového záření, který určuje maximální tloušťku stěny vzorku, kterým ještě dokáže prostoupit. Dalším parametrem je geometrické zvětšení obrazu. Výběr zvětšení má vliv na konečné rozlišení obrazu, které je na detektoru až 3072 x 3072 px. Když se vzorek nachází ve větší blízkosti rentgenky, pak je zvětšení větší, disponuje menší velikostí voxelu, a tím i vyšším rozlišením. Rozlišení se dá ovlivnit i velikostí ohniska na rentgence, které se nastavuje před skenováním. Tato technologie je v průmyslové praxi využívána pro skenování odlitků nebo 3D tištěných konstrukčních prvků. Skenováním jsou zjišťovány jejich vnitřní vady nebo celková pórovitost. [30]

4 METODIKA

V této kapitole budou popsány metody nastavení experimentu, optimalizace polohy CoCrMo hlavice pomocí softwaru MATLAB (verze R2020b), jakožto úkony potřebné před spuštěním experimentu. Dále pak budou popsány vyhodnocovací metody hmotnostního a objemového úbytku. Konkrétně vyhodnocení skenů jamky pomocí vyhodnocovacího programu zpracovávajícího výstupní data z přístroje Zeiss METROTOM 1500 a následné zpracování dat v Siemens NX (Student Edition, verze 1926).

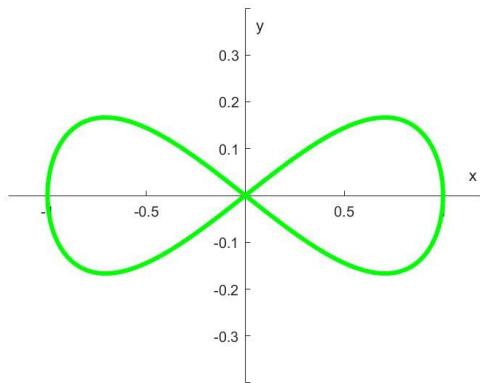
4.1 Experiment

4.1.1 Nastavení experimentu

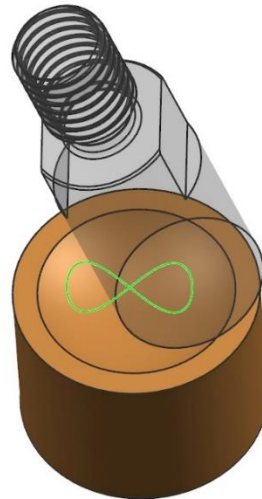
Před zahájením otěrového experimentu bylo třeba výše jmenované motory nastavit, tzn. předepsat kinematiku motorům tak, aby simultánním pohybem 3 motorů byla vykreslena hlavicí po jamce trajektorie vystihující obecný pohyb lidského kloubu.

4.1.1.1 Zatěžovací cyklus

Navržený zatěžovací cyklus je kompromisním řešením mezi základními tribologickými testy jako jsou *pin-on-disc* nebo *pin-on-plate* a komplikovanějšími testy se vzorky s reálnými kloubními náhradami. Tento pohyb obsahuje obecné pohyby, jako jsou odemčení/zamčení kloubů, rotační i posuvné pohyby během flexe/extenze a zároveň zajišťuje, aby byly polymerní řetězce vzorku zatěžovány v definovaném místě dvěma směry, tzv. *cross-shear*. O *cross-shear* je z literatury známo, že způsobuje polymernímu materiálu menší odolnost proti otěru, než kdyby hlavice jezdila po trajektorii v jednom směru a makromolekuly polymeru se tak mohly orientovat ve směru smýkání a lépe tak odolávaly otěru. Trajektorie je vykreslena na obrázku č. 27 a schematicky vyobrazena na jamce při experimentu také na obrázku č. 28.



Obrázek 27 Křivka, jež je opisována teoretickým kontaktním bodem na hlavici po jamce. [29]



Obrázek 28 Schematické zobrazení křivky na jamce, která je vykreslována hlavici během experimentu.

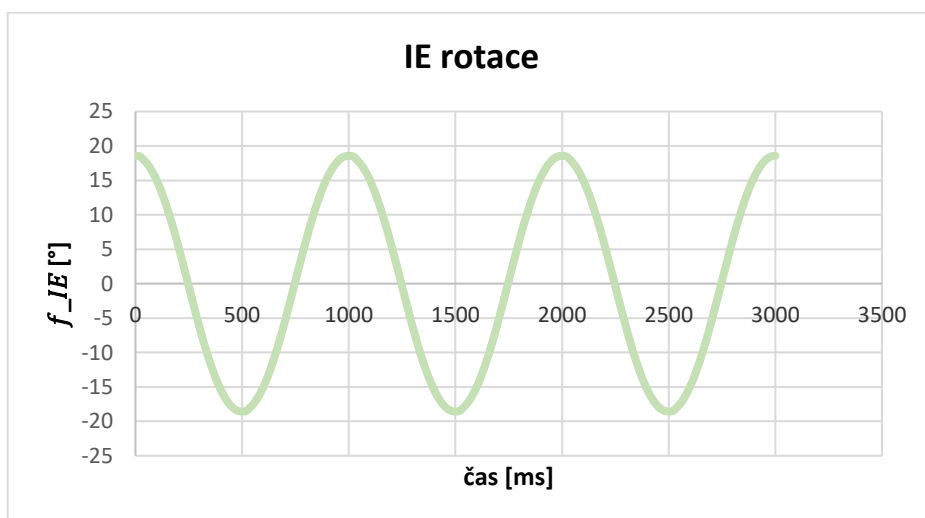
4.1.1.2 Nastavení motorů

Funkce jednotlivých motorů jsou popsány rovnicí a grafem zobrazující pohyb během 3 cyklů tedy ve frekvenci od 0 až 3000 s. Během experimentu nebyla opomenuta ani přítlačná síla, jež je vyvinuta samotnou vahou člověka. Tato přítlačná síla je zaručena pístem s ventilem, jenž je řízen PID regulátorem.

Pro natočení motoru IE vůči referenční pozici byla předepsána funkce f_{IE} :

$$f_{IE} = \arctg\left(\frac{1}{3} \cos\left(\frac{2\pi t}{1000}\right)\right)$$

, kde t popisuje průběh času v milisekundách a průběh funkce je zobrazen v grafu č. 1.

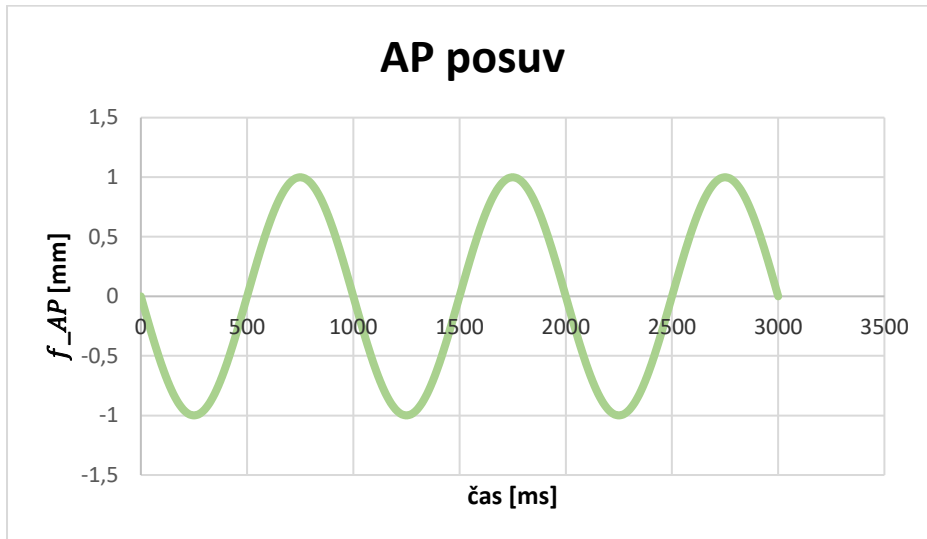


Graf 1 Průběh funkce, kterou je řízena rotace motoru IE – zobrazení 3 cyklů

Pro posuv lineárního motoru AP byla předepsána funkce f_{AP} :

$$f_{AP} = \sin\left(\frac{2\pi t}{1000}\right)$$

, kde t popisuje průběh času a průběh funkce je zobrazen v grafu č. 2.

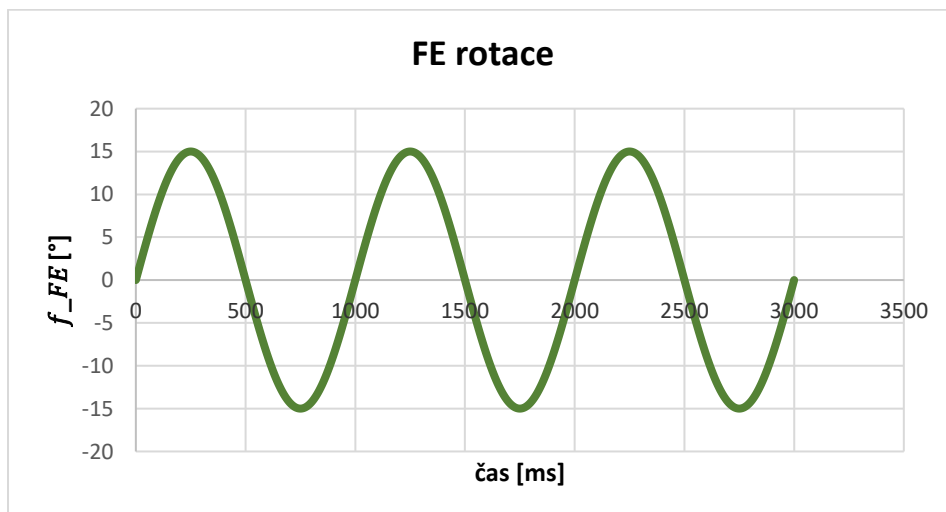


Graf 2 Průběh funkce, kterou je řízen posuv motoru AP – zobrazení 3 cyklů

Pro natočení motoru IE vůči referenční pozici byla předepsána funkce f_{FE} :

$$f_{FE} = 15 \sin\left(\frac{2\pi t}{1000}\right)$$

, kde t popisuje průběh času v milisekundách a průběh funkce je zobrazen v grafu č. 3.



Graf 3 Průběh funkce, kterou je řízena rotace motoru FE - zobrazení 3 cyklů

Přítlačná síla byla nastavena jako konstantní funkce s hodnotou 200 N. Jelikož se ventil a tím i přítlačná síla dají regulovat pomocí parametrů PID regulátoru, byla snaha optimalizovat

parametry experimentálně v průběhu spuštěné testovací otěrové zkoušky. Jako neadekvátnější byly zvoleny parametry P, I a D na 100 % v softwaru komunikujícím s PID regulátorem.

Přítlačné síle regulované PID regulátorem byla předepsána funkce konstantní f_F :

$$f_F = 200 \text{ N}$$

a průběh konstantní funkce je zobrazen v grafu č. 4.



Graf 4 Průběh funkce, kterou je řízena přítlačná síla - zobrazení 3 cyklů

Každý testovací vzorek prošel celkově 250 tisíci cykly. Jeden cyklus měl frekvenci 1 Hz.

4.1.2 Optimalizace polohy hlavice

Aby střed hlavice byl v ose otáčení FE motoru, a bylo zabráněno excentrickým pohybům hlavice, bylo před samotným otěrovým experimentem provedeno ustavení hlavice. Pro tento účel byl naprogramován optimalizační program v prostředí programu MATLAB (verze R2020b). Kapitola popisuje použité rovnice a vytvořený 2D model na základě kterého byl napsán program k optimalizaci.

Zadanými parametry do optimalizace byl úhel flexe α , který byl zajištěn motorem FE, poloměr hlavice R a hodnota v . Hodnota v popisuje hodnotu na úchylkoměru, který měřil úchyly ve svislém směru během rotace FE motoru o úhel α . Umístění úchylkoměru při měření hodnot v je zachycen na fotografiích č. 29 a 30. Optimalizovanými parametry byly souřadnice x a y v souřadném systému popisující konkrétní polohu hlavice ke středu otáčení.

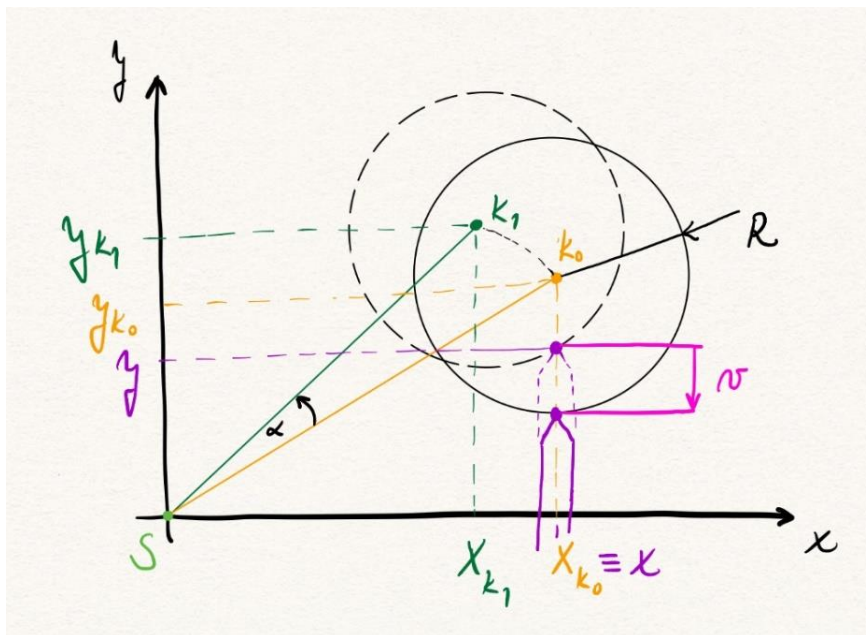


Obrázek 29 Umístění úchylkoměru pod hlavici v referenční poloze, tedy v 0° flexe. Hrot úchylkoměru byl umístěn pod nejvyšším bodem hlavice.



Obrázek 30 Úchylkoměr ve své poloze při rotaci motoru FE

V rámci úlohy byl navržen 2D model, který je načrtnut na obrázku č. 31, kde kružnice se středem K_0 značí hlavici v referenční poloze a kružnice se středem K_1 zobrazuje kružnici orotovanou o úhel α . Souřadnice bodu dotyku úchylkoměru s kružnicí jsou označeny x a y , v je hodnotou úchylky. Zadáním úlohy je zjistit, o kolik jsou souřadnice x a y vychýleny od osy motoru S .



Obrázek 31 Rukou načrtnutý 2D model, na základě kterého byly sestaveny rovnice pro cílovou funkci potřebnou pro optimalizaci polohy

4.1.2.1 Odvození cílové funkce

Cílová funkce pro optimalizaci byla vytvořena z několika rovnic popsaných níže.

- Transformace středu kružnice rotací o úhel α :

$$\begin{pmatrix} x_{k1} \\ y_{k1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_{k0} \\ y_{k0} \end{pmatrix}$$

- Rovnice kružnice

$$(x - x_{k1})^2 + (y - y_{k1})^2 = R^2$$

- Poloha úchylkoměru, která se ve směru x nemění

$$x = x_{k0}$$

- Vztah mezi hodnotou v změřenou úchylkoměrem při natočení o úhel α

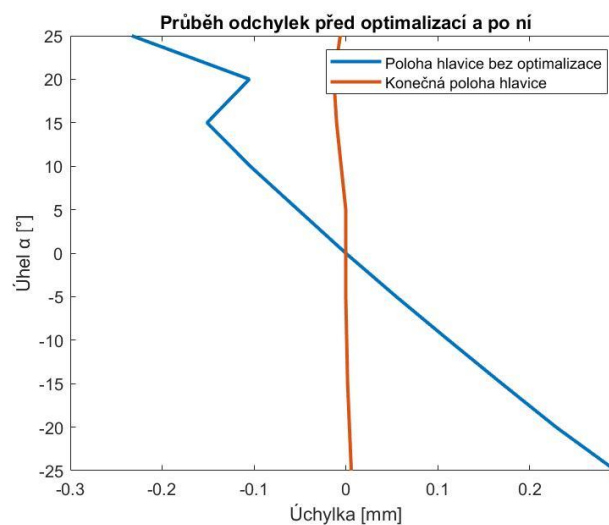
$$v = y - y_{k0} + R$$

Cílová funkce f pak byla vytvořena dosazením do rovnice kružnice:

$$f = \left(x_{k0} - (x_{k0} \cdot \cos(\alpha) - y_{k0} \cdot \sin(\alpha)) \right)^2 + \left(r - v + y_{k0} - (x_{k0} \cdot \sin(\alpha) - y_{k0} \cdot \cos(\alpha)) \right)^2 - R^2$$

Měření výchylek v při každém z vybraných úhlů: $\alpha = [0, 5, 10, 15, 20, 25, -5, -10, -15, -20, -25]$ byla zadána do MATLABU (verze R2020b), kde proběhla díky cílové funkci optimalizace. Ta určila aktuální polohu hlavice. Na základě výsledku z programu byla hlavice umístěna do optimální polohy.

Graf č. 5 porovnává odchylky hlavice před a po optimalizaci.



Graf 5 Průběh odchylek před a po optimalizaci

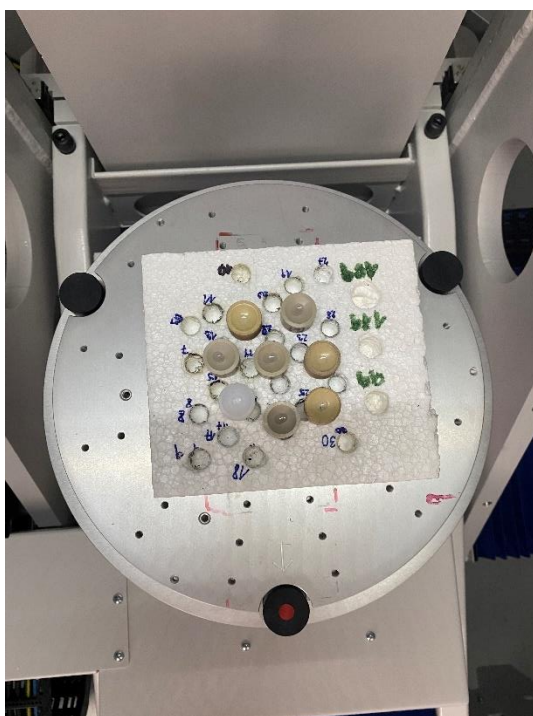
4.2 Vyhodnocení experimentu

Po provedení experimentu byly vzorky vloženy na 24 hodin do exsikátoru. Následně poté byly vzorky zváženy na totožných vahách jako před experimentem a naskenovány zařízením Zeiss METROTOM 1500. V této kapitole bude popsán způsob vyhodnocení zejména objemového úbytku. Zpracování mraku bodů ve vyhodnocovacím programu skenovacího přístroje a následné vyhodnocení lineárního a objemového úbytku v programu Siemens NX (*Student Edition, verze 1926*).

4.2.1 Objemový úbytek – vyhodnocení geometrie

4.2.1.1 Skenování pomocí výpočetní tomografie

Vzorky byly naskenovány na přístroji Zeiss METROTOM 1500. Nejprve byly nastaveny skenovací parametry. Vzorky byly poskládány na otočný stůl a ozářeny všechny najednou. Následující fotografie č. 32 ukazuje umístění jednotlivých vzorků na stole a fotografie č. 33 zase pohled z kamery, která je umístěna uvnitř tomografu, kde se vzorky dají sledovat i během ozařování. Proces skenování trval cca 40 minut.

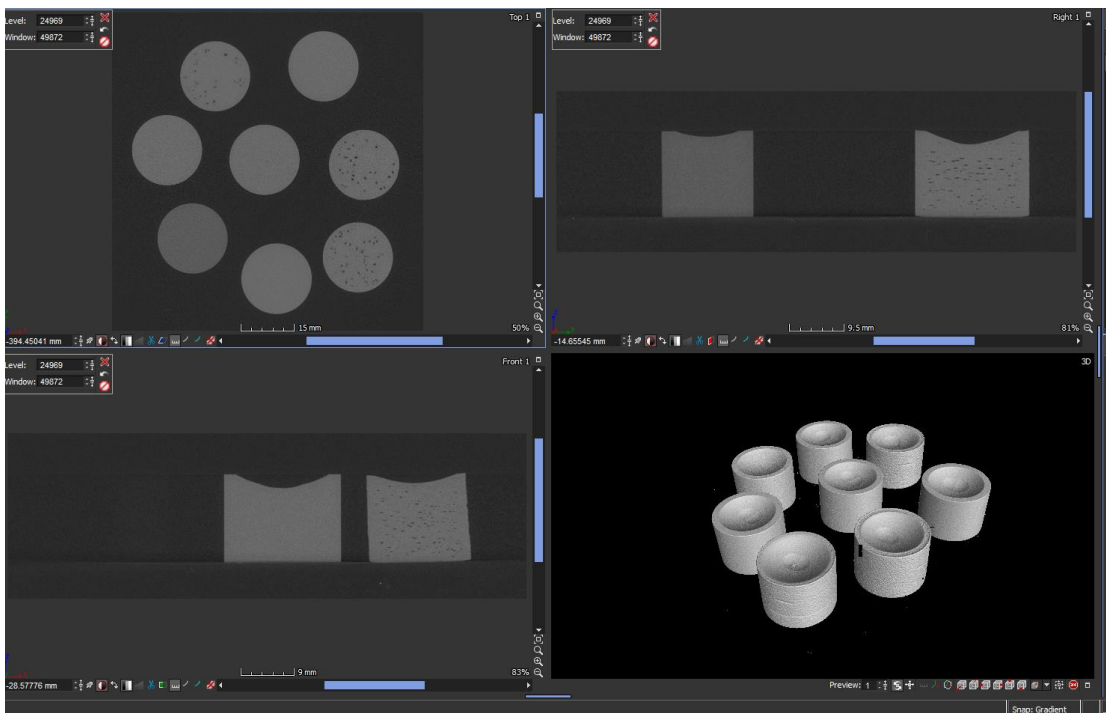


Obrázek 32 Pohled shora na umístění všech vzorků uvnitř tomografu.



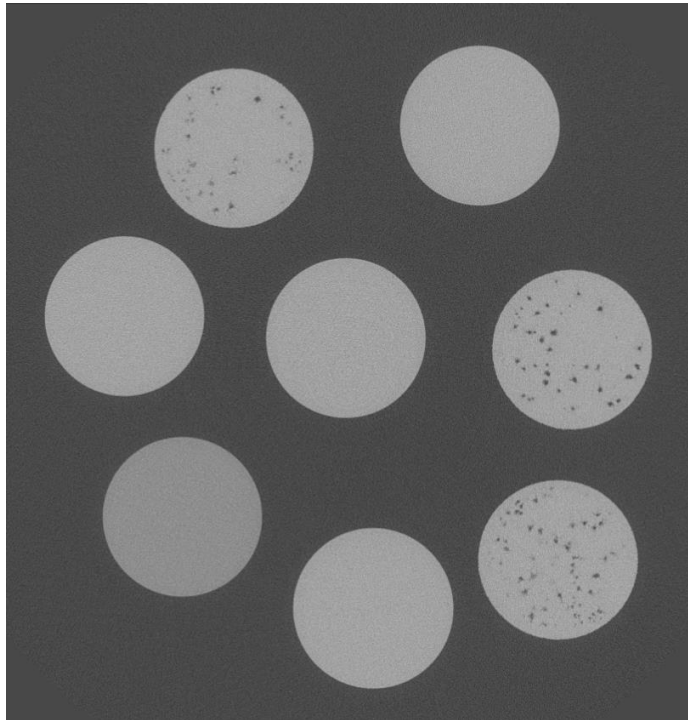
Obrázek 33 Fotografie monitoru vyobrazující pohled kamery, která se nachází uvnitř tomografu. Na fotografii jsou vidět i jednotlivé komponenty uvnitř zařízení - zleva: rentgenka (zdroj rentgenového záření), otočný stůl se vzorky, detektor – černý čtvercový terč (zachycuje rentgenové záření).

Na obrázku č. 34 lze pozorovat mraky bodů převedené výpočetním systémem. Obrázek je rozdělen do 4 polí. Tři pole zobrazují řez v jednotlivých rovinách a obrázek vpravo dole celkový pohled na konečný obraz po skenování. Na obrázcích jsou patrné i zmíněné odstíny šedi.



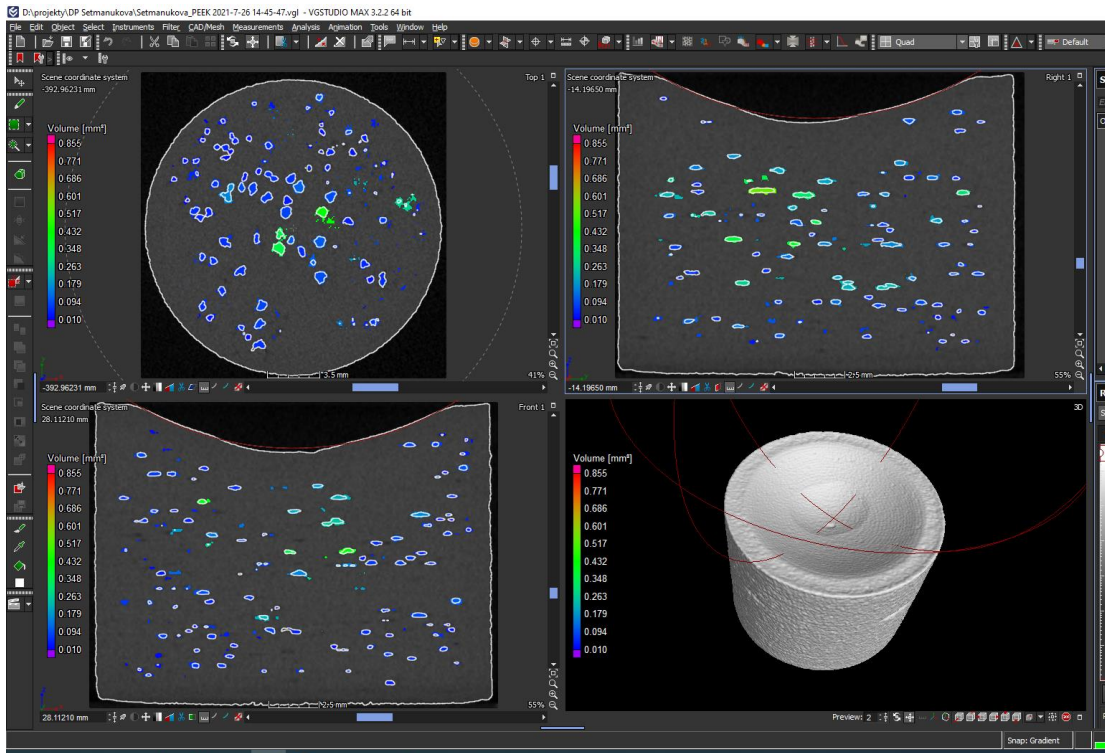
Obrázek 34 Snímek obrazovky z vyhodnocovacího výpočetního systému. Vlevo nahoře pohled shora do roviny xy, vpravo nahoře boční pohled do roviny yz, vlevo dole boční pohled do roviny xz a vpravo dole celkový 3D pohled na vzorky.

Tomografie je ideálním nástrojem k pozorování pórovitosti materiálu. Tento jev je patrný na pohledu do roviny xy, kde se póry vyobrazují jako černé tečky na světle šedém podkladu resp. materiálu. Obrázek č. 35 ukazuje samotný pohled do roviny xy.

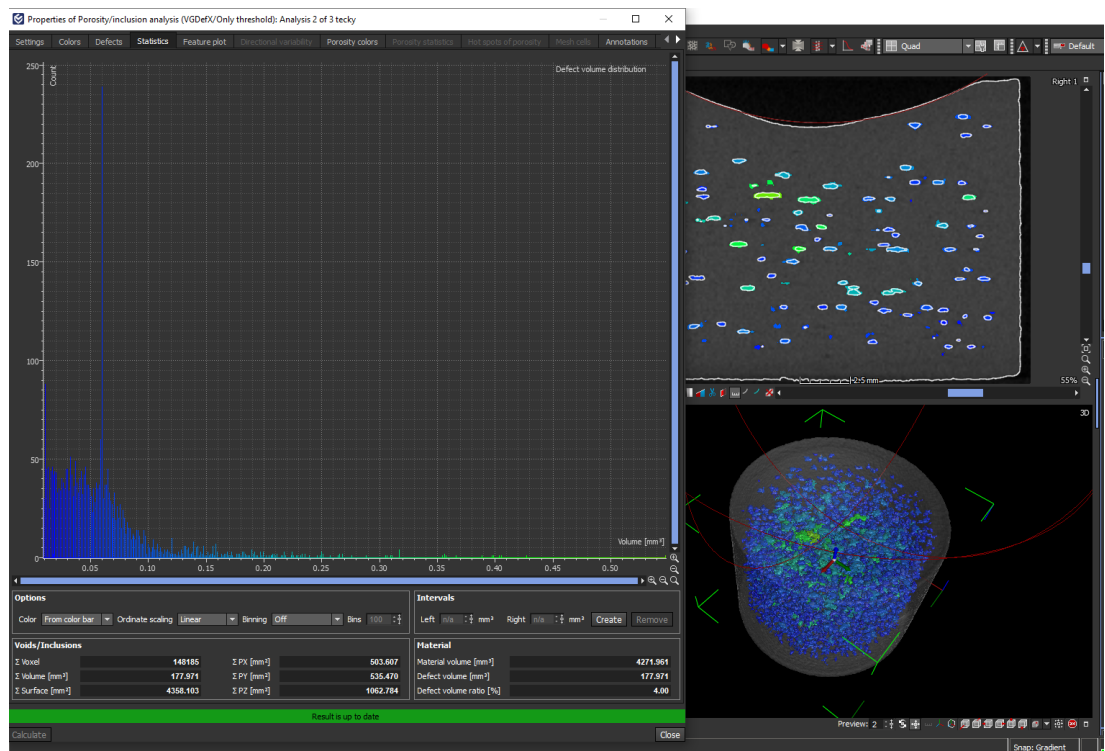


Obrázek 35 Pohled z výpočetního systému na rovinu xy, kde lze pozorovat póry v materiálu jako černé tečky na světlejším podkladu resp. materiálu.

Pórovitost byla následně vyhodnocena u 3D tištěných vzorků a u jednoho reprezentanta PEEKového konvenčně vyrobeného vzorku. Kvůli porovnání byla takto vyhodnocena i jamka o totožné geometrii, ale z materiálu UHMWPE, která též prodělala otěrový experiment. Následující obrázky č. 36 a 37 ukazují výstupy z hodnocení objemu pórů.



Obrázek 36 Snímek z výpočetního systému, který zobrazuje výsledné vykreslení jednotlivých pórů v 3D tištěném PEEKovém vzorku. Snímek je opět rozdělen do jednotlivých řezů rovinami xy (vlevo nahoře), yz (vpravo nahoře), xz (vlevo dole) a celkový pohled (vpravo dole)



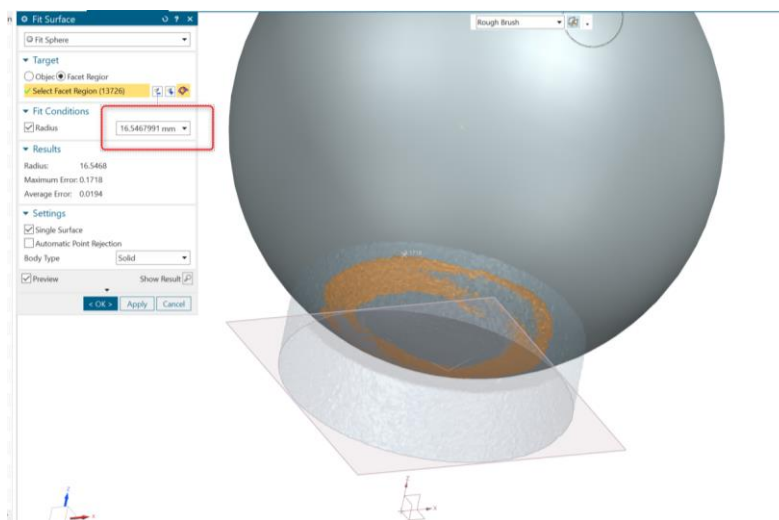
Obrázek 37 Snímek z výpočetního systému, který zobrazuje rozmístění pórů v celém tělese ve 3D zobrazení (vpravo dole) a graf popisující distribuci pórů v objemu vzorku na základě jejich velikosti a množství.

Z výpočetního systému byla tato data uložena jako trojúhelníková síť do formátu *stl*, který byl následně zpracován v softwaru Siemens NX (*Student Edition, verze 1926*).

4.2.1.2 Vyhodnocení objemového úbytku

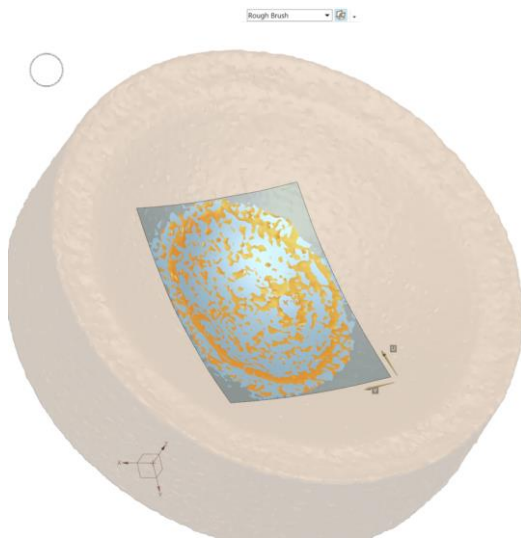
K vyhodnocení objemového úbytku byl využit program Siemens NX (*Student Edition, verze 1926*), kam byla naimportována data ve formátu *stl*. Tento program byl využit pro zjištění maximálních lineárních úbytků a objemových úbytků jamek.

Tato edice programu Siemens NX disponuje modulem reverzního inženýrství, kde byly využity funkce „Fit Surface“ pro naitování sféry („Fit Sphere“) do nevydřených míst jamky. Sféra slouží jako referenční plocha pro odměření lineárních úbytků a úbytku objemu. Ručně byla vyznačena nevydřená oblast, této oblasti byla naitována sféra (obrázek č. 38).

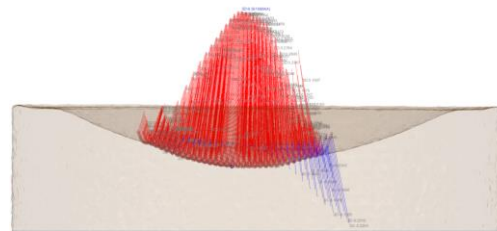


Obrázek 38 Snímek z prostředí Siemens NX a využití funkce "Fit Surface" pro naitování sféry na jamku jakožto referenční plochy pro odměření lineárních úbytků po otěrovém experimentu.

Vydřené oblasti a jejímu blízkému okolí, byla naitována obecná plocha pomocí funkce „Fit Freeform“ (obrázek č. 39). Kontura vydřené části byla z této plochy pomocí skici ručně vyříznuta, vytažena a z druhé strany oříznuta sférou. Aby byla metoda skicování nezávislá na měření operátora, byla načrtnuta skica na každém vzorku celkem třikrát, a to z vnějšího okraje, uprostřed a z vnitřního okraje hranice oblasti. Z takto získaného tělesa byly vyhodnoceny lineární (obrázek č. 40) a objemové úbytky.



Obrázek 39 Snímek z prostředí Siemens NX a využití funkce "Fit Freeform", která sloužila pro ohraničení vydřeného místa po otěrovém experimentu.



Obrázek 40 Snímek z prostředí Siemens NX, kde jsou vykresleny lineární úbytky od referenční sféry. Histogram popisuje jednotlivé úbytky a na vrcholu je označena modře maximální hodnota, která byla brána jako výsledek měření.

5 VÝSLEDKY

Po otěrové zkoušce došlo k výraznému vydření, a tím i k úbytku materiálu na testovaných jamkách. V této kapitole budou uvedeny fotografie vydření a výsledný vzhled jamek. Následně budou výsledky hmotnostního a objemového úbytku shrnuty v tabulkách, popřípadě vykresleny do grafů. Pro zajímavost budou uvedeny i výsledky z analýzy pórovitosti ve vzorcích.

Po dokončení otěrového experimentu byla provedena vizuální kontrola, která prokázala viditelné vydření do všech testovaných jamek. Níže uvedené fotografie č. 41 a 42 ukazují PEEKové jamky po otěrovém experimentu od jednoho zástupce 3D tištěných vzorků a jednoho zástupce konvenčně vyrobených vzorků.



Obrázek 41 Fotografie jamky z 3D tištěného PEEKu po otěrovém experimentu. Lesklá část uprostřed jamky je vydřenou oblastí.



Obrázek 42 Fotografie jamky z konvenčně vyrobeného PEEKu po otěrovém experimentu. Lesklá část uprostřed jamky je vydřenou oblastí.

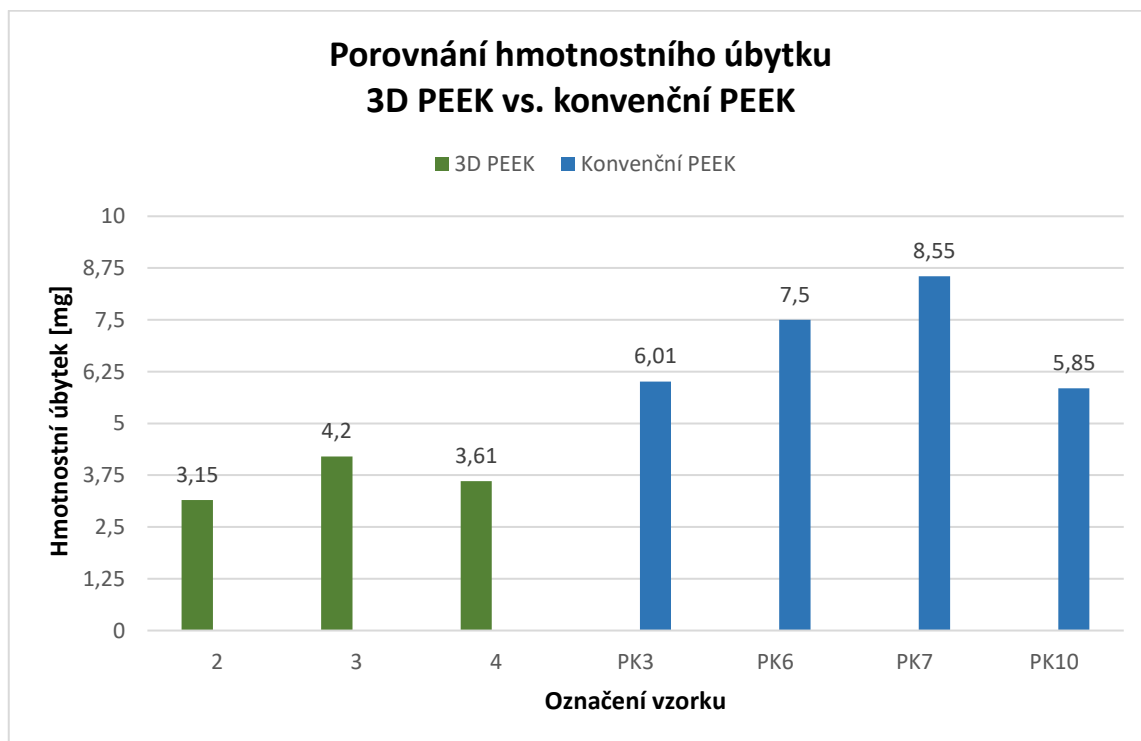
5.1 Hmotnostní úbytek

Následující tabulka č. 11 ukazuje výsledky z vážení a popisuje hmotnost vzorků před a po otěrovém experimentu. V dalších sloupcích jsou uvedeny hmotnostní úbytky jednotlivých vzorků a průměrný úbytek vzorků, které byly vyrobeny 3D tiskem nebo konvenční výrobou.

Tabulka 11 Výsledky vyhodnocení hmotnostního úbytku.

Označení vzorku	Technologie výroby	Hmotnost před opotřebením [g]	Hmotnost po opotřebení [g]	Hmotnostní úbytek [mg]	Průměrný úbytek v porovnání 3D PEEK vs. konvenční PEEK [mg]
1	3D tisk	5,69963	N/A	-	-
2	3D tisk	5,69686	5,69371	3,15	3,65 ± 0,43
3	3D tisk	5,73865	5,73445	4,20	
4	3D tisk	5,62529	5,62168	3,61	
PK3	konvenční	5,86358	5,85757	6,01	
PK6	konvenční	5,82584	5,81834	7,50	6,98 ± 1,11
PK7	konvenční	5,84203	5,83348	8,55	
PK10	konvenční	5,88934	5,88349	5,85	

Z posledního sloupce v tabulce s výsledky popisující hmotnostní úbytek je zřejmé, že jamky vytištěné na 3D tiskárně během otěrového experimentu přišly v průměru o $3,65 \pm 0,43$ mg vlastní hmoty, což je hodnota o 48 % nižší než u konvenčně vyrobeného PEEKu, který byl po zvážení v průměru o $6,98 \pm 1,11$ mg lehčí. Pro lepší přehlednost v hmotnostních úbytcích jsou data shrnuta v následujícím grafu č. 6, který vyobrazuje porovnání mezi jamkami vyrobenými z 3D PEEKu a jamkami z konvenčně vyrobeného PEEKu.



Graf 6 Porovnání hmotnostního úbytku 3D PEEK vs. konvenční PEEK

Po vyhodnocení byl proveden t-test, kde vyšla p hodnota testu menší než hladina významnosti. Tím byla zamítnuta nulová hypotéza a mohlo být prokázáno, že data získána z daného množství vzorků jsou signifikantní na hladině významnosti 1 %.

5.2 Objemový úbytek a max. lineární úbytek

Výsledky jednotlivých měření objemového úbytku společně s vyměřeným maximálním lineárním úbytkem materiálu, jsou vypsány v následující tabulce č. 12.

Tabulka 12 Hodnoty z jednotlivých měření při zjišťování maximálních lineárních a objemových úbytků.

Označení vzorku	Technologie výroby	Max. lineární úbytek [mm]			Objemový úbytek [mm ³]		
		Měření 1	Měření 2	Měření 3	Měření 1	Měření 2	Měření 3
2	3D tisk	0,3198	0,3201	0,3205	5,4315	5,5306	5,4642
3	3D tisk	0,3472	0,3619	0,3366	8,5041	8,3601	8,1637
4	3D tisk	0,2309	0,2355	0,2365	3,777	3,6109	3,6576
PK3	konvenční	0,3255	0,3323	0,3322	5,6007	5,5224	5,4966
PK6	konvenční	0,3018	0,3024	0,3007	7,3145	7,116	6,9894
PK7	konvenční	0,3293	0,3375	0,3278	7,9148	7,8922	7,6705
PK10	konvenční	0,2646	0,2681	0,2662	5,5994	5,4491	5,3335

Tabulka č. 13 popisuje výsledné hodnoty maximálních lineárních úbytků pro jednotlivé vzorky a také hodnoty objemového úbytku. V pravých dvou sloupcích jsou porovnány maximální lineární úbytky a objemové úbytky ve skupinách. Skupiny jsou rozděleny podle technologie výroby, tedy skupina 3D tištěných PEEKů a skupina vzorků vyrobených konvenční metodou.

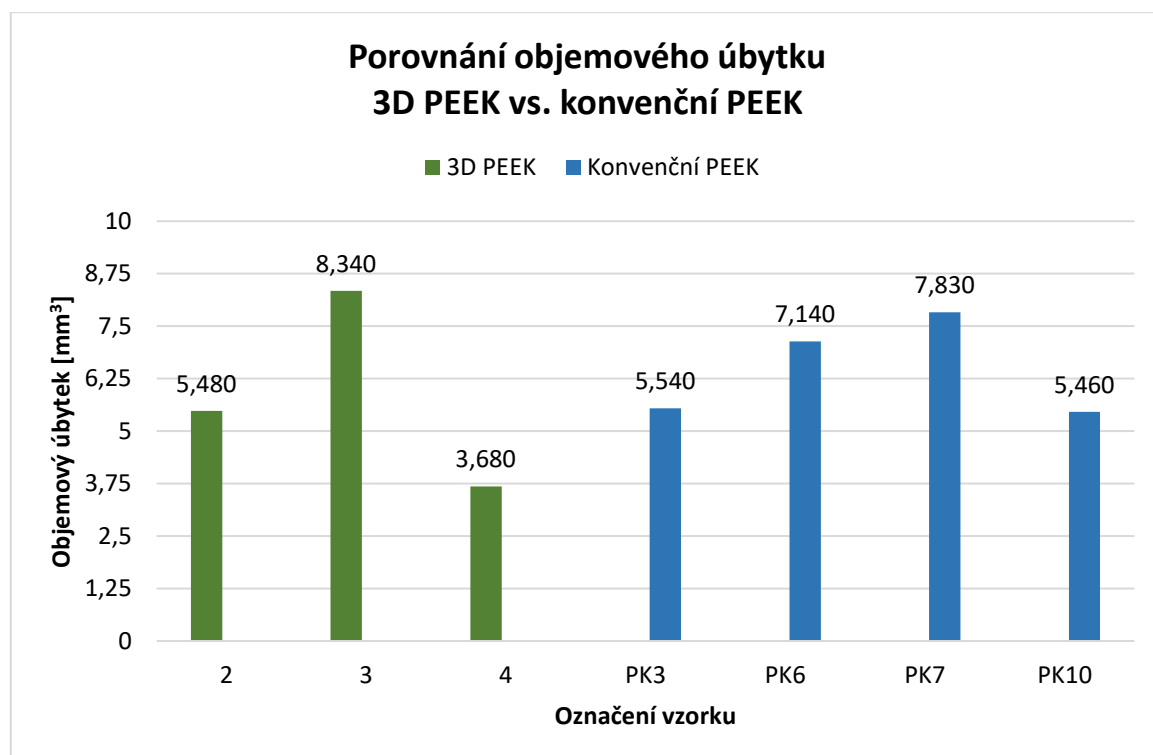
Tabulka 13 Výsledky vyhodnocení průměrných maximálních lineárních úbytků a průměrných objemových úbytků.

Označení vzorku	Technologie výroby	Průměrná hodnota max. lin. úbytku [mm]	Průměrná hodnota objemového úbytku [mm ³]	Porovnání 3D PEEK vs. konvenční PEEK	
				Průměrný lineární úbytek [mm]	Průměrný objemový úbytek [mm ³]
2	3D tisk	0,320 ± 0,000	5,48 ± 0,04		
3	3D tisk	0,349 ± 0,010	8,34 ± 0,14	0,301 ± 0,049	5,83 ± 1,92
4	3D tisk	0,234 ± 0,002	3,68 ± 0,07		
PK3	konvenční	0,330 ± 0,003	5,54 ± 0,04		
PK6	konvenční	0,302 ± 0,001	7,14 ± 0,13	0,307 ± 0,027	6,49 ± 1,02
PK7	konvenční	0,332 ± 0,004	7,83 ± 0,11		
PK10	konvenční	0,266 ± 0,001	5,46 ± 0,11		

Z analýzy, která zjišťovala maximální lineární vydření v jednotlivých vzorcích, nejsou výsledky zvláště rozdílné. Maximální průměrný lineární úbytek v jamce 3D tištěného PEEKu měl hodnotu

0,301 ± 0,049 mm a u jamky konvenčně vyrobeného PEEKu byla tato hodnota 0,307 ± 0,027 mm. V porovnání se tyto výsledky nijak neliší. Podobně málo, a to pouze o 10 %, se odlišovaly výsledky objemových úbytků. Konkrétní průměrná hodnota u 3D tištěného PEEKu byla 5,83 ± 1,92 mm³, kdežto u konvenčně vyrobeného PEEKu průměrný objemový úbytek dosáhl na hodnotu 6,49 ± 1,02 mm³.

Objemové úbytky jsou vyneseny do grafu č. 7 pro lepší přehlednost ve výsledcích.



Graf 7 Porovnání objemového úbytku 3D PEEK vs. konvenční PEEK

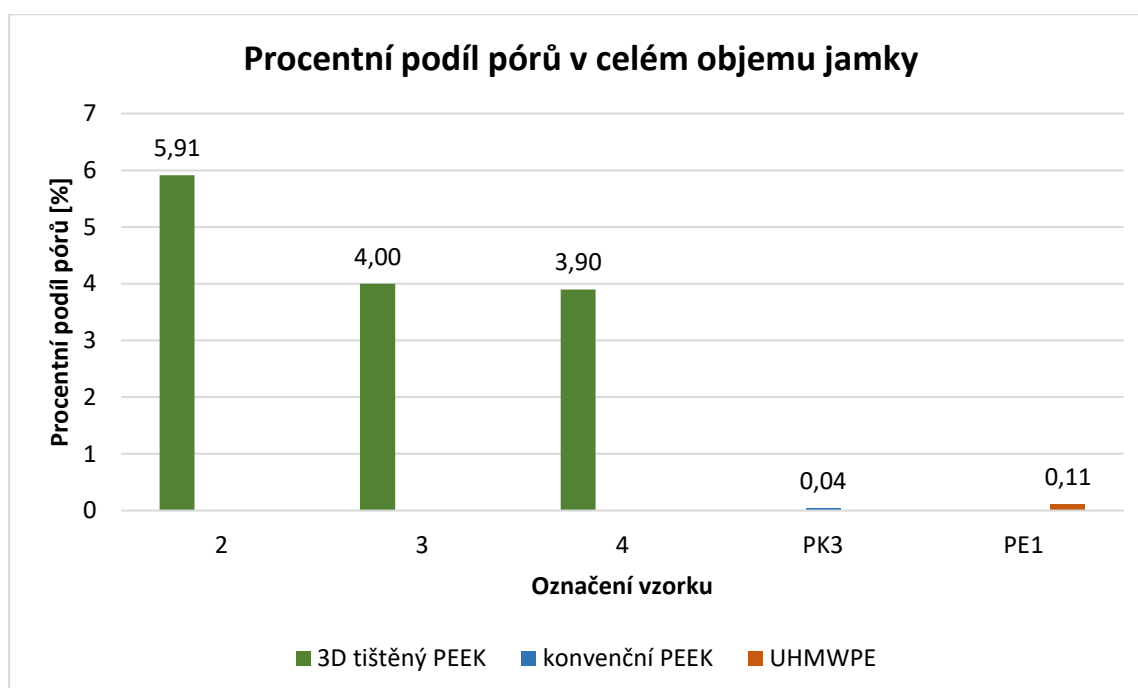
5.3 Pórovitost

Jelikož byly vzorky skenovány pomocí výpočetní tomografie, bylo umožněno vyhodnotit i pórovitost 3D tištěných vzorků. Následující tabulka č. 14 shrnuje objemový podíl pórů ve 3D tištěných PEEKových jamkách. Pro porovnání je udána hodnota konvenčně vyrobeného PEEKu a následně i hodnota vzorku z jamky vyrobené z materiálu UHMWPE (označený v tabulce PE1) o stejné geometrii.

Tabulka 14 Výsledky hodnocení pórovitosti vzorků.

Označení vzorku	Celkový objem jamky [mm ³]	Objem pórů [mm ³]	Procentní podíl pórů v celém objemu [%]
2	4202,47	263,92	5,91
3	4271,96	177,97	4,00
4	4195,88	170,25	3,90
PK3	4490,14	2,00	0,04
PE1	4430,87	4,70	0,11

Níže jsou vyneseny výsledky do grafu č.8.



Graf 8 Procentní podíl pórů v celém objemu jamky.

Výsledky potvrdily charakteristickou vlastnost – porozitu pro 3D tištěné vzorky. Je z nich patrné, že struktura 3D tištěných PEEKů dominuje v podílu pórů vztahených k celému objemu jamky. Výsledná pórovitost u 3D tištěných PEEKů je v řádech jednotek procent oproti konvenčnímu PEEKu a UHMWPE, kde pórovitost vyšla v řádech desetin dokonce i setin procenta.

6 DISKUZE

Diplomová práce shrnuje poznatky z otěrového experimentu na 3D tištěných a na konvenčně vyrobených jamkách z PEEKu, které se otíraly s CoCrMo hlavicemi. Oba druhy jamek – 3 vzorky z 3D tištěného a 4 vzorky z konvenčně vyrobeného PEEKu, byly ozkoušeny na simulátoru KKK ELO 2011 na fakultě strojní ČVUT v Praze, a byly vyhodnoceny hmotnostní a objemové úbytky, které sloužily pro porovnání otěrových vlastností PEEKu v závislosti na technologii výroby. V rámci skenování vzorků pro zjištění jejich geometrie na výpočetním tomografu byla vyhodnocena i pórovitost vzorků, hlavně u 3D tištěného PEEKu.

Práce je rozdělena na tři hlavní segmenty. Cílem prvního z nich bylo připravit samotný experiment. Simulátoru byl navržen zatěžovací cyklus tak, aby byly vzorky otestovány jako obecný kloub v lidském těle, a zároveň byl při tom polymer dostatečně prověřen. Cyklus se skládal z nastavení kinematiky dvou rotačních motorů, translačního motoru a přitlačné síly. Přitlačná síla byla optimalizována tak, aby po celou dobu průběhu cyklu byly oba díly (jamka i hlavice) v přitlaku o velikosti 200 N. Součástí bylo nastavení parametrů na PID regulátoru, které řídí ventil a tedy píst, jenž vyvozuje sílu na vzorky. Po návrhu kinematiky, byla provedena optimalizace uložení hlavice do středu rotace FE motoru, aby bylo zabráněno excentrickým pohybům. Optimalizace byla navržena a provedena v programu MATLAB (*verze R2020b*). Posledním krokem před spuštěním experimentu bylo namíchání maziva dle receptu. Mazivo bylo aplikováno do pouzdra obepínající jamku i hlavici v simulátoru. Namíchaná směs slouží jako mazivo, které se běžně v experimentální biomechanice používá jako náhrada za synoviální tekutinu.

Druhý segment obnášel otestování vzorků. Každý vzorek byl otestován 250 000 cykly, kdy jeden cyklus proběhl s frekvencí 1 Hz. Během experimentu bylo mazivo doplňováno destilovanou vodou.

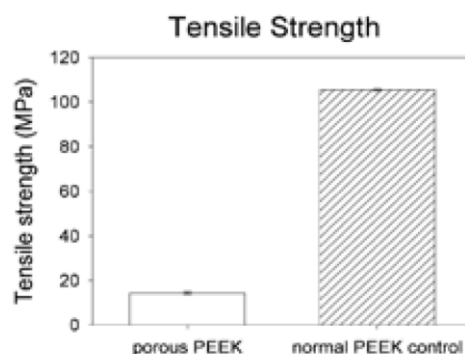
Posledním segmentem práce bylo vyhodnotit otěrové vlastnosti pomocí hmotnostního a objemového úbytku na vzorcích. Hmotnostní úbytek byl vyhodnocen na přesných vahách jako rozdíl váhy před a po experimentu. Před vážením byly vždy vzorky uloženy do exsikátoru na 24 hodin, aby váha nebyla ovlivněna nasátím maziva či par ze vzduchu. V porovnání 3D tištěného PEEKu s konvenčním vyšel průměrný hmotnostní úbytek 3D tištěného $3,65 \pm 0,43$ mg, tedy nižší o 48 % než konvenční PEEK s průměrným úbytkem $6,98 \pm 1,11$ mg. K upřesnění těchto výsledků posloužilo vyhodnocení objemového úbytku. Po naskenování vzorků přístrojem Zeiss METROTOM 1500 využívající výpočetní tomografii byl výsledný voxelový mrak zpracován

nafittování sféry a nafittování obecné plochy, která ohraničuje vydřenou oblast. Tyto úkony byly provedeny v programu Siemens NX (*Student Edition, verze 1926*), 3D tištěný PEEK na objemu ubyl v průměru o $5,83 \pm 1,92 \text{ mm}^3$ s maximálním průměrným lineárním úbytkem $0,301 \pm 0,049 \text{ mm}$. Konvenční PEEK vykazoval, nikoli výrazně, ale větší objemový úbytek o průměrné hodnotě $6,49 \pm 1,02 \text{ mm}^3$. Maximální lineární úbytek se nevymykal od hodnot 3D tištěného PEEKu, tato hodnota byla v průměru $0,307 \pm 0,027 \text{ mm}$.

Jasným faktem je, že hmotnostní úbytky se lišily o 48 %, kdežto výsledky objemových úbytků se lišily pouze o 10 %. Jednou z hypotéz je plastická deformace. 3D tištěný PEEK je poréznější, tudíž může materiál odtékat do pórů. Proto lze pozorovat pouhým okem (obrázky č. 41 a 42), že objemový úbytek jak 3D tištěného, tak konvenčního PEEKu je stejný, ale hmotnostní úbytek se zcela liší. Výhodou může být, že vydřené částice nebudou putovat do okolí kloubní náhrady.

Druhá hypotéza nepočítá s plastickou deformací, ale vysvětluje tuto rozdílnost hmotnostních úbytků nasátím maziva do pórů po nedokonalém vysušení vzorků po otěrové zkoušce. Oba druhy jamek by tak vykazovaly stejný objemový úbytek, který byl zjištěn ze skenování výpočetní tomografií. U vyhodnocení hmotnostního úbytku 3D tištěný materiál kompenzoval hmotnost nasátím těžšího maziva, a proto se konvenční PEEK otřel z hlediska objemového úbytku stejně.

Dalším možným vysvětlením je pokles pevnosti 3D tištěného PEEKového materiálu. Ten po naskenování výpočetní tomografií prokázal svoji porozitu v řádech jednotek procent. Studie *H. Spece, et al. z roku 2020* [31] a *F.B. Torstrick, et al. z roku 2016* [32] prokázaly, že s rostoucí porozitou tištěného PEEKu klesá pevnost materiálu. To lze pozorovat i v grafu č. 9, který je získán ze studie *S. B. VanGordon et al. z roku 2012* [33]. Tento fakt by potvrdil poddajnější chování 3D tištěných jamek, které by mohly lépe odolávat silovému působení během otěrové zkoušky.



Graf 9 Sloupcový graf ukazující mez pevnosti v tahu porézního PEEKu vs. normálního PEEKu.

Očekávat lze i lepší absorpci maziva do pórů v materiálu, a tím i lepší lubrikaci při zatížení během otěrové zkoušky. Poréznější materiál by se díky struktuře mohl lépe přiblížit vlastnostem hyalinní

chrupavky, která tlumí rázy a díky své porozitě dokáže právě nasátím/ difuzí synoviální tekutiny do pórů zásobovat strukturu živinami a lépe mazat kloub.

Na simulátoru KKK ELO 2011, který byl vyvinut přímo na fakultě strojní, ČVUT v Praze je možné simulovat otěr na 4 stolech zároveň (tedy 4 vzorky najednou) jak u kolenních, tak u menších kloubních náhrad (např. palec u nohy, či ruky). Možnou nevýhodou tohoto přístroje je právě stavba stroje na fakultě. Stroj tedy není možné jinde zakoupit či servisovat. To se ukázalo jako přítěž i při samotném experimentu, kdy po navržení všech sil začal ventil nedostatečně přitlačovat vzorek k hlavici. Píst, jenž vyvozuje přitlačnou sílu, vykazoval po přiložení siloměru sílu přitlaku několika násobně nižší než simulátor a PID regulátor. Touto silou byl zatěžován první vzorek z 3D tištěného PEEKu, a po zjištění těchto nedostatků nebylo možné považovat vzorek 1 za validní. Řešením bylo experiment přesunout na druhý stůl testovacího zařízení, kde byly všechny síly znovu proměřeny. Zde píst i ostatní motory vykazovaly bezproblémový chod.

Možné odchylky nebo nepřesnosti v porovnání s dříve testovanými vzorky na stejném zařízení mohl způsobit například postup skenování, a poté i průběh vyhodnocení objemového úbytku. Po otěrovém experimentu bylo zvykem skenovat vzorky na přístroji RedLux, který optickou sondou naskenuje mrak bodů. Tento mrak bodů ve formátu *ascii* je vyhodnocen v programu GOM Inspect, kde jsou zjištěny lineární úbytky od nabitované sféry. Pro výpočet objemu vydřené části je využita homogenizace sítě programem napsaným v softwaru MATLAB. Vzniklá čtvercová síť tvoří plochu, která je násobena zjištěnými lineárními úbytky pro jednotlivé body na síti. Takto jsou pronásobeny všechny čtverce s příslušnými úbytky a společně sečteny. Tento užívaný postup nemohl být aplikován v diplomové práci, jelikož se přístroj RedLux porouchal.

V běžné praxi se nejčastěji jakožto polymerní vložka velkých kloubních náhrad využívá materiál UHMWPE. Tento materiál je snaha nahradit materiálem, který bude vykazovat lepší otěrové vlastnosti, navíc by mohl být dezinfikován ozářením, a ještě by případně uvolněné částice nemusely nabývat velikostí, které by měly za následek *stress shielding*. PEEK je ideálním náhradníkem i ze závěrů studie *C.L. Brockett, et al. z roku 2017 [34]*, která je rozebrána níže v diskuzi. Bohužel nebyl objeven žádný článek nebo studie, se kterou by bylo možné porovnat výsledky čistého 3D tištěného PEEKu z této diplomové práce. Výsledky jiných studií většinou ukazují otěrové vlastnosti konvenčně vyrobených PEEKů nebo 3D tištěných kompozitních materiálů, kdy matrice byla PEEKová a vlákna karbonová. Porovnání těchto výsledků by nebylo validní.

Možné je ale srovnat výsledky konvenčního PEEKu a UHMWPE. Tím budou výsledky z diplomové práce zasazeny do širokého kontextu biotribologických zkoušek a poznatků. Za tímto účelem byly vyhledány následující studie, které jsou shrnuty v tabulce č. 15.

Tabulka 15 Přehled studií a výsledků otěrových zkoušek materiálů PEEK (konvenčně vyrobený) a UHMWPE

Autoři	Rok	Typ testu	Objemový úbytek [mm ³]		Protikus
			Konvenční PEEK	UHMWPE	
Yong-Gon Koh et al. [35]	2019	FE model kolenního kloubu	300,9/mil cyklů	124/mil cyklů	CoCrMo
C.L. Brockett et al. [36]	2017	kolenní simulátor	252/mil cyklů	3,4/mil cyklů	CoCrMo
A.Escudeiro et al. [37]	2015	pin on disc	1,68/300 tis. cyklů	2,48/300 tis. cyklů	CoCrMo + povlak DLC
			17/ 300 tis. cyklů	2/300 tis. cyklů	Ti ₆ Al ₄ V
A.Wang et al. [38]	1998	kyčelní simulátor	139,8/mil cyklů	57,9/ mil cyklů	Alumina

Nejhodnějšími výsledky byly v průřezu studii hodnoty objemového úbytku, které byly otestovány miliony cyklů. Studie *Yong-Gon Koh et al.* z roku 2019 [35], která matematickým modelem a FE (finite element) simulací popsala a ozkoušela kolenní kloubní náhradu z PEEKového a UHMWPE materiálu. Oba materiály se třely proti CoCrMo hlavici za víceméně totožných podmínek s experimentem provedeným v diplomové práci. Přítlačná síla *F* byla zadána na hodnotu 200 N, byly nastaveny FE a IE rotace a translační pohyb AP. Každý cyklus proběhl ve frekvenci 1 Hz. Výsledky poté ukázaly, že UHMWPE ztratil po zkoušce o 59 % méně objemu než konvenčně vyrobený PEEK.

Studie *C.L. Brockett et al.* z roku 2017 [35] zkoumající otěrové vlastnosti na kolenním simulátoru ukazuje též na lepší tedy menší objemový úbytek na materiálu UHMWPE a to konkrétně 3,4 mm³ na milion cyklů, kdežto konvenční PEEK otřel 124 mm³ na stejný počet cyklů svého objemu. O podmínkách této studie bylo zjištěno pouze to, že se vzorky otíraly s frekvencí 1 Hz a byly při experimentu lubrikovány mazivem z bovinního séra.

Další studie *A. Escudeiro et al.* z roku 2015 [37], která zjišťovala otěrové vlastnosti PEEKu a UHMWPE otěrovou zkouškou *pin on disc*. Kdy byly jednotlivé polymery otestovány proti CoCrMo disku s povrchovou úpravou DLC, proti disku z Ti₆Al₄V, ale také proti dalším několika povrchům.

Z grafu s výsledky zkoušek byly odečteny výsledky pro otěr s CoCrMo s DLC povlakem mnohem lepší pro konvenční PEEK než pro UHMWPE o 32 %. Ale nutno podotknout, že tyto výsledky se vymykaly standardnímu trendu v otěru proti ostatním povrchům, kde už se materiál UHMWPE ukazoval jako odolnější oproti PEEKu. Tento trend potvrzují výsledky ze zkoušky poté, co se polymery třely proti povrchu Ti₆Al₄V. V tomto případě na objemu ubyl UHMWPE o 2 mm³ a PEEK o 17 mm³ po 300 000 cyklech, přitlačné síle 450 N, ve frekvenci 1 Hz na cyklus, na teplotě 37°C a to vše při lubrikaci.

V tabulce č. 15 se objevují výsledky ze studie A. Wang *et al.* z roku 1998 [38], které byly vyvozeny ze zkoušky na kyčelním simulátoru, a potvrzuje též nižší objemový úbytek pro UHMWPE a to o 59 % oproti PEEKu.

Výsledky z těchto studií slouží nejen k zasazení problematiky do kontextu, ale také pro posouzení samotných výsledků objemového úbytku v této diplomové práci. Studie popisující problematiku otěru nejčastěji za milion cyklů, v případě podmínek této práce se jednalo o čtvrtinu z milionu cyklů. Objemové úbytky v diplomové práci vyšly v jednotkách mm³ na 250 000 cyklů, kdybychom předpokládali lineární nárůst otěru během zkoušky, výsledky objemového úbytku z předchozích studií vycházely v některých případech do 20 mm³ na 250 000 cyklů, konkrétně u studií A. Escudeiro *et al.* z roku 2015 [37]. U ostatních studií vyšly otěry za 250 000 cyklů vyšší jak 20 mm³. Vysvětlením těchto rozdílů napovídá fakt, že zkoušky nebyly totožné, vzorky byly testovány za rozdílných podmínek (velikost vzorků, průběh zatěžovacího cyklu, nastavené síly, počet cyklů, mazivo, teplota...) V některých případech se jednalo o testy na konkrétních kloubních náhradách oproti simulaci navržené v této práci, kde byla snaha nasimulovat obecný pohyb v kloubu.

Tato studie přispěla k poznatkům o otěrových vlastnostech čistého 3D tištěného PEEKového materiálu, které dosud nebyly publikovány.

7 ZÁVĚR

Uvolnění kloubní náhrady vznikající na základě vydření polymerních částic z kloubní jamky do lidské tkáně představuje závažnou a bolestivou komplikaci pro pacienta. Reoperace jsou mnohokrát finančně náročnější než samotná prvotní výměna nemocného kloubu za kloubní náhradu. Právě proto je snahou eliminovat uvolňující se částice do organismu, a tím zabránit aseptickému zánětu.

Jedním z posledních trendů výzkumu je nahradit dosud používaný materiál UHMWPE. Adeptem na náhradu je PEEK, který je již využíván nejčastěji na výrobu páteřních a malých kloubních implantátů. Dalším trendem jsou tištěné kloubní náhrady pomocí aditivních technologií pro dosažení individuálních velikostí a tvarů implantátů. Těmito aspekty byla motivována diplomová práce, a navržen otěrový experiment na simulátoru.

Po otěrovém experimentu na simulátoru KKK ELO 2011 byly vyhodnoceny úbytky na testovaných materiálech. 3D tištěný PEEK oproti konvenčnímu PEEKu vykazoval lepší otěrové vlastnosti, jak ve vyhodnocení hmotnostního, tak objemového úbytku. V diskuzi byly zhodnoceny otěrové vlastnosti nejčastěji používaného UHMWPE a porovnány právě s PEEKem. Tato práce byla unikátní tím, že prozkoumala chování čistého 3D tištěného PEEKu.

Zjištěné vlastnosti podporují využití 3D tištěného PEEKu, a tím i šetření materiálu, času a individuální přístup ve výrobě implantátů. Přiklání se k využití technologie 3D tisku v biomechanice a v klinické praxi..

8 ZDROJE

- [1] Investigation of Wear Behavior of Biopolymers for Total Knee Replacements Through In Vitro Experimentation. *International Journal of Engineering* [online]. 2020, **33**(8) [cit. 2021-08-04]. ISSN 1728144X. Dostupné z: doi:10.5829/ije.2020.33.08b.14
- [2] FULÍN, P. *Porovnání kvality nejčastěji používaných nových UHMWPE artikulačních vložek náhrady kyčelního kloubu* [online]. 1. ortopedická klinika 1. LF UK a FN v Motole, 2020, (1), 9 [cit. 2021-08-04]. Dostupné z: file:///D:/Ivana/Biomechanika/Diplomová%20práce/Studie/kloubní%20náhrady.pdf
- [3] DAVIM, J. Paulo. *Biotribology*. 105. London: ISTE, 2010. ISBN 9781848212756.
- [4] JIN, Z.M., M. STONE, E. INGHAM a J. FISHER. (v) *Biotribology. Current Orthopaedics*. 2006, **20**(1), 32-40. ISSN 02680890. Dostupné z: doi:10.1016/j.cuor.2005.09.005
- [5] LACO, Jan. *Zánět*. Fakultní nemocnice Hradec Králové. Odborná prezentace.
- [6] DOWSON a WRIGHT. *An introduction to the bio-mechanics of joints and joint replacement*. X 1981. London: Mechanical Engineering Publications, 1981. ISBN 0852983840.
- [7] *Přehled současných metod a zařízení pro měření koeficientu tření v mazném kontaktu třecích povrchů*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Daniel Koutný, Ph. D.
- [8] *Simulator KKK ELO 2011* [online prezentace]. In: . Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2011, s. 10 [cit. 2020-12-14]. Dostupné z: <http://www.biomechanika.cz/departments/25>
- [9] POKORNÝ, David. *Polyetheretherketon (PEEK) – I. část: Perspektivní materiál pro ortopedickou a traumatologickou praxi* [online]. Praha, 2010 [cit. 2021-05-10]. Dostupné z: [https://www.semanticscholar.org/paper/Polyetheretherketon-\(PEEK\)-I.-část%3A-Perspektivní-a-Horák-Pokorný/99fc103c5c7b15604de84be510d5315a46fc509a](https://www.semanticscholar.org/paper/Polyetheretherketon-(PEEK)-I.-část%3A-Perspektivní-a-Horák-Pokorný/99fc103c5c7b15604de84be510d5315a46fc509a). Souborný referát. Univerzita Karlova.

- [10] HALEEM, Abid a Mohd JAVAID. Polyether ether ketone (PEEK) and its 3D printed implants applications in medical field: An overview. *Clinical Epidemiology and Global Health*. 2019, **7**(4), 571-577. ISSN 22133984. Dostupné z: doi:10.1016/j.cegh.2019.01.003
- [11] KURTZ, Steven M. *PEEK biomaterials handbook*. Waltham, MA: William Andrew, 2012. PDL handbook series. ISBN 14-377-4463-X.
- [12] SOVA, Miloš a Josef KREBS. *Termoplasty v praxi*. Vyd. 2. Praha: Verlag Dashöfer, 1999-2001. ISBN 80-862-2915-7.
- [13] All you need to know about PEEK for 3D printing. *3dnatives* [online]. 2020 [cit. 2020-11-27]. Dostupné z: <https://www.3dnatives.com/en/peek-3d-printing-060420204/#!>
- [14] WANG, Jian-ping, Dong GUO, Shi-hua WANG, Yong-qiang YANG a Guoan LI. Structural stability of a polyetheretherketone femoral component—A 3D finite element simulation. *Clinical Biomechanics*. 2019, **70**, 153-157. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.09.001
- [15] Mechanické vlastnosti kostní tkáně. *Fakulta tělesné výchovy a sportu UK*. 2018, **2018**(1), 2.
- [16] JOYCE, TL, D MONK a SC SCHOLES. *A multi-directional wear screening device and preliminary results of UHMWPE articulating against stainless steel*. Centre for Biomedical Engineering, University of Durham, 2000, , 10. Dostupné z: doi:PMID: 11202152
- [17] LANDON, I, P VAVŘÍK, D JAHODA a D POKORNÝ. *Dlouhodobé zkušenosti s kombinovaným hydroxyapatitovým povrchem ARBOND v osteointegraci implantátu*. I. ortopedická klinika 1.LF UK, FN Motol, Praha, 2009, **1**, 7.
- [18] POKORNÝ, David. *Polyetheretherketon (PEEK) – poznatky o jeho využití v klinické praxi*. Ortopedická klinika 1.LF UK, FN Motol, 2016. Souborný referát. Univerzita Karlova.
- [19] *Medical Device & Implants* [online]. In: . 2020, s. 1 [cit. 2020-11-26]. Dostupné z: <https://www.mdi-llc.net/implants/>
- [20] POLINENI, VK, A WANG, A ESSNER, R LIN, A CHOPRA, C STARK a JH DUMBLETON. Characterization of Carbon Fiber-Reinforced Peek Composite for Use as a Bearing Material in Total Hip Replacements. *Alternative Bearing Surfaces in Total Joint Replacement* [online]. 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959: ASTM

- International, 1998, , 266-266-8 [cit. 2021-06-28]. ISBN 978-0-8031-2490-5. Dostupné z: doi:10.1520/STP12844S
- [21] WANG, A, R LIN, C STARK a J.H DUMBLETON. Suitability and limitations of carbon fiber reinforced PEEK composites as bearing surfaces for total joint replacements. *Wear* [online]. 1999, **225-229**, 724-727 [cit. 2021-06-28]. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(99)00026-5
- [22] ZAMAN, Hainol Akbar, Safian SHARIF, Dong-Won KIM, Mohd Hasbullah IDRIS, Mohd Azlan SUHAIMI a Z. TUMURKHUYAG. Machinability of Cobalt-based and Cobalt Chromium Molybdenum Alloys - A Review. *Procedia Manufacturing*. 2017, **11**, 563-570. ISSN 23519789. Dostupné z: doi:10.1016/j.promfg.2017.07.150
- [23] Hlavice CEP/TEP kyčelního kloubu. In: *Beznoska s.r.o.* [online]. Kladno, 2017 [cit. 2020-12-03]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/hlavice-pro-ceptep-kycelniho-kloubu/>
- [24] Materials. *Implantcast* [online]. Buxtehude, 2020 [cit. 2020-12-03]. Dostupné z: <https://www.implantcast.de/en/company/technology/materials/>
- [25] JOCKUSCH, Julia a Mutlu ÖZCAN. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental Materials Journal*. 2020, **39(3)**, 345-354. ISSN 0287-4547. Dostupné z: doi:10.4012/dmj.2019-123
- [26] SINGH, Sunpreet, Chander PRAKASH a Seeram RAMAKRISHNA. 3D printing of polyether-ether-ketone for biomedical applications. *European Polymer Journal*. 2019, **114**, 234-248. ISSN 00143057. Dostupné z: doi:10.1016/j.eurpolymj.2019.02.035
- [27] Selective Laser Sintering. *Custompart Net* [online]. 2020 [cit. 2020-11-30]. Dostupné z: <https://www.custompartnet.com/wu/selective-laser-sintering>
- [28] TAN, K H, C K CHUA, K F LEONG, M W NAING a C M CHEAH. Fabrication and characterization of three-dimensional poly(ether-ether-ketone)/-hydroxyapatite biocomposite scaffolds using laser sintering. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2005, **219(3)**, 183-194. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1243/095441105X9345
- [29] KRONEK, Jakub. *New biotribological experiment for joints replacement materials*. ČVUT v Praze, fakulta strojní, 2016. Odborný článek. České vysoké učení technické v Praze.

- [30] BUREŠ, Lukáš. *Zkoušení přesnosti CMS využívající výpočetní tomografie*. ČVUT v Praze, fakulta strojní, 2020. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Ing. Libor Beránek, Ph.D.
- [31] SPECE, H., T. YU, A.W. LAW, M. MARCOLONGO a S.M. KURTZ. 3D printed porous PEEK created via fused filament fabrication for osteoconductive orthopaedic surfaces. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2020, **109** [cit. 2021-08-02]. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103850
- [32] TORSTRICK, Brennan F., Nathan T. EVANS, Hazel Y. STEVENS, Ken GALL a Robert E. GULDBERG. *Do Surface Porosity and Pore Size Influence Mechanical Properties and Cellular Response to PEEK?* [online]. 2016, **474**(11), 2373-2383 [cit. 2021-08-02]. ISSN 0009-921X. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-016-4833-0
- [33] LANDY, Bonnie C., Samuel B. VANGORDON, Peter S. MCFETRIDGE, Vassilios I. SIKAVITSAS a Marcus JARMAN-SMITH. *Mechanical and in Vitro Investigation of a Porous PEEK Foam for Medical Device Implants* [online]. 2013, **11**(1), 35-44 [cit. 2021-08-08]. ISSN 2280-8000. Dostupné z: doi:10.5301/JABFM.2012.9771
- [34] BROCKETT, Claire L., Silvia CARBONE, John FISHER a Louise M. JENNINGS. PEEK and CFR-PEEK as alternative bearing materials to UHMWPE in a fixed bearing total knee replacement: An experimental wear study. *Wear* [online]. 2017, **374-375**, 86-91 [cit. 2021-08-03]. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2016.12.010
- [35] KOH, Yong-Gon, Jin-Ah LEE a Kyoung-Tak KANG. Prediction of Wear on Tibial Inserts Made of UHMWPE, PEEK, and CFR-PEEK in Total Knee Arthroplasty Using Finite-Element Analysis. *Lubricants* [online]. 2019, **7**(4) [cit. 2021-08-04]. ISSN 2075-4442. Dostupné z: doi:10.3390/lubricants7040030
- [36] BROCKETT, Claire L., Silvia CARBONE, John FISHER a Louise M. JENNINGS. PEEK and CFR-PEEK as alternative bearing materials to UHMWPE in a fixed bearing total knee replacement: An experimental wear study. *Wear* [online]. 2017, **374-375**, 86-91 [cit. 2021-08-04]. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2016.12.010
- [37] ESCUDEIRO, A., M.A. WIMMER, T. POLCAR a A. CAVALEIRO. Tribological behavior of uncoated and DLC-coated CoCr and Ti-alloys in contact with UHMWPE and PEEK

- counterbodies. *Tribology International* [online]. 2015, **89**, 97-104 [cit. 2021-08-04]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/j.triboint.2015.02.002
- [38] WANG, A., R. LIN, V.K. POLINENI, A. ESSNER, C. STARK a J.H. DUMBLETON. Carbon fiber reinforced polyether ether ketone composite as a bearing surface for total hip replacement. *Tribology International* [online]. 1998, **31**(11), 661-667 [cit. 2021-08-04]. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/S0301-679X(98)00088-7

9 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

<i>Obrázek 1</i> Vektorový rozbor na základním hmotném tělese, které se tře po vodorovné podložce.....	10
<i>Obrázek 2</i> V první části obrázku se nachází Stribeckova křivka popisující módy mazání. Na svislé křivce je vyobrazen koeficient tření v závislosti na Sommerfeldovu číslu. Zároveň je schematicky pod křivkou znázorněna tloušťka lubrikační vrstvy v jednotlivých módech. V konkrétním případě z obrázku – kloubní hlavice a na ní přiléhající jamka. [3].....	11
<i>Obrázek 3</i> Chemický řetězec polyether ether ketonu [9].....	14
<i>Obrázek 4</i> Pyramida zobrazující kvalitu mechanických vlastností 3D tištěných polymerů různých druhů v závislosti na hojnosti produkce [13].....	16
<i>Obrázek 5</i> Kotva pro zavádění [8]	16
<i>Obrázek 6</i> variace implanátů pro stabilizaci páteře z 3D tištěného PEEK [19].....	16
<i>Obrázek 7</i> Prstní kloubní náhrada [18]	18
<i>Obrázek 8</i> Hlavice kyčelního kloubu vyrobené z CoCrMo [23]	19
<i>Obrázek 9</i> Patelární komponenta pro kolenní náhradu z CoCrMo [23]	19
<i>Obrázek 10</i> Schéma tiskárny, tisknoucí metodou Selective laser sintering [27]	21
<i>Obrázek 11</i> 3D model hlavice.....	23
<i>Obrázek 12</i> 3D model jamky	23
<i>Obrázek 13</i> Funkční plochy čtyř 3D vytištěných PEEKových jamek	24
<i>Obrázek 14</i> Zadní strany čtyř 3D vytištěných PEEKových jamek s označením.....	24
<i>Obrázek 15</i> Detailní fotografie jednoho ze 4 vzorků	24
<i>Obrázek 16</i> Schématické znázornění pohybů motorů	25
<i>Obrázek 17</i> Vyobrazení polohy hlavice v jamce v testovacím stroji a naznačení typů pohybů, které elementy vykonávají i s jejich pracovním označením. FE a IE rotační pohyby, AP translační a F přítlačná síla. [29].....	26
<i>Obrázek 18</i> Na fotografii je zachycena horní část testovacího zařízení, kam se upíná hlavice. Na této části byl nalepen terčik, na kterém byla měřena teplota termokamerou.	27
<i>Obrázek 19</i> Fotografie ukazuje stejnou část zařízení jako na předchozím obrázku č. 20. Snímek byl pořízen termokamerou. Termokamera zachytila v této části zařízení hodnotu teploty 36,7°C.	28
<i>Obrázek 20</i> Na fotografii z termokamery, která naměřila na spodní části experimentálního zařízení, kam se upíná jamka, hodnotu teploty 37°C.	28
<i>Obrázek 21</i> Elastické pouzdro udržující mazivo mezi vzorky během experimentu. Pouzdro je zasazeno kolem jamky, aby se hlavice mohla volně pohybovat.	28
<i>Obrázek 22</i> Pouzdro naplněné bovinním sérem těsně před spuštěním experimentu.	28
<i>Obrázek 23</i> Přípravky pro umíchání směsi maziva. Zleva – EDTA (odsypané před dózou), destilovaná voda, Penicilin, lahvička od bovinního séra.	29
<i>Obrázek 24</i> Výsledná směs maziva, které je na fotografii právě rozmícháváno, aby se přípravky co nejlépe spojily v jednu konzistentní tekutinu.	29

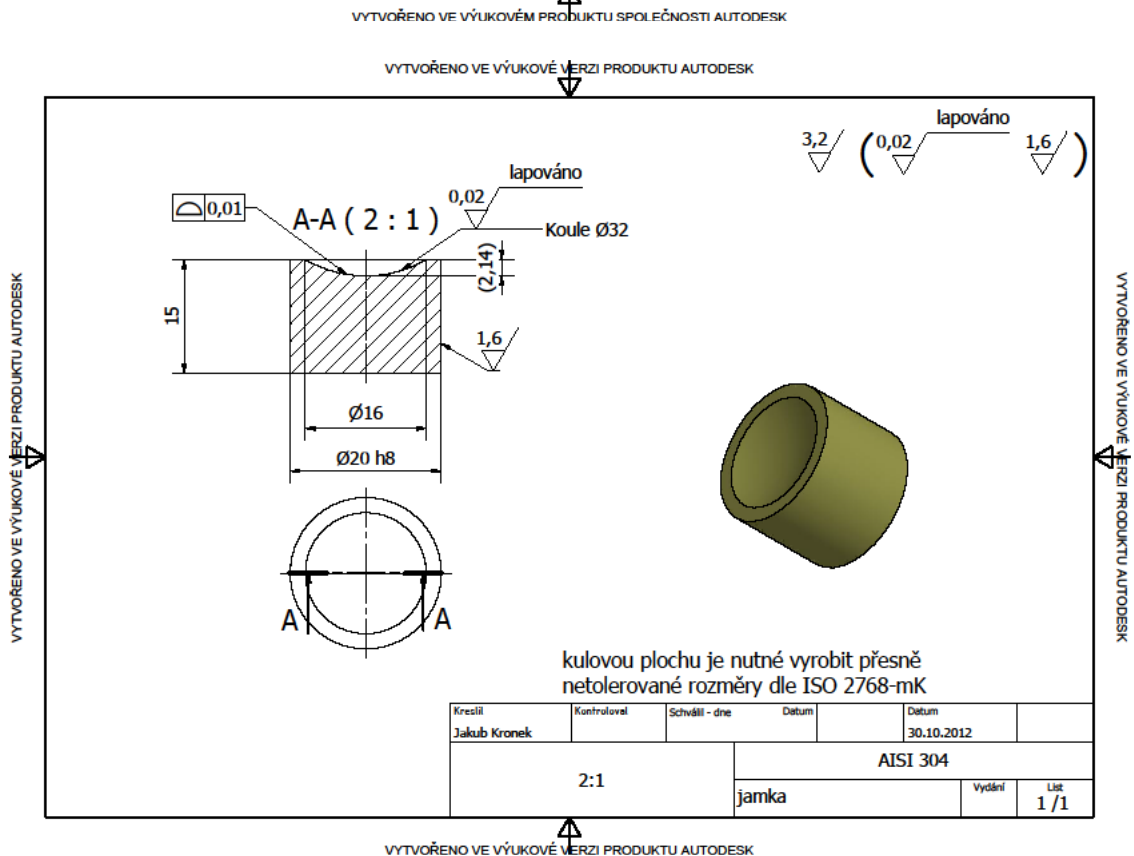
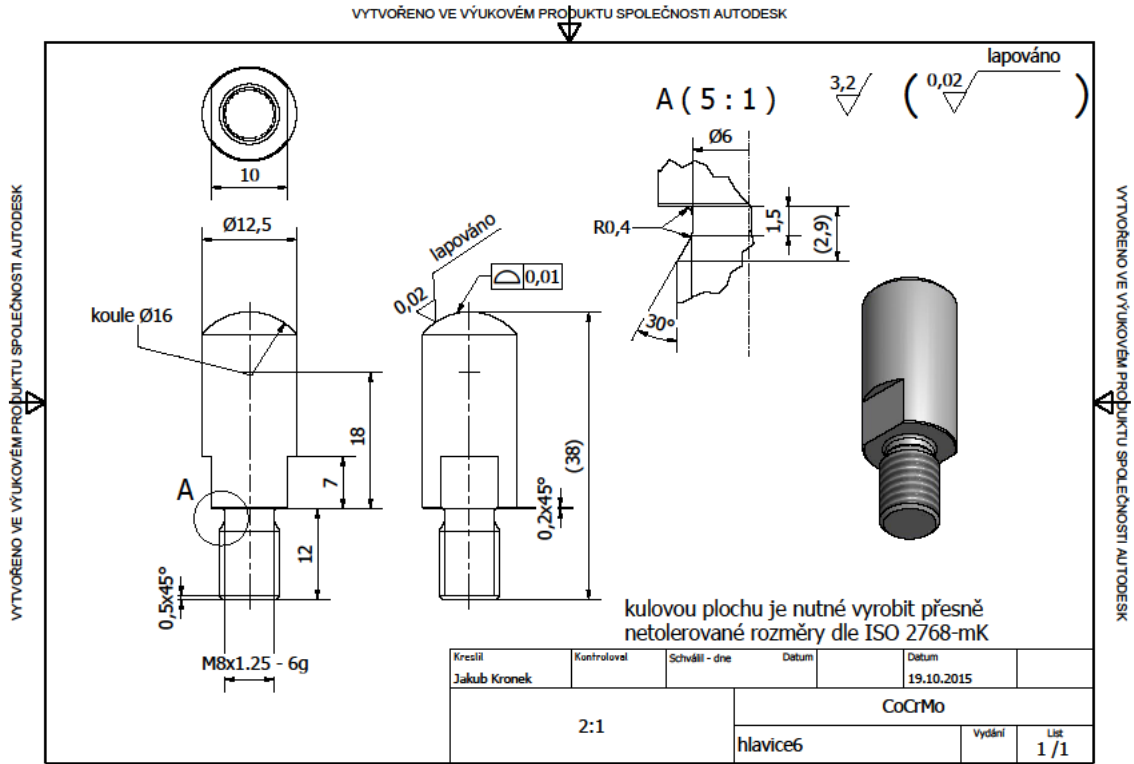
Obrázek 25 Digitální přesná váha OHAUS EP214c.....	30
Obrázek 26 Analogová váha Mettler H64.....	30
Obrázek 27 Křivka, jež je opisována teoretickým kontaktním bodem na hlavici po jamce. [29]	33
Obrázek 28 Schematické zobrazení křivky na jamce, která je vykreslována hlavici během experimentu.	33
Obrázek 29 Umístění úchylkoměru pod hlavici v referenční poloze, tedy v 0° flexe. Hrot úchylkoměru byl umístěn pod nejvyšším bodem hlavice.....	36
Obrázek 30 Úchylkoměr ve své poloze při rotaci motoru FE.....	36
Obrázek 31 Rukou načrtnutý 2D model, na základě kterého byly sestaveny rovnice pro cílovou funkci potřebnou pro optimalizaci polohy.....	36
Obrázek 32 Pohled shora na umístění všech vzorků uvnitř tomografu.....	38
Obrázek 33 Fotografie monitoru vyobrazující pohled kamery, která se nachází uvnitř tomografu. Na fotografii jsou vidět i jednotlivé komponenty uvnitř zařízení - zleva: rentgenka (zdroj rentgenového záření), otočný stůl se vzorky, detektor – černý čtvercový terč (zachycuje rentgenové záření).	39
Obrázek 34 Snímek obrazovky z vyhodnocovacího výpočetního systému. Vlevo nahoře pohled shora do roviny xy, vpravo nahoře boční pohled do roviny yz, vlevo dole boční pohled do roviny xz a vpravo dole celkový 3D pohled na vzorky.	39
Obrázek 35 Pohled z výpočetního systému na rovinu xy, kde lze pozorovat póry v materiálu jako černé tečky na světlejším podkladu resp. materiálu.	40
Obrázek 36 Snímek z výpočetního systému, který zobrazuje výsledné vykreslení jednotlivých pórů v 3D tištěném PEEKovém vzorku. Snímek je opět rozdělen do jednotlivých řezů rovinami xy (vlevo nahoře), yz (vpravo nahoře), xz (vlevo dole) a celkový pohled (vpravo dole)	41
Obrázek 37 Snímek z výpočetního systému, který zobrazuje rozmístění pórů v celém tělese ve 3D zobrazení (vpravo dole) a graf popisující distribuci pórů v objemu vzorku na základě jejich velikosti a množství.....	41
Obrázek 38 Snímek z prostředí Siemens NX a využití funkce "Fit Surface" pro nafitování sféry na jamku jakožto referenční plochy pro odměření lineárních úbytků po otěrovém experimentu.	42
Obrázek 39 Snímek z prostředí Siemens NX a využití funkce "Fit Freeform", která sloužila pro ohraničení vydřeného místa po otěrovém experimentu.	43
Obrázek 40 Snímek z prostředí Siemens NX, kde jsou vykresleny lineární úbytky od referenční sféry. Histogram popisuje jednotlivé úbytky a na vrcholu je označena modře maximální hodnota, která byla brána jako výsledek měření.	43
Obrázek 41 Fotografie jamky z 3D tištěného PEEKu po otěrovém experimentu. Lesklá část uprostřed jamky je vydřenou oblastí.	44
Obrázek 42 Fotografie jamky z konvenčně vyrobeného PEEKu po otěrovém experimentu. Lesklá část uprostřed jamky je vydřenou oblastí.....	44

10 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

<i>Tabulka 1 Příklady běžných aplikací s intervalem drsnosti povrchu Ra [6]</i>	<i>10</i>
<i>Tabulka 2 Nejčastější aplikace povrchů v artikulujících oblastech implantátů v lidském těle za použití bovinního séra [4]</i>	<i>12</i>
<i>Tabulka 3 Hodnoty základních mechanických vlastností ze zkoušek materiálu PEEK při 23°C</i>	<i>14</i>
<i>Tabulka 4 Srovnání pevnosti v tahu a modulu pružnosti v tahu napříč materiály využívanými v klinické praxi [13] [14] [15]</i>	<i>15</i>
<i>Tabulka 5 Chemické složení slitiny CoCrMo (dle ISO 5832-12) [24]</i>	<i>19</i>
<i>Tabulka 6 Nastavení parametrů simulátoru - typy pohybů a jejich rozsah [8]</i>	<i>26</i>
<i>Tabulka 7 Parametry lineárního motoru AP [8]</i>	<i>27</i>
<i>Tabulka 8 Parametry rotačních motorů FE a IE [8]</i>	<i>27</i>
<i>Tabulka 9 Parametry hydraulického pohonu [8].....</i>	<i>27</i>
<i>Tabulka 10 Tabulka udává množství jednotlivých přípravků v umíchané směsi použité jako mazivo v experimentu.</i>	<i>29</i>
<i>Tabulka 11 Výsledky vyhodnocení hmotnostního úbytku.</i>	<i>45</i>
<i>Tabulka 12 Hodnoty z jednotlivých měření při zjišťování maximálních lineárních a objemových úbytků..</i>	<i>46</i>
<i>Tabulka 13 Výsledky vyhodnocení průměrných maximálních lineárních úbytků a průměrných objemových úbytků.</i>	<i>46</i>
<i>Tabulka 14 Výsledky hodnocení pórovitosti vzorků.</i>	<i>48</i>
<i>Tabulka 15 Přehled studií a výsledků otěrových zkoušek materiálů PEEK (konvenčně vyrobený) a UHMWPE</i>	<i>52</i>

11 PŘÍLOHA 1

Výkres hlavice a jamky použitých v experimentu.



12 PŘÍLOHA 2

Výkres volné upínky a pevné upínky použité pro upnutí vzorků v simulátoru KKK ELO 2011.

