



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

VYUŽITÍ RAPID PROTOTYPINGU PRO VÝROBU TŘECÍCH TĚLES

FRICION COMPONENTS PRODUCED BY RAPID PROTOTYPING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

TOMÁŠ PEČENKA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MILAN OMASTA, Ph.D.

BRNO 2015

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Tomáš Pečenka

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Základy strojního inženýrství (2341R006)**

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

Využití rapid prototypingu pro výrobu třecích těles

v anglickém jazyce:

Friction components produced by rapid prototyping

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je vypracovat pojednání o využitelnosti metod rapid prototypingu (pomocí aditivních technologií) pro výrobu třecích těles. Práce bude obsahovat přehled aditivních technologií, popis charakteristiky povrchů a oblastí možného využití.

Cíle bakalářské práce:

Bakalářská práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Analýza problému a cíl práce
3. Přehled současného stavu poznání
4. Diskuze
5. Závěr
6. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva

Typ práce: rešeršní; Účel práce: vzdělávání

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 - 20 stran textu bez obrázků).

Zásady pro vypracování práce:

http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2015.pdf

Šablona práce: http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip

Seznam odborné literatury:

SHIGLEY, J. E., Ch. R., BUDYNAS, R. G. Konstruování strojních součástí. Překlad 7. Vydání, VUTIUM, Brno 2010, 1186s.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Milan Omasta, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 21.11.2014

L.S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.
Ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Cílem této bakalářské práce je podat přehled o využitelnosti aditivních technologií pro výrobu třecích těles. První část je věnována souhrnu aditivních metod a používaných druhů materiálů. V druhé části práce se nachází aplikace této technologie pro výrobu těles plnících tribologickou funkci. Poslední část se věnuje výzkumu v oblasti tribologie součástí vyrobených aditivní technologií.

KLÍČOVÁ SLOVA

Aditivní technologie, rapid manufacturing, rapid prototyping, tribologie, tření, opotřebení, třecí tělesa, procesní parametry, porozita, ozubená kola, implantáty

ABSTRACT

The main aim of this bachelor thesis is to make an overview of use of additive technology for production of friction components. The first part is concerned on review of additive methods and type of materials. In the second section are situated applications of this technology for fabrication of friction components. The main goal of last part is research in area of tribology of parts manufactured by additive technology.

KEYWORDS

Additive technology, rapid manufacturing, rapid prototyping, tribology, friction, wear, friction components, process parameters, porosity, gearwheel, implants

BIBLIOGRAFICKÉ CITACE

PEČENKA, T. Využití rapid prototypingu pro výrobu třecích těles. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 51 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Milan Omasta, Ph.D.

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Milanu Omastovi, Ph.D. za odborné vedení mé bakalářské práce, cenné připomínky, rady a trpělivost. Dále bych chtěl poděkovat mé rodině za podporu při studiu na vysoké škole.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma *Využití rapid prototypingu pro výrobu třecích těles* vypracoval samostatně pod vedením Ing. Milana Omasty, Ph.D. a uvedl v seznamu literatury všechny použité literární a odborné zdroje

V Brně dne 22. Května 2015

.....
Tomáš Pečenka

OBSAH

1 ÚVOD	12
2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	13
3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
3.1 Přehled výrobních metod RP/RM	14
3.1.1 Metody založené na kapalně bázi	14
3.1.2 Metody založené na práškové bázi	15
3.1.3 Metody založené na pevně bázi	17
3.2 Materiály	18
3.2.1 Polymery	18
3.2.2 Kovové práškové materiály	19
3.2.3 Keramické materiály	20
3.2.4 Kompozitní materiály	20
3.3 Využití RP/RM pro výrobu třecích těles	21
3.3.1 Medicína	21
3.3.2 Strojní průmysl	24
3.4 Výzkum v oblasti tribologie dílů vyrobených RP/RM	28
3.4.1 Vliv procesních parametrů	28
3.4.2 Vliv polohy součásti při výrobním procesu AM na vlastnosti součásti	30
3.4.3 Odolnost materiálů vyrobených AM vůči opotřebení	30
3.4.4 Vliv tepelného zpracování na tvrdost a opotřebení	38
3.4.5 Porozita materiálu	40
4 DISKUZE	42
5 ZÁVĚR	43
6 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	44
7 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	49
8 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	50
9 SEZNAM TABULEK	51

1 ÚVOD

Rapid manufacturing (RM) nebo také additive manufacturing (AM) je poměrně nová technologie, jejíž počátky sahají do 90. let minulého století. Technologie byla nejdříve využívána k rychlé výrobě plastových prototypů – Rapid prototyping (RP), což vedlo k zefektivnění navrhování a následné výrobě součástí. Poté technologie začala sloužit i k výrobě plně funkčních dílů. Princip metody spočívá ve vytvoření 3D objektu pomocí CAD modelu, který je rozdělen na jednotlivé vrstvy. Součást tak nevzniká obráběním, ale postupným nanášením materiálu, mající za následek jeho úsporu. Díky této technologii je možné vyrábět součásti složitých tvarů, které by klasickými metodami nemohly vzniknout nebo by muselo být použito složitých a tím tedy drahých nástrojů [1].

Aditivní technologie má obrovský potenciál a je předurčena k tomu, abychom s její pomocí vyráběli tvarově složité součásti. Lze vytvářet prototypy, nástroje, vzorové modely pro výrobu odlitků ve slévárenství nebo plně funkční díly [1]. Velkého pokroku se dosáhlo možností tisku kovových komponent.

2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

Aditivní výroba je dynamicky se rozvíjející technologie, která v oblasti výroby třecích těles stále čeká na své plné uplatnění. Hlavní odvětví využívající AM pro výrobu součástí plnicích tribologickou funkci jsou zdravotní a strojní průmysl. Ve zdravotnictví se jedná o výrobu individualizovaných umělých náhrad, strojní průmysl používá AM především pro zhotovení a testování ozubených kol.

Tělesa použitá v třecích aplikacích musí splňovat určité nároky na vlastnosti vyplývající z jejich funkce. Mezi tyto vlastnosti patří například odolnost materiálu vůči opotřebení, pórovitost nebo drsnost povrchu a s tím spojený koeficient tření. Vznik úlomků materiálu je nežádoucí a mohl by vést k poškození součásti vedoucí ke ztrátě funkce nebo v případě umělých náhrad dokonce k ohrožení zdraví člověka. Proto dochází k neustálému vývoji odolnosti kovových práškových materiálů vůči opotřebení [2].

Cílem práce je vypracovat pojednání o využitelnosti aditivních technologií pro výrobu těles plnicích tribologickou funkci. Práce obsahuje přehled aditivních metod, používané materiály, oblasti možného využití a popis tribologických jevů a jejich dopadů.

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

3.1 Přehled výrobních metod RP/RM

Aditivní technologie nabízí více než 40 metod výroby, které nachází své uplatnění v celé řadě odvětví lidské činnosti [3]. Principem všech metod AM je tvorba součástí z 3D modelu, který je ve speciálním softwaru rozdělen na vrstvy. Použitá technologie pak z tohoto upraveného modelu součást vyrábí postupným vrstvením materiálu.

Metody můžeme rozdělit podle typu zpracovávaného materiálu do 3 hlavních skupin – metody založené na kapalně, práškové nebo pevné bázi [3]. Představu o využití AM v jednotlivých oblastech dává obr. 1. Prakticky ve všech uvedených sektorech kromě architektury se můžeme setkat s potenciálním využitím metod AM pro výrobu třecích těles.



Obr. 1 Přehled využití AM v různých odvětvích (převzato a upraveno z [4]).

3.1.1 Metody založené na kapalně bázi

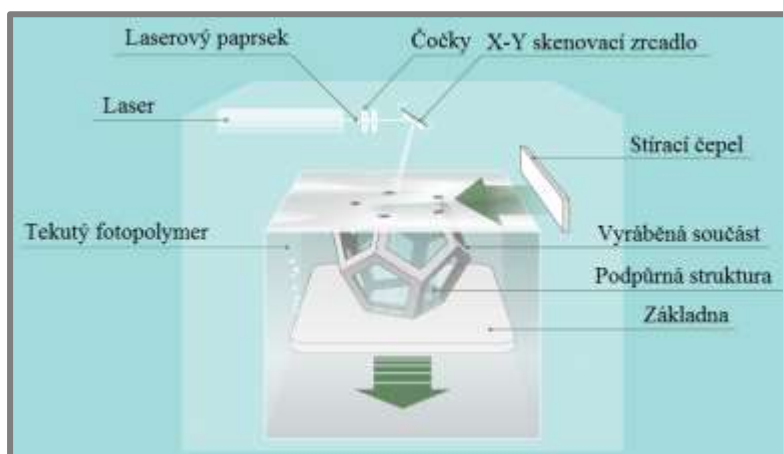
Technologie založené na kapalně bázi obvykle využívají k výrobě součástí fotopolymery, které jsou za působení světla vytvrzovány a vznikají tak jednotlivé vrstvy součástí. První komerčně dostupnou a zároveň nejběžnější metodou založenou na kapalně bázi je Stereolitografie (SLA). Nevýhodou světlem vytvrzitelných fotopolymerů jsou horší mechanické vlastnosti, které se mohou postupem času ještě zhoršit [5].

Mezi další metody využívající materiál v kapalně fázi patří: Solid Ground Cutting (SGC), Photopolymer Jetting (PJ), Ink Jet Printing [5].

Stereolitografie (SLA)

Stereolitografie slouží k výrobě dílů z fotopolymeru. Jedná se o velmi přesnou metodu, jejíž přesnost se pohybuje v rozmezí 0,05–0,2 mm na 100 mm délky. Výrobní proces probíhá tak, že v pracovní komoře s epoxidovou pryskyřicí je

základna pohybující se ve svislém směru (viz obr. 2), která se po vytvrzení první vrstvy fotopolymeru o určité tloušťce ponoří o definovanou tloušťku do pryskyřice. Vrstva se vždy po vytvrzení zarovná stírací čepelí na žádanou tloušťku. Celý proces se opakuje až do vzniku kompletní geometrie produktu. Výhodou této metody je možnost produkce objemnějších modelů, zmíněná přesnost a široký výběr materiálů. Za nevýhodu můžeme považovat nutnou úpravu povrchu dílu a sušení [6].



Obr. 2 Metoda SLA (převzato a upraveno z [7]).

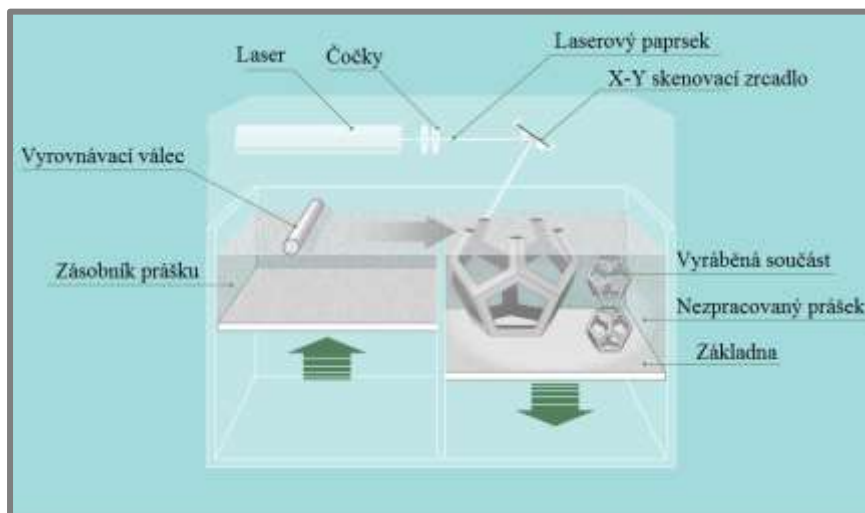
3.1.2 Metody založené na práškové bázi

Tyto metody jsou založené na postupném spékání nebo tavení práškového materiálu v místech předdefinované geometrie. Zpracovávat lze veškeré materiály, ze kterých je možné udělat prášek, což zahrnuje polymery, kovy nebo keramiku. Součásti vyrobené těmito metodami dosahují lepších mechanických vlastností než světlem vytvrditelné polymery [5].

Mezi metody pracující s práškovým materiálem řadíme například [5], [7], [8]: Selective Laser Sintering (SLS), Selective Laser Melting (SLM), Electron Beam Melting (EBM), Laser Engineered Net Shaping (LENS) Direct Metal Laser Sintering (DMLS) nebo Three Dimensional Printing (3DP).

Selective Laser Sintering (SLS)

Selective Laser Sintering je metoda, při které je součást vyráběna laserovým spékáním prášku v ochranné atmosféře inertního plynu, který brání oxidaci. Ze zásobníku prášku je do pracovní komory nanášena vrstva materiálu o určité tloušťce, která je laserovým paprskem zahřáta těsně pod bod tavení čímž dojde k spečení. Nespečený materiál v bezprostředním okolí zpracovaného materiálu slouží jako podpora vznikající geometrie součásti. Základna je po spečení posunuta o tloušťku jedné vrstvy a následuje nanášení další vrstvy prášku válcem (viz obr. 3). Po zchlazení se vyrobený produkt oddělí od základny a provedou se dokončovací operace nutné k dosažení požadovaných vlastností. Touto metodou je možno zpracovat plast, pryž, kov, keramiku nebo speciální písky [6].



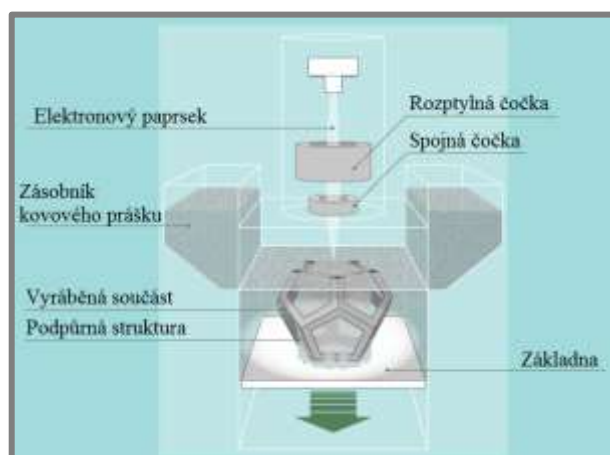
Obr. 3 Metoda SLS (převzato a upraveno z [7]).

Selective Laser Melting (SLM)

Metoda SLM je prakticky totožná s technologií SLS s tím rozdílem, že dochází k úplnému natavení materiálu. Při výrobě složitějších struktur s převisy je nutné použití podpurných struktur, které kromě opory slouží i k odvodu tepla z vyráběného dílu. Součásti vyrobené touto technologií mohou dosahovat vysoké hustoty materiálu a dobrých mechanických vlastností [7].

Electron Beam Melting (EBM)

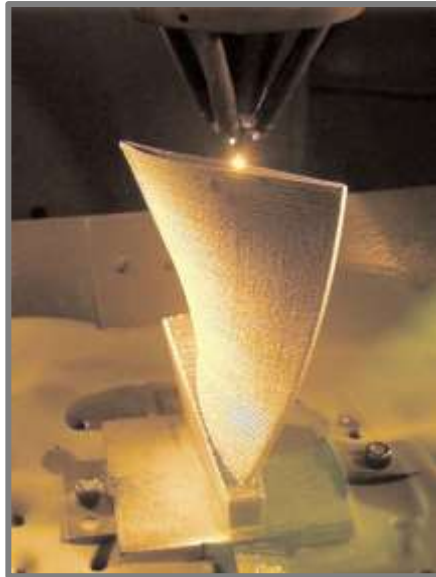
Technologie Electron Beam Melting je založena na stejném principu jako SLM nebo SLS, ale namísto laseru je prášek natavován elektronovým paprskem (viz obr. 4). Vyráběná součást je stejně jako u předchozích metod vytvářena postupným formováním vrstev materiálu. Kvůli zamezení oxidaci je pracovní komora vakuována. Výhodou metody EBM je v porovnání s SLM nižší napětí, které vzniká změnou teploty při výrobě součásti. Následkem tohoto jevu EBM nevyžaduje tolik podpurných struktur [7].



Obr. 4 Metoda EBM (převzato a upraveno z [7]).

Laser Engineered Net Shaping (LENS)

Technologie LENS se od již dříve zmíněných metod odlišuje způsobem podávání práškového materiálu. Ten je namísto plošného rozprostření po základně vnášen přímo z trysek na místo geometrie součásti do tavné lázně vytvořené výkonným laserem viz obr. 5. Součást stejně jako u předchozích metod vzniká vrstvu po vrstvě. Výhodou technologie LENS je vysoká hustota materiálu a výborné mechanické vlastnosti vzniklých komponent. Metoda může sloužit i k opravě poškozené části výrobku [8].



Obr. 5 Výroba lopatky technologií LENS [8].

3.1.3 Metody založené na pevné bázi

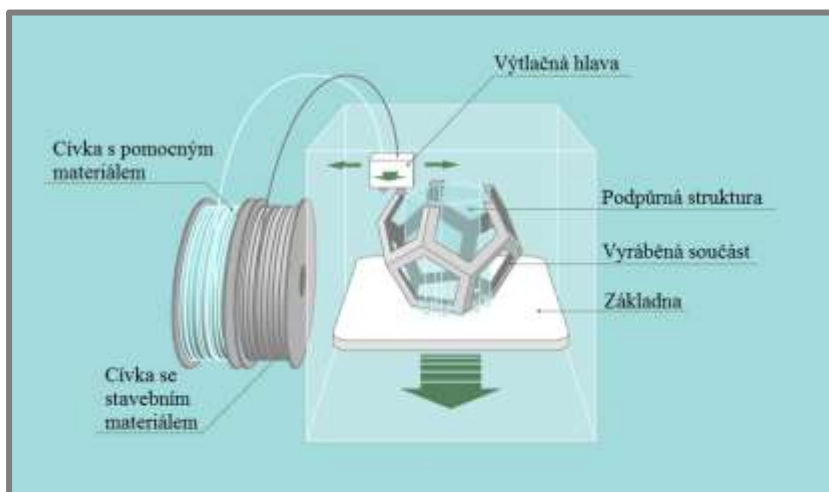
3.1.3

U jednotlivých metod založených na pevné bázi se proces vzniku nové vrstvy komponenty může lišit. Převážně je využíváno pokládání vrstev pevného materiálu ve formě fólie, ze které se vyřeže potřebný tvar. Příkladem této techniky je Laminated Object Manufacturing (LOM). Fólie mohou být vyrobeny z papíru, polymeru nebo kovu [5].

Další možnost formování výrobku využívá metoda Fused Deposition Modeling (FDM), která jednotlivé vrstvy materiálu vytváří postupným vytlačováním nataveného polymeru tryskou [5]. Kromě již zmíněných metod existuje například Multi Jet Modeling (MJM), který k nanášení vrstev využívá velké množství trysek (až 352), které urychlují proces výroby. Nevýhodou je malá přesnost a výroba pouze menších součástí [6]. Metody založené na pevné bázi nejsou schopny pracovat s práškovým materiálem [5].

Fused Deposition Modeling (FDM)

Jak už bylo zmíněno, metoda FDM využívá k tvorbě nové vrstvy materiálu ve formě nataveného drátu polymeru. Po ztuhnutí materiálu je základna posunuta o určitou vzdálenost a proces nanášení se opakuje. Technologie FDM potřebuje pro stavbu složitějších struktur podpory, které je možné díky druhé trysce ve výtlačné hlavě vyrobit z jiného materiálu než součást. Výhodou metody jsou dobré mechanické vlastnosti produktu. Za špatnou vlastnost můžeme považovat anizotropní chování výrobku ve vertikálním směru [7].



Obr. 6 Metoda FDM (převzato a upraveno z [7]).

3.2 Materiály

Na počátku vývoje technologie rapid prototyping stála výroba komponent z plastového materiálu. Postupný výzkum v této oblasti umožnil užití kovových materiálů, keramiky a kompozitů. Polymery a kovové materiály jsou komerčně dostupné, zatímco keramika a kompozity jsou prozatím ve vývoji a na komerční využití čekají [1].

3.2.1 Polymery

Nejvíce používaný materiál pro produkci dílů technologií SLS je polyamid, jež má lepší tavicí a spojovací vlastnosti než jiné polymery [9]. V tab. 1 jsou uvedeny příklady materiálů s příslušnou metodou výrobního procesu.

Tab. 1 Polymery (převzato a upraveno z [1])

Typ materiálu		Metoda výrobního procesu	Výrobce	Materiál
Polymery	Reaktoplasty (termosety)	SLA, MJM	3D Systems	Fotopolymer
	Termoplasty	MJM	3D Systems	Vosk
		SLS	EOS	Polyamid 12, GF polyamid, polystyren
		FDM	Stratasys	ABS, PC-ABS, PC, ULTEM
		3DP	3D Systems	Akrylové plasty, vosk

3.2.2 Kovové práškové materiály

Aditivní technologie klade na kovové práškové materiály speciální požadavky. Částice prášku musí mít co možná nejkulatější tvar a malou velikost, přičemž rozměr jednotlivých částic by se měl nacházet v úzkém rozsahu. Další nezbytností k dosažení vysoké kvality produktu je dobrá tekutost po natavení a nízký obsah kyslíku [10]. Důležitým faktorem pro zachování vlastností prášku je správné skladování, které zabrání nežádoucí oxidaci. Přehled některých kovových materiálů společně s výrobcí uvádí tab. 2.

3.2.2

Tab. 2 Kovové materiály (převzato a upraveno z [1])

Typ materiálu	Metoda výrobního procesu	Výrobce	Materiál
Kovy	SLM	EOS	Nerezová ocel GP1, PH1 a 17-4, kobalt chrom MP1, titan Ti6Al4V, Ti6Al4V ELI a TiCP, IN 718, vysokopevnostní ocel MS1, AlSi20Mg
	LMD/LENS	Optomec	Ocel H13, 17-4 PH, PH 13-8 Mo, 304, 316 a 420, hliník 4047, titan TiCP, Ti-6-4, Ti-6-2-4-2, Ti-6-2-4-6, IN625, IN617, slitina Cu-Ni
	EBM	Arcam	Ti6Al4V, Ti6Al4V ELI, kobalt chrom

3.2.3 Keramické materiály

Mezi charakteristické vlastnosti keramiky patří křehkost a tvrdost, které komplikují její obrábění. Z toho důvodu se využití aditivní technologie pro výrobu keramických komponent jeví jako výhodné a má tedy smysl se touto problematikou zabývat. K výrobě součástí je používána například technologie SLA zpracovávající suspenzi zirkonia, oxidu křemičitého, oxidu hlinitého nebo jiných keramických částic v tekuté pryskyřici. Mezi další technologie výroby součástí z keramiky patří FDM, SLS a 3DP zpracovávající kromě už zmíněného zirkonia, oxidu křemičitého a oxidu hlinitého také biokeramiku, biosklo, grafit, Ti₃SiC₂ a nejrůznější písky [1].

3.2.4 Kompozitní materiály

Kompozity jsou složeny ze dvou nebo více složek s rozdílnými vlastnostmi, které finálnímu celku dodají vlastnosti, jež nemá žádná z obsažených složek. Jednotlivé fáze v kompozitu mohou tvořit homogenní nebo nehomogenní strukturu, která způsobuje odlišné vlastnosti v různých částech kompozitu. Homogenní kompozity můžeme vyrábět technologiemi FDM, 3DP, LOM, SLS a SLM přičemž každá z nich je vhodnější k produkci odlišných typů kompozitu. Příklady možných homogenních druhů je spojení polymer-kov, polymer-keramika nebo kov-keramika. Důležitou skupinou jsou homogenní kompozity vyztužené vlákny. Produkty z nehomogenních kompozitů jsou schopny vyrábět aditivní metody Laser Metal Deposition (LMD), LENS, FDM a Freeze-form Extrusion Fabrication (FEF). Ukázkou těchto materiálů jsou CoCrMo/Ti6Al4V, TiC/Ti, Ti/TiO₂, Ti6Al4V/IN718, PZT nebo Al₂O₃/ZrO₂ [1].

3.3 Využití RP/RM pro výrobu třecích těles

Jedním z možných cílů využití AM pro výrobu třecích těles může být snaha dosáhnout 100 % hustoty materiálu a získání vlastností schopných konkurovat konvenční výrobě. Další možností je naopak usilování o výrobu součásti s pórovitou strukturou, která by mohla být využívána například jako zásobárna maziva nebo tlumič vibrací [11].

Součásti vyrobené AM mohou dosahovat stejných, ne-li dokonce lepších mechanických vlastností než výrobou odléváním [12]. AM se svým předurčením výborně hodí pro letecký, automobilní, medicínský a energetický průmysl.

3.3.1 Medicína

Medicína je jednou z hlavních oblastí využívající aditivní technologie pro výrobu třecích těles, které představují zejména kloubní a zubní náhrady. Náhrady musí snášet běžné zatížení a musí být odolné vůči opotřebení. Firma Adler Ortho Group uvedla v roce 2007 na evropský trh CE certifikované Fixa Ti-Por jamky pánvového kloubu, kterých bylo do teď implantováno více než 2000 kusů [1]. Rychle se rozvíjející oblastí pro aplikaci AM je zubní lékařství. Společnosti jako Concept Laser a MTT Technologies využívají SLM k výrobě kovových plášťů na korunky a zubní můstky [1].

V medicíně nachází AM obrovské využití i díky možnosti uzpůsobení vyráběného dílu přesně na míru pacienta pomocí reverzního inženýrství. Dobré vyhlídky do budoucna nabízí technologie výroby EBM a SLM, díky níž jsme schopni vyrobit pórovité implantáty komplexních tvarů [13]. Jako nejvhodnější materiál se jeví biokompatibilní slitiny CoCr, titanu a korozivzdorné oceli [14]. Výhodou titanových slitin je tvorba vrstvičky TiO_2 , která chrání umělou náhradu před korozi [15].

Aby se docílilo lepšího srůstu implantátu s kostí, vyrábí se umělá náhrada s pórovitou strukturou [13], viz obr. 7. Další výhodou této struktury je v porovnání s komponentou bez pórů nižší hustota materiálu, která umožní vyrovnat hodnoty modulu pružnosti implantátu a kostní tkáň [16]. Implantáty s vyšší hustotou mají vyšší modul pružnosti než kostní tkáň, což zapříčiňuje špatný přenos zatížení mezi kostí a implantátem. Dochází tak k odstínění napětí od kosti na implantát. Tento jev může být příčinou amyotrofie a osteonekrózy [17]. U titanových náhrad se porozita pohybuje v rozmezí 10 % až 95 % [13].



Obr. 7 Umělá náhrada jamky pánvového kloubu z materiálu Ti6Al4V [18].

Povrchy kloubních náhrad jsou velice často v místě třecího kontaktu pokryty vrstvou polyethylenu z důvodu tolerance biomechanických rozdílů mezi příjemci umělých náhrad. Polyethylen je jako celek pro tělo nezávadný, nicméně nedávné studie prokázaly, že mikroskopické částice vzniklé opotřebením mohou být toxické. Z tohoto důvodu nabývá na významu zabývat se kontaktem kovu na kov [19].

Umělý kolenní kloub

Výroba standardních kolenních náhrad není schopna plně vyhovět potřebám pacientů. Produkce uzpůsobených náhrad CNC stroji je pomalá a klade velké požadavky na obráběcí nástroj [20]. Proto se AM jeví jako ideální řešení.

Femorální implantát se nejčastěji vyrábí ze slitiny CoCrMo, jejíž vlastnosti jsou porovnatelné se slitinami titanu a korozivzdornou ocelí, dalšími biokompatibilními materiály. Optimalizací výrobního procesu SLM dosahuje přesnost výroby odchylky pouze 0,03 mm od jmenovitého rozměru náhrady [20]. Pro získání vysoké kvality povrchu je nutné součást po tisku vyleštit. Z toho důvodu je výroba takového femorální náhrady prozatím poměrně drahá [21].



Obr. 8 Kolenní implantát z Co-29Cr-6Mo vyrobený metodou EBM [14].

Umělá kyčelní náhrada

Totální kyčelní náhrada kloubu se skládá z několika komponent – kyčelního dřívku, kyčelní hlavice, vložky a jamky pánvového kloubu [14]. Součásti voperované do kosti se na povrchu vyrábí s pórovitou strukturou z důvodu jejich lepšího začlenění. Náhrada v těle lépe drží a nedochází k nežádoucímu uvolnění.

Umělá jamka pánvového kloubu se na rozdíl od kyčelního dřívku již komerčně vyrábí technologií EBM [14].



Obr. 9 Komponenty totální kyčelní náhrady (převzato a upraveno z[14]).

Umělé zubní náhrady

Problém s opotřebením zubních náhrad vyrobených AM nejspíš prozatím není dokumentován, nicméně existuje mnoho článků zabývajících se vlivem opotřebením zubního implantátu z jiných dentálních materiálů a zdravého zubu [22],[23]. Jedním z hlavních tribologických problémů je abrazivní účinek zubní náhrady a jídla na vlastní zub [23].

Začlenění aditivní technologie do zubního lékařství představuje zvýšení komfortu pacienta, který nemusí na zubní náhradu příliš dlouho čekat. Proces začíná skenováním pacientových úst, ze kterého získáme 3D model. Ten může být v počítači díky speciálnímu softwaru dále upravován. Pokud je zubař s geometrií spokojen, přistupuje se k samotnému tisku komponenty. 3D tiskárny využívané v zubním lékařství jsou navrženy pro dosažení potřebné přesnosti a uzpůsobeny k používání speciálních materiálů jako například transparentních biopolymerů. Tyto tiskárny nabízí například firma Stratasys [24].

Výhodou AM oproti konvenční výrobě zubních náhrad není jen přesnost a kratší doba výroby, ale i přirozenější vzhled. Užitím 3D tisku odpadá potřeba vyrábět formy na odlévání, dosahuje se homogenní struktury a výrobek není závislý na zručnosti zubního technika, čímž se eliminuje lidské selhání a zvyšuje přesnost [24]. Další výhodou v porovnání s frézováním nebo precizním odléváním je nižší cena [25].

Německá zubní laboratoř Dental Consulting Dohrn oznámila, že začleněním 3D tiskáren firmy Stratasys do výroby zubních náhrad se efektivita zvýšila o 32 % [24]. Technologií Direct Metal Laser Sintering (DMLS) se korunky a zubní můstky vyrábí od roku 2005 a s více jak 60 celosvětově instalovanými systémy se jedná o nejrozšířenější řešení na trhu. Ročně je nyní těmito stroji produkováno kolem 6,8 milionů produktů [25].



Obr. 10 Vyleštěný zubní můstek z materiálu EOS CobaltChrome SP2 [25].

3.3.2 Strojní průmysl

Ve strojním průmyslu existuje mnoho aplikací, u kterých je nutno brát v potaz tribologické aspekty. Bohužel prozatím není známo moc případů užití technologie AM pro výrobu třecích těles v tomto odvětví. Výjimku tvoří plastová ozubená kola, studie zabývající se výrobou ozubených kol z kovu a testování odvalovací frézy pro výrobu ozubení.

Užívání rapid prototypingu pro výrobu prototypů se ve strojním průmyslu stává stále běžnější záležitostí [26]. Výrobek je možno ještě před uvedením do sériové výroby otestovat a vyladit případné nedostatky, ať už po stránce technické nebo designové. Ušetří se tak spousta nákladů na výrobu a čas, který se případně může věnovat dalšímu vývoji [27].

Postupem času se RP začíná více začleňovat do testování ozubených kol. Využívá se hlavně pro ozubená kola s neevolventním profilem zubů, pro jejichž výrobu je nemožné použití tradičních nástrojů. Při volbě optimální metody RP musíme brát ohled na následující kritéria – přesnost výroby, materiálové vlastnosti, dobu a cenu výroby [27].

Využití aditivní výroby pro ozubená kola

Výroba ozubených kol je náročná na přesnost. Proto se nyní zabýváme analýzou geometrické přesnosti ozubených kol vyrobených RP oproti CAD modelu. Pro výrobu ozubení s cykloidním profilem boku zubu bylo použito metod JS, SLS, SLA, FDM a 3DP. Jako měřicí technika byl zvolen souřadnicový měřicí přístroj WENZEL LH 87. Měření bylo provedeno na hrubém, po tisku již neopracovávaném výrobku [27].

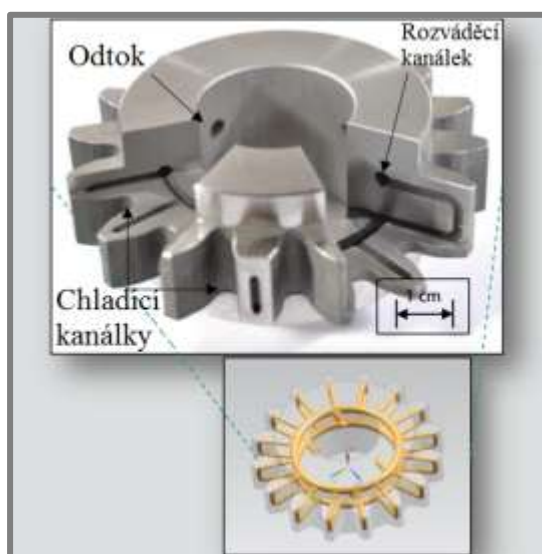
Bylo zjištěno, že přesnost vyrobeného modelu je závislá i na materiálu, ze kterého je vyroben. Největší geometrické přesnosti bylo dosaženo metodou SLA z materiálu SL5170. Model, vyrobený z materiálu Vero metodou JS-PolyJet, měl ve většině měřených bodů vysokou přesnost a odchylka byla v rámci tolerance 0,1 mm nebo ji jen lehce převyšovala. SLS model vyrobený z polyamidu vykazoval smrštění až 3 %, což mělo za následek deformaci modelu a značnou odchylku rozměru. Ozubená kola vyrobená metodou FDM z materiálu ABS měla docela vysokou přesnost. V poslední řadě byla změřena i přesnost kol vyrobených metodou 3DP. Při této technice se může

geometrie modelu okamžitě po vytištění lišit od geometrie po infiltračním procesu. Velikost odchylky přitom záleží na smrštění použitého infiltrátoru a hloubce infiltrace [27].

Ozubená kola vyrobená rapid prototypingem můžeme dále využívat k provádění testů odolnosti, únavových testů nebo analýzy záběrové plochy. Pozorování této záběrové oblasti je možné díky průhledné struktuře modelu, které dosáhneme použitím transparentního materiálu u technik jako SLA nebo PolyJet. Díky průhledné struktuře lze provádět i fotoelasticimetrii [27]. Testy odolnosti vůči únavovému poškození mohou být uskutečněny pouze za předpokladu, kdy jsou specifikována kritéria modelové podobnosti s použitím například FEM analýzy (analýzy metodou konečných prvků) [28].

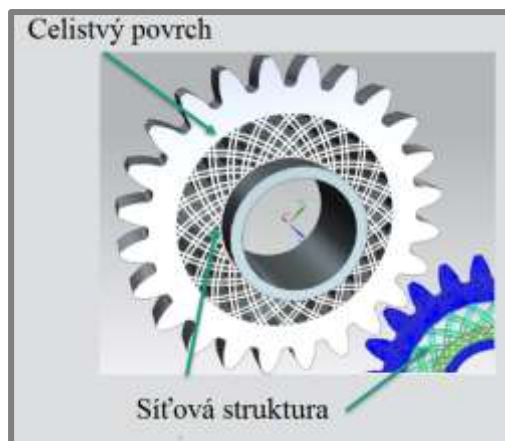
Vytváření ozubení s atypickým profilem klasickým obráběním vyžaduje výrobu drahých speciálních nástrojů, nutnost geometrických a silových výpočtů a následně testování na stendech. Díky rapid prototypingu společně s CAD technologií a metodou konečných prvků se tento proces značně zjednoduší. V CAD softwaru vytvoříme geometrii ozubeného kola, pomocí metody konečných prvků zjistíme silové působení a testy provedeme přímo na prototypu součásti vyrobené RP [29]. Realizováním testů na stendech bylo zjištěno, že neevolventní ozubená kola mají větší odolnost vůči únavě [27].

Při rozbíhání a provozu ozubeného kola za vysokých otáček dochází ke ztrátám energie. Dále se můžeme setkat s problémem nedostatečného chlazení a mazání, kdy i pro minimální mazání potřebujeme rozstříkové čerpadlo. Firma Fraunhofer provádí výzkum v oblasti inovace ozubených kol aditivní technologií selective laser melting. Řešením je výroba ozubeného kola s konformními chladicími kanálky (zobrazeno na obr. 11), které zlepší odvod tepla a zvýší tak účinnost převodového systému [30]. Průměr kanálku musí být maximálně 25 % délky kořene zubu.



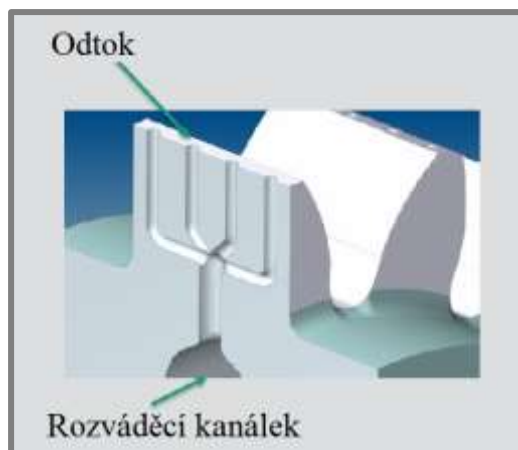
Obr. 11 Kovové ozubené kolo s chladicími kanálky (převzato a upraveno z [30]).

Snížení hmotnosti je možné díky speciální síťové struktuře v oblasti jádra viz obr. 12, kde působí menší napětí. Běžným způsobem výroby je tato struktura nevyrobitelná, ale pro technologii SLM její složitost nehraje prakticky žádnou roli. Při použití konkrétní geometrie byla hmotnost redukována o 44 % [30].



Obr. 12 Ozubené kolo s odlehčenou strukturou (převzato a upraveno z [30]).

Vylepšení mazání lze dosáhnout vnitřními mazacími kanálky ústícím na hlavové části zubu viz obr. 13. Mazivo je vlivem odstředivé síly způsobené rotací ozubeného kola postupně vytlačeno z kanálek na povrch zubu a dochází tak k úspoře energie potřebné pro dodání maziva [30].



Obr. 13 Detail mazacích kanálek ozubeného kola (převzato a upraveno z [30]).

Proces výroby konceptu ozubeného kola začíná tvorbou CAD modelu s přidavkem na obrábění, ze kterého se metodou SLM vyrobí součást. Ta je podrobena žihání ke snížení vnitřního pnutí a následně obráběna technologií EDM (Electrical Discharge Machining – elektrojiskrové obrábění). Za účelem zvýšení mechanické pevnosti a odolnosti je komponenta kuličkována. Jako další přichází na řadu soustružení a cementování. Kvůli zvýšení pevnosti je součást znovu kuličkována a broušena nejprve naplocho, poté obvodově. Spojení ozubeného kola s hřídelí je zajištěno pomocí pera a proto je metodou EDM vytvořena drážka. Pro dosažení potřebné

kvality povrchu slouží jako dokončovací operace broušení naplocho. Materiálové vlastnosti ozubeného kola vyrobeným SLM jsou srovnatelné s přímo kaleným odlévaným kolem [31].

Při srovnání časové a cenové náročnosti výrobního procesu mezi konvenční a aditivní výrobou si zatím výrazně lépe vede konvenční technologie [30]. S měnicí se strukturou trhu se ale potenciál AM zvyšuje. Díky řadě výhod, jako rekuperace energie ve větších systémech ozubených kol, snížení materiálové náročnosti [30] a s tím spojená váhová a cenová úspora, se tato vize jeví perspektivně.

Další aplikace AM ve strojním průmyslu

Švédská firma VBN Components, zabývající se aditivní výrobou komponent z materiálů odolných vůči opotřebení, vyrobila 3D tiskem odvalovací frézu pro výrobu ozubených kol [32]. Firma vlastní patent na vysokorychlostní práškovou ocel s názvem Vibenite®, která je vysoce legovaná a odolná vůči opotřebení, vhodná pro nástroje, díly náchylné na opotřebení, a součásti se složitou geometrií [33]. Tradiční výroba odvalovací frézy vyžaduje odstranění 80 % materiálu obráběním a vzniká tak velký odpad. Díky AM je možno komponentu vyrobít s odpadem menším než 0,5 % a zkrátit výrobní čas. Hmotnost využitím odlehčené struktury klesla o 40 % a navíc bylo zjištěno, že součást má delší životnost. Tento výrobek je nyní testován společností Volvo [32].



Obr. 14 Odvalovací fréza [32].

Velký pokrok ve výrobě komponent odolných vůči opotřebení udělala v roce 2014 firma NanoSteel. Vytvořila ložisko bez pórů a trhlin s tvrdostí větší než 1000 HV [34].



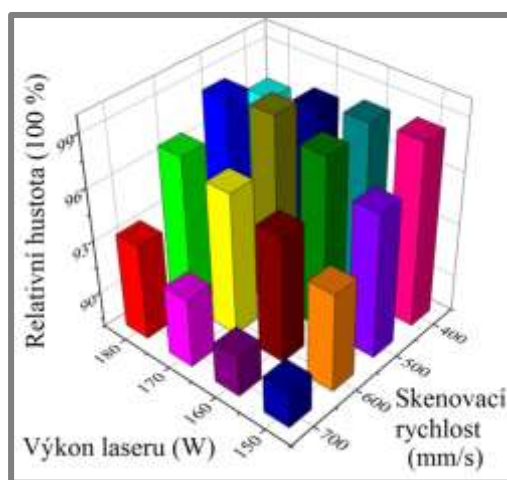
Obr. 15 Ložisko vyrobené AM firmou NanoSteel [34].

3.4 Výzkum v oblasti tribologie dílů vyrobených RP/RM

3.4.1 Vliv procesních parametrů

Optimalizace procesních parametrů je klíčovým bodem úspěchu pro dosažení požadovaných vlastností součásti vyrobené AM.

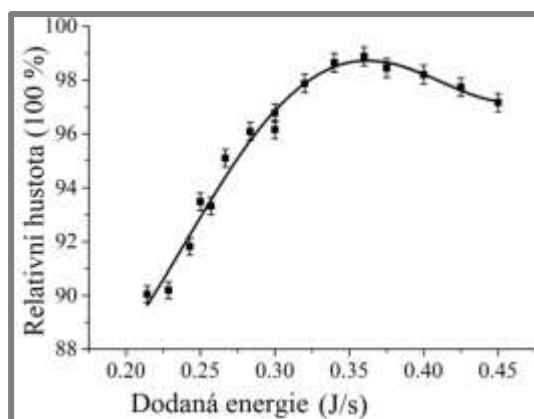
Mezi důležité výrobní parametry z hlediska vlastností vytvářené součásti patří skenovací rychlost a výkon laseru, tloušťka vytvářené vrstvy a poloha součásti ve výrobním prostoru [35]. Na obr. 16 je znázorněn vliv různých procesních parametrů na hustotu součásti vyrobené metodou SLM z materiálu Co-Cr-Mo. Můžeme pozorovat závislost snižující se hustoty vlivem rostoucí skenovací rychlosti při stejném výkonu laseru. Výjimku v tomto trendu tvoří 180 W a 170 W výkon laseru při skenovací rychlosti 500 mm/s [20].



Obr. 16 Vliv procesních parametrů na hustotu dílu (převzato a upraveno z [20]).

Skenovací rychlost laseru má velký vliv na odolnost vůči opotřebení, koeficient tření a hustotu materiálu [35]. Zvýšení této rychlosti má za následek snížení absorbované energie práškem, což vede k poklesu hustoty, protože materiál není dostatečně roztaven [36], [37]. Navýšení výkonu laseru může vést k přechodu SLS na SLM a při ještě vyšších hodnotách výkonu až k nekontrolovatelnému tavení prášku, které způsobí ztrátu přesnosti výroby [3].

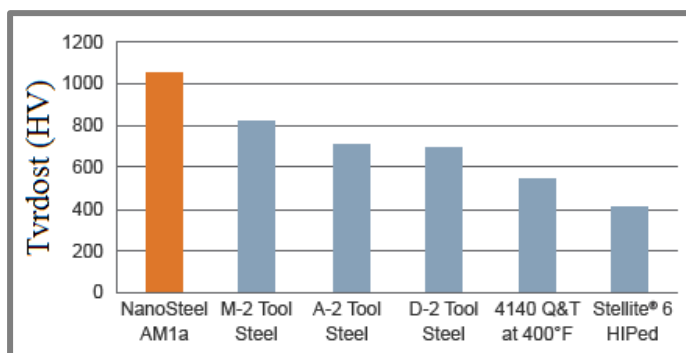
Jak je patrné z obr. 17, hustota slitiny Co-Cr-Mo s navyšující dodanou energií roste a dosahuje maxima 99,02 % při dodané energii 0,36 J/s, poté začíná klesat. Přílišné množství energie znamená kompletní roztavení prášku a tvorbu plynu, který způsobuje vznik dutin v materiálu a snížení hustoty [20].



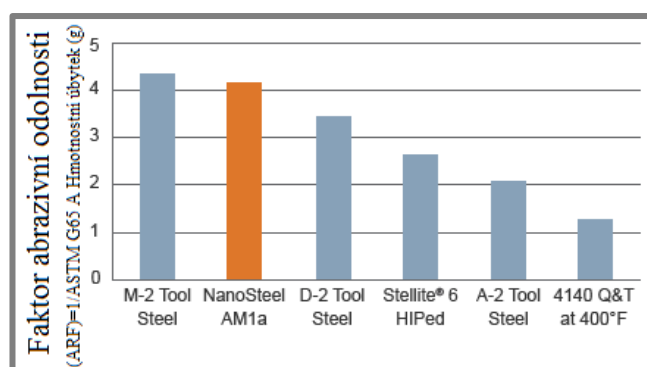
Obr. 17 Závislost relativní hustoty na dodané energii (převzato a upraveno z [20]).

Problémem dosažení vysoké tvrdosti materiálu je náchylnost k tvorbě trhlin, které vznikají v důsledku napětí vzniklém při výrobě. Firma NanoSteel ve spojení s dalšími partnery zabývajícími se vývojem procesu spolupracovala na optimalizaci výrobních parametrů slitin oceli. Snahou bylo získat plnou hustotu materiálu (99,9 %) a komplexní beztrhlinové komponenty. Vyprodukované díly mají jednotnou strukturu, dosahují tvrdosti až 1000 HV a odolnost vůči opotřebení je srovnatelná s konvenčně vyráběnými nástrojovými oceli M2. Těchto vlastností bylo docíleno bez nutnosti dalšího zpracování, což snižuje cenu a dobu výroby součástí [38].

Na obr. 18 a 19 je porovnání vlastností materiálů, přičemž materiál NanoSteel AM1a je jako jediný zpracovaný technologií AM. Zbylé materiály jsou konvenční [38].



Obr. 18 Tvrdost jednotlivých materiálů (převzato a upraveno z [38]).



Obr. 19 Odolnost materiálů vůči opotřebení (převzato a upraveno z [38]).

3.4.2 Vliv polohy součásti při výrobním procesu AM na vlastnosti součásti

Poloha součásti při výrobě má velký vliv na vlastnosti a dobu výroby produktu. Při orientaci, kdy je komponenta rozdělena na menší počet vrstev, je výrobní čas kratší díky rychlejšímu nanášení prášku [20].

3.4.3 Odolnost materiálů vyrobených AM vůči opotřebení

Jedním z jevů v problematice opotřebení těles je vibrační opotřebení (fretting). Jedná se o cyklické poškození způsobené třením protilehlých povrchů vlivem vibrací. Dochází ke vzniku povrchových trhlin nebo úlomků, které po oxidaci vzduchem dosahují obvykle větší tvrdosti než původní materiál a zapříčiňují jeho další narušování. Tento fenomén se běžně objevuje u staticky zatížených ložisek, kloubních náhrad a řady jiných průmyslových aplikací, kde dochází ke styku dvou kmitajících povrchů [39].

K posouzení opotřebení vlivem frettingu se provádí fretting testy [39], které lze uskutečnit dvěma způsoby. První možností je podrobení vzorku kmitavému pohybu, zatímco protikus je pevně fixován nebo můžeme test provést opačně, tedy s napevno uloženým vzorkem a kmitajícím protikusem. Pomocí změřené tangenciální síly a posunutí se dopočítá koeficient tření a pohlcená energie [40].

Slitiny kovů vyrobené technologií SLS, SLM

V práci [40] se autor zabývá chováním opotřebení materiálů vyrobených technologií SLS/SLM s využitím fretting testů. Jako metoda testu byla zvolena ta, kdy je kmitavému pohybu podroben testovaný vzorek, zatímco protikus je pevně fixován. Experimentem zjištěný koeficient tření testovaných materiálů byl poměrně vysoký. Pohyboval se v rozmezí 0,5 až 0,8 a se zvyšujícím se zatížením klesal [40].

V tab. 3 je seznam materiálů s výsledky fretting testu při daném zatížení. Materiály Concept Stainless Steel, Concept Tool Steel, EOS Stainless Steel, Ti-6Al-4V a Co-Cr-Mo byly zpracovány technologií SLM, LaserForm a DirectSteel metodou SLS. Zbýlý materiál je formován konvenčně. U žádného ze vzorků nebylo dosaženo 100 % hustoty materiálu [40].

Tab. 3 Objemy materiálů vzniklé opotřebením z fretting testu [40], [41]

Materiál	Použité zatížení [N]	Objem částic vzniklý z opotřebenění [$10^3 \mu\text{m}^3$]
Concept Stainless Steel	2	15
	6	51
Concept Tool Steel	2	198
	6	462
EOS Stainless Steel	2	39
	6	66
Ti-6Al-4V	2	7362
	6	9337
Co-Cr-Mo	2	1474
	6	2252
LaserForm	2	10,7
	4	29,6
DirectSteel	2	53,9
	4	83
Milled tool steel	2	360
	4	420
	6	586
tool steel (UHB 11)	6	5442
Hardened tool steel (UHB 11)	6	3899

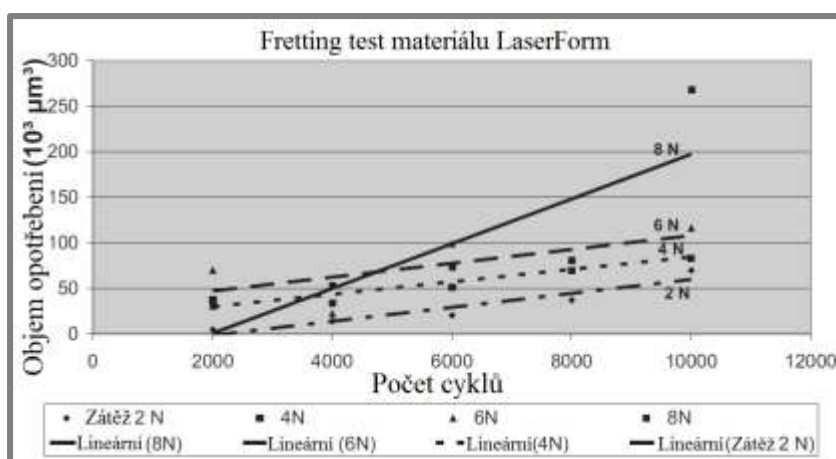
Chemické složení materiálu má podle výsledků větší vliv na míru opotřebenění než technologie, kterou je vzorek zpracováván. Materiály na bázi železa, vyrobené technologií AM, mají nižší míru opotřebenění než konvenční nástrojové oceli použité v experimentu [40]. Toto zjištění poukazuje na perspektivu aditivní metody pro využití v třecích aplikacích.

Na základě tvrdostí jednotlivých vzorků a výsledků fretting testu bylo zjištěno, že odolnost SLM materiálů na bázi oceli vůči opotřebenění je s rostoucí tvrdostí nižší. Biokompatibilní materiály Ti-6Al-4V a Co-Cr-Mo vykazují v porovnání s ostatními vzorky zpracovanými aditivní technologií a konvenční frézovanou nástrojovou ocelí výrazně větší opotřebenění. Jejich uplatnění pro třecí aplikace, jako umělé kloubní náhrady, tedy není podle těchto výsledků příliš vhodná [40].

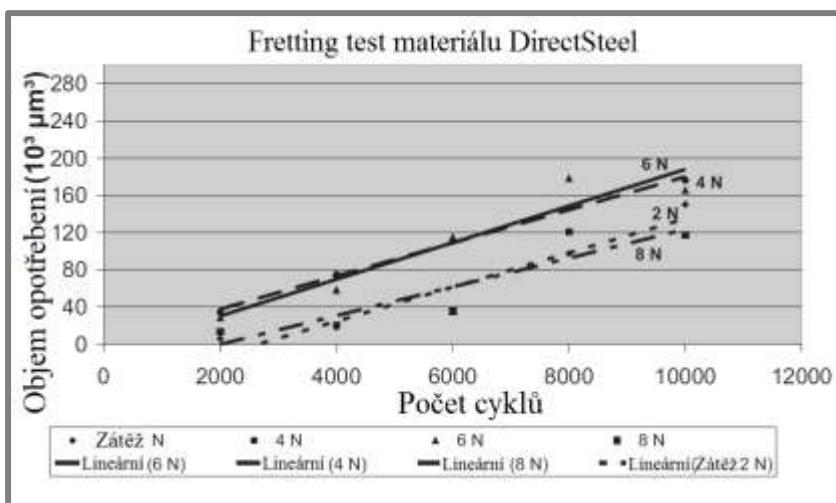
Největší odolnost při zatížení 2 N a 6 N vykazuje LaserForm. Autor článku se domnívá, že tato skutečnost je způsobena přítomností mědi, která je považována za prvek s nízkým třením. U konvenčně vyrobené nástrojové oceli UHB 11 bylo pozorováno, že zvýšením tvrdosti se dosáhlo opačného efektu, než u materiálů vyrobených AM, tedy došlo ke snížení opotřebenění. Obecně lze říci, že neexistuje přímá závislost mezi tvrdostí a opotřebením. Dosažením 100 % hustoty materiálu vyladěním procesních parametrů u všech vzorků by pravděpodobně došlo k zvýšení

odolnosti vůči opotřebení [40]. Dále bylo zjištěno, že porozita nemůže být odstraněna tepelným zpracováním ani infiltrací prvkem [42].

Při detailnějším zkoumání závislosti objemu opotřebovaných částic na počtu cyklů u SLS materiálů bylo zjištěno, že u LaserFormu s rostoucím zatížením roste i opotřebení (viz obr. 20). DirectSteel vykazuje stejnou závislost, ale při zatížení 8 N pozorujeme oproti nižším zatížením menší opotřebení. Tento jev je nejspíš způsoben přítomností nízkotavicí složky Cu_3P , které je v oceli DirectSteel zhruba 12 %. Se zvětšujícím se zatížením totiž vlivem tření dochází k nárůstu tepla, což má za následek roztavení úlomků materiálu a snížení opotřebení [41].

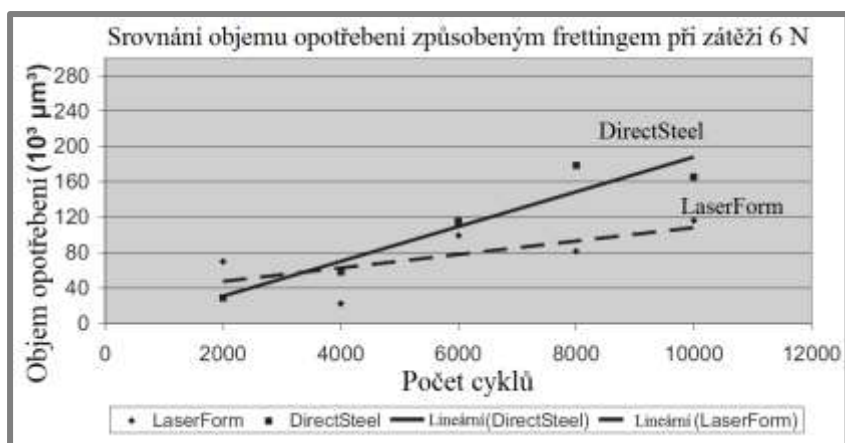


Obr. 20 Fretting test materiálu LaserForm.(převzato a upraveno z [41]).

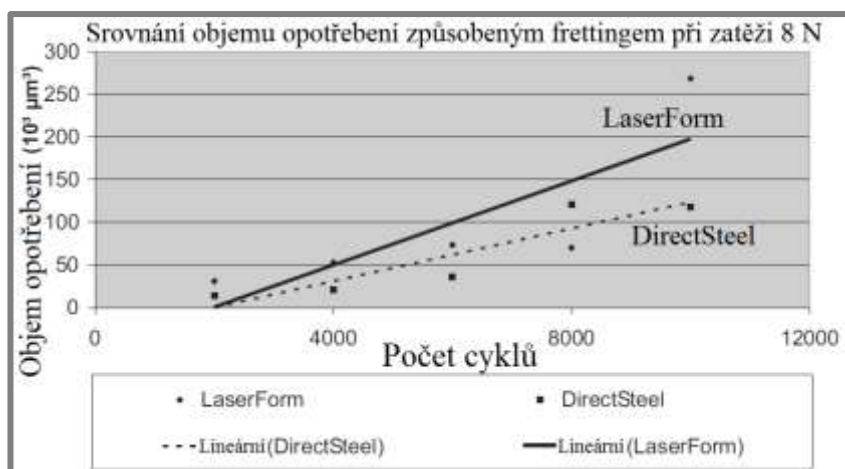


Obr. 21 Fretting test materiálu DirectSteel (převzato a upraveno z [41]).

Následující obrázky slouží k porovnání objemu opotřebených částic materiálů LaserForm a DirectSteel při stejném zatížení.



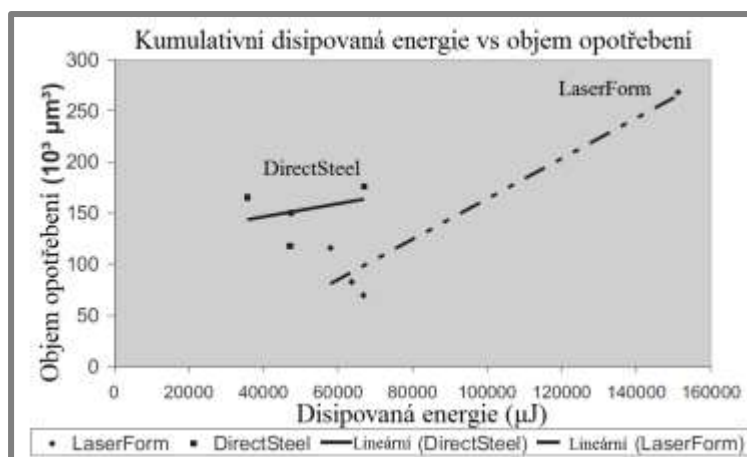
Obr. 22 Fretting test při zatížení 6 N (převzato a upraveno z [41]).



Obr. 23 Fretting test při zatížení 8 N (převzato a upraveno z [41]).

LaserForm má prakticky ve všech vyšetřovaných případech větší odolnost vůči opotřebení než DirectSteel. Výjimku tvoří kromě testu při zatížení 8 N i test při zatížení 6 N v rozmezí 2000 až zhruba 4000 cyklů, kdy je odolnost větší u oceli DirectSteel [41].

Pro lepší porozumění této skutečnosti dáme do souvislosti objem opotřebených částic a disipovanou energii, kterou získáme jako součinů tečné síly a posunutí [43]. Na obr. 24 můžeme pozorovat srovnání závislosti opotřebení na disipované energii materiálů LaserForm a DirectSteel.



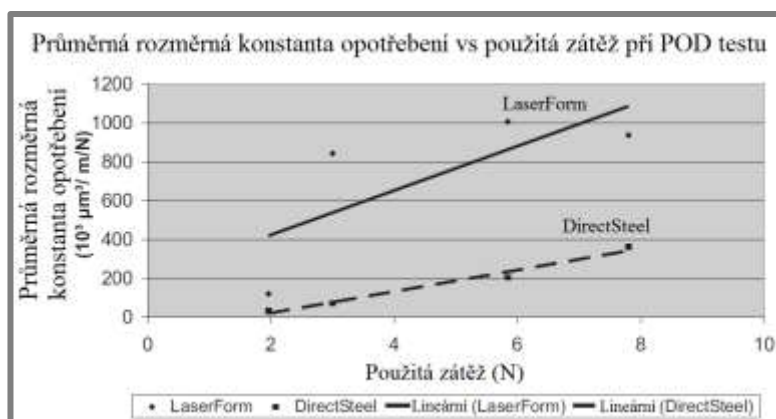
Obr. 24 Fretting test – opotřebení v závislosti na kumulativní disipované energii (převzato a upraveno z [41]).

Množství disipované energie odpovídá velikosti zatížení, tzn. vyššímu zatížení odpovídá vyšší disipovaná energie. Při menším množství této energie je opotřebení u LaserFormu nižší než u DirectSteelu. Z extrapolace hodnot oceli DirectSteel je ale patrné, že s vyšší disipovanou energií (tzn. s vyšším zatížením) je opotřebení menší u DirectSteelu, což potvrzuje výsledky z obr. 23 [41].

Další možností jak zjistit opotřebení materiálu je použití testu pin on disc. Jde o metodu, kdy je rotující vzorek zatížen určitou silou tělískem „pin“, které může mít tvar kuličky nebo válečku. Tělísko „pin“ zanechává na pohybujícím se disku stopu, díky níž je z její hloubky a tvaru vyhodnoceno opotřebení. Vzdálenost tělíška od osy rotace disku má vliv na jeho opotřebení, protože s větší vzdáleností opisuje delší dráhu. Tento fakt se může projevit na tvaru zanechané stopy v disku nebo průběhu koeficientu tření. Důležité faktory ovlivňující výsledky testu jsou zátěžná síla, tvar „pin“ tělíška, rychlost pohybu disku, počet cyklů, mechanické a fyzikální vlastnosti materiálu vzorku a tělíška. Neméně důležitá je teplota a stav povrchu nebo použití mazacích látek v kontaktu [44].

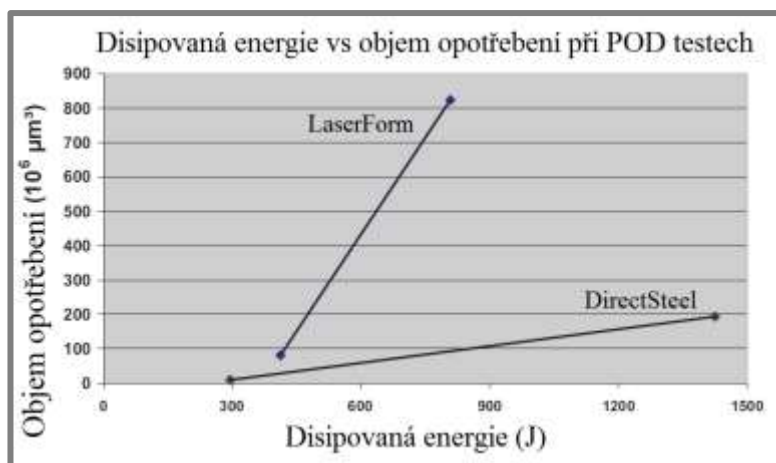
U POD testu na rozdíl od fretting testu nehraje při vývoji opotřebení tepelná degenerace a nashromáždění úlomků materiálu tak velkou roli [3].

Analýzou stopy vzorku vzniklé POD testem byl zjištěn objem opotřebovaných částic, pomocí kterého se vypočítala konstanta opotřebení. Aby bylo možno posoudit vliv použitého zatížení na tuto konstantu, byl pro každé zatížení spočítán průměr jejich hodnot. Výsledky experimentu jsou vyneseny v grafu – viz obr. 25. Tvrdší ocel DirectSteel vykazuje výrazně větší odolnost vůči opotřebení než materiál LaserForm, což u POD testu poukazuje na závislost snižujícího se opotřebení vlivem větší tvrdosti [41].



Obr. 25 POD test – závislost konstanty opotřebení na použitém zatížení (převzato a upraveno z [41]).

Pro zjištění závislosti disipované energie a opotřebení je potřebné vypočítat přibližnou hodnotu disipované energie, která je pro srovnání odlišných materiálů nebo procesů postačující. Z obr. 26 je patrné, že nižšího opotřebení dosahuje materiál DirectSteel a potvrzují se tak výsledky vycházející z obr. 25 [41].

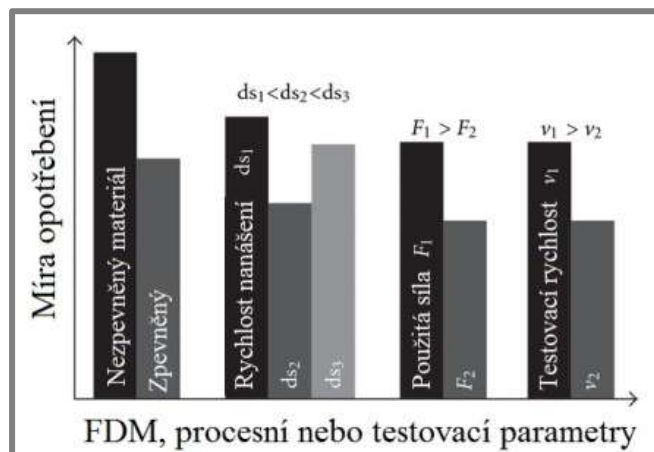


Obr. 26 POD test – závislost objemu opotřebovaných částic na pohlcené energii (převzato a upraveno z [41]).

Fretting a POD testy jsou založeny na rozdílném principu zatěžování povrchu materiálu a každý test vyhodnocuje odlišný typ opotřebení. Jako nástroj pro porovnání odolnosti vůči opotřebení slouží disipovaná energie. Díky ní jsme schopni na základě objemu opotřebovaných částic vzniklých z této energie zhodnotit výsledky odlišných metod testů. Z výsledků experimentu je možno konstatovat, že LaserForm je při nižším zatížení odolnější než DirectSteel, zatímco s vyšším zatížením se rozdíl smazává a naopak se odolnějším stává DirectSteel [41].

Polymery vyrobené technologií FDM

Polymery jsou materiál náchylný na opotřebení. Jejich odolnost je možné zvýšit zpevněním keramikou nebo kovovými vlákny [45] a lze dosáhnout zlepšení o více jak 60 % [3].



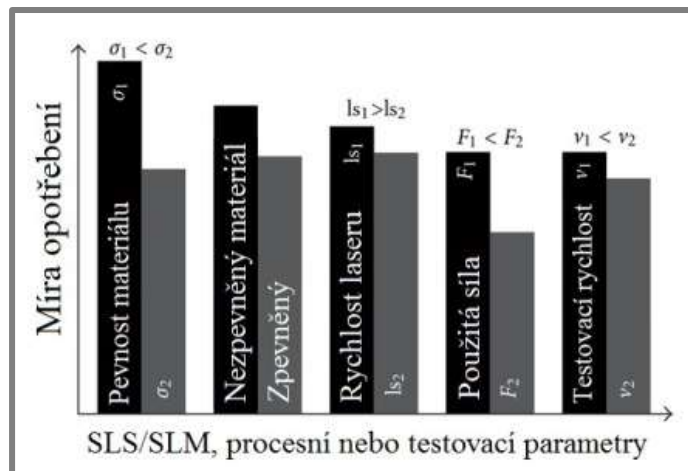
Obr. 27 Kvalitativní vliv procesních FDM a testovacích parametrů na opotřebení (převzato a upraveno z [3]).

Práce [46] se zabývá vlivem procesních parametrů na kluzné opotřebení komponent vyrobených technologií FDM. Jako metoda pro zjištění tribologických vlastností byla zvolena metoda pin on disc. Testované vzorky byly z materiálu ABS P400. Ukázalo se, že posouzení chování opotřebení vzorků z polymeru je složitý problém, který může vést v důsledku tvorby a zániku mezifázových vazeb ke vzniku povrchových trhlin, děr nebo oddělení materiálu. K získání minimálního opotřebení je nutné minimalizovat distorze vznikající při výrobě součásti [46].

Kompozitní materiály vyrobené technologií DMLS, SLS, SLM

Kompozitní materiály s kovovou maticí mají díky své odolnosti vůči opotřebení výborný předpoklad pro užití v třecích aplikacích [47]. Jednou z důležitých vlastností ovlivňujících opotřebení je kujnost matrice. Uvolněné částice jsou díky této vlastnosti pohlceny a nezapříčiňují další nárůst opotřebení, což vede ke zvýšení odolnosti vůči opotřebení [48].

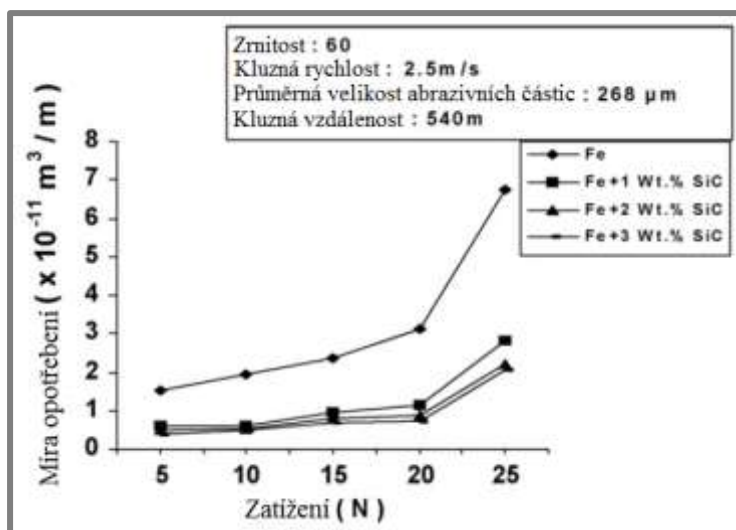
Na obr. 28 je zobrazena závislost některých procesních SLS/SLM a testovacích parametrů na opotřebení. Přítomnost zpevňující fáze, jako například karbidu křemíku, má pozitivní vliv na tvrdost a míru opotřebení, ale zvyšuje koeficient tření a snižuje hustotu materiálu [35]. Kompozit obsahující 60 % SiC má 5× větší odolnost vůči opotřebení než ten s obsahem 20 % [49].



Obr. 28 Kvalitativní vliv procesních SLS/SLM a testovacích parametrů na opotřebení (převzato a upraveno z [3]).

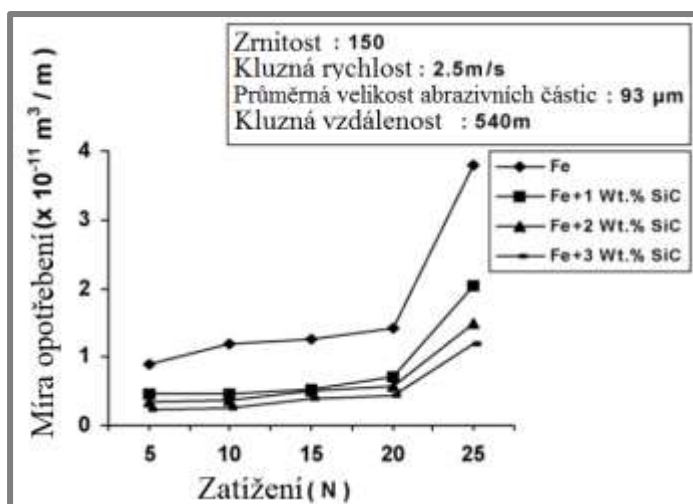
Pevné propojení železné matrice a SiC vede ke snížení abrazivního dopadu efektu třetího tělesa¹. Na obrázcích 29 a 30 je zobrazena závislost míry opotřebení na užití zátěži pro různé složení materiálu při dané zrnitosti smirkového papíru a testovacích parametrech. Abrazivní test opotřebení byl proveden metodou POD. Z výsledků plyne, že se zvětšující se zrnitostí použitého brusného papíru klesá míra opotřebení kompozitu. Zlom v míře opotřebení mezi zatížením 20 N a 25 N může být způsoben větším dopadem plastické deformace na zkoumaný vzorek [47].

Za působení většího zatížení se úlomky obroušujícího oxidu křemičitého mohou usazovat v matrici a kumulace tvrdých částic zapříčiní zvýšení relativní odolnosti vůči opotřebení. Tento jev se v experimentu, ze kterého jsou výsledky z obr. 29 a 30, neprojevil [47].



Obr. 29 Závislost míry opotřebení na zátěži při užití papíru zrnitosti 60 (převzato a upraveno z [47]).

¹ Efekt třetího tělesa – jev objevující se především u frettingu, vyznačuje se uvězněním úlomků materiálu mezi klouzajícími povrchy dvou těles [3]



Obr. 30 Závislost míry opotřebení na zátěži při užití papíru zrnitosti 150 (převzato a upraveno z [47]).

3.4.4 Vliv tepelného zpracování na tvrdost a opotřebení

Tepelné zpracování se provádí za účelem zlepšení mechanických a technologických vlastností součástí. Princip různých metod tepelného zpracování je velice podobný. Součást je nejdříve ohřata na předem stanovenou teplotu a následně chlazená. Ohřev i chlazení může být realizován ve více stupních a různou rychlostí, přičemž při ohřevu je možno setrvat na určité teplotě, což zaručí větší prohřev součásti. Řízenou změnou teploty dosahujeme požadované struktury materiálu, která nám zaručí žádané vlastnosti.

Práce [50] se zabývá účinky tepelného zpracování na slitinu Co-Cr-Mo, která je obecně charakteristická velkou odolností proti opotřebení způsobenou karbidickými precipitáty. Odolnost je závislá na objemu frakce, velikosti, tvaru a rozložení částic karbidů. Tyto slitiny mají vlivem obsahu chromu vysokou korozivzdornost [51]. Tento biokompatibilní materiál nachází široké využití ve zdravotnictví při výrobě protéz. Hlavní vliv na vlastnosti, jako tvrdost a odolnost vůči opotřebení, má obsah uhlíku a tepelné zpracování [50]. Slitina Co-Cr-Mo vyrobená LENS vykazuje horší odolnost vůči abrazivnímu opotřebení než stejný materiál zpracovaný kovaním. Příčinou je velmi tenká, dlouhá a nepravidelně tvarovaná karbidická fáze, která v porovnání s optimálně velkou, pravidelnou a rovnoměrně rozloženou fází podléhá snadnějšímu otěru [52]. Nicméně správnou optimalizací procesních parametrů lze dosáhnout výborných mechanických, tribologických a elektrochemických vlastností [30]. Zajímavostí je, že neoptimální struktura získaná technologií LENS neměla vliv na tvrdost a dosahovala hodnot srovnatelných s kovanou slitinou Co-Cr-Mo [52].

Všechny testované vzorky byly vyrobeny aditivní metodou LENS, zahřáty na teplotu 1200 °C a kaleny vodou. Doba setrvání na této teplotě byla různá, stejně jako další tepelné zpracování viz tab. 4 [50].

Tab. 4 Podmínky tepelného zpracování vzorků (převzato a upraveno z [50]).

Označení vzorku	Doba prohřevu na teplotě 1200 °C (min)	Teplota umělého stárnutí (°C)		Doba umělého stárnutí (h)
S1	30		Bez umělého stárnutí	
S2	30	815		4
S3	30	830		6
S4	45		Bez umělého stárnutí	
S5	45	815		6
S6	45	830		2
S7	60		Bez umělého stárnutí	
S8	60	815		2
S9	60	830		4

Největší tvrdosti 512 ± 58 Hv dosáhly vzorky s označením S6. Nejlepší odolnost vůči opotřebení měly vzorky S9, které setrvaly 60 minut na teplotě 1200 °C s 4 hodinovým procesem umělého stárnutí za teploty 830 °C. Vykazovaly míru opotřebení $0.90 \pm 0.14 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ při tvrdosti 380 ± 35 Hv. Největší míru opotřebení $1.44 \pm 0.28 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$ měly vzorky S1 s poměrně vysokou tvrdostí 491 ± 51 Hv. Výsledek experimentu potvrdil, že neexistuje přímá závislost mezi tvrdostí materiálu a mírou opotřebení viz tab. 5. Tato skutečnost může být způsobena rozdílnou velikostí a rozmístěním precipitátů v mikrostruktuře vlivem tepelného zpracování. Vzorky podrobené delšímu prohřevu na teplotě 1200 °C měly nižší míru opotřebení než vzorky s kratší dobou prohřátí. Příčinou může být úplné rozpuštění a znovu vzniknutí oddělené pevné fáze karbidů během setrvání na teplotě 1200 °C a procesu umělého stárnutí [50].

Tab. 5 Experimentálně zjištěné hodnoty tvrdosti a míry opotřebení vzorků (převzato a upraveno z [50]).

Označení vzorku	Tvrdost (Hv)	Míra opotřebení ($\times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{N}\cdot\text{m}$)
S1	491 ± 51	$1,44 \pm 0,28$
S2	382 ± 25	$1,18 \pm 0,24$
S3	378 ± 11	$1,19 \pm 0,25$
S4	372 ± 44	$0,96 \pm 0,28$
S5	386 ± 25	$1,17 \pm 0,12$
S6	512 ± 58	$1,08 \pm 0,18$
S7	478 ± 81	$0,96 \pm 0,25$
S8	484 ± 37	$0,97 \pm 0,13$
S9	380 ± 35	$0,90 \pm 0,14$

Ve všech vzorcích se objevily stopy po uvolněných karbidech. Menší míra opotřebení se projevila hladší rýhou v materiálu [50].

Jak je patrné z tab. 6, největší vliv na tvrdost materiálu má doba procesu umělého stárnutí. Dominující účinek na odolnost vůči opotřebení má doba prohřevu a to ze 71 %. Celkově největší dopad na vlastnosti součásti má z 56 % doba prohřevu následovaná teplotou procesu umělého stárnutí z 29 % a nakonec dobou umělého stárnutí [50].

Tab. 6 Vliv parametrů tepelného zpracování na vlastnosti vzorku (převzato a upraveno z [50]).

Odezva	Doba prohřevu	Teplota umělého stárnutí	Doba umělého stárnutí
Tvrdost (%)	5	5	77
Odolnost vůči opotřebení (%)	71	2	14
Odolnost vůči korozi (%)	13	27	57
Celkový vliv (%)	56	29	5

Zlepšení odolnosti vůči opotřebení lze tedy docílit vhodným tepelným zpracováním po výrobě, a to tak aby došlo k úplnému rozpuštění a opětovné precipitaci částic karbidů a bylo dosaženo optimální struktury. Důležitý je i obsah uhlíku, který má vliv na objem karbidických precipitátů, a vyladění procesních parametrů kvůli vyvarování se tvorbě souvislé, tenké karbidické vrstvy [52].

3.4.5 Porozita materiálu

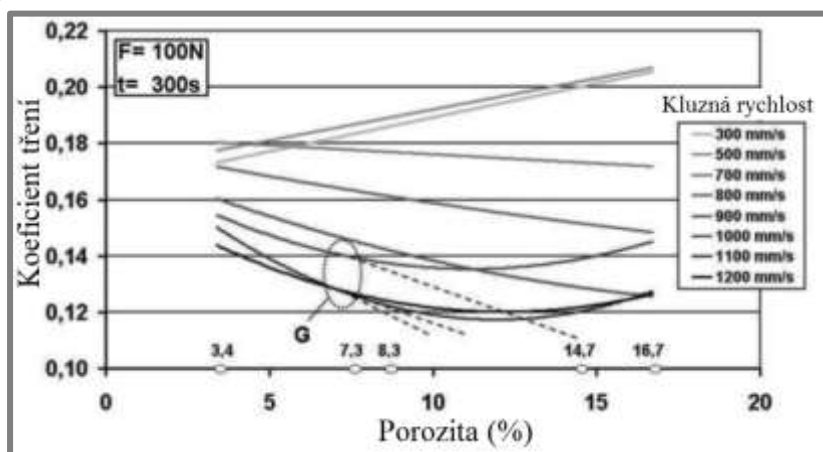
Pórovitost je často považována za nežádoucí a bývá snahou dosáhnout co největší hustoty materiálu. Póry při prostupu tepla fungují jako izolátor a zapříčiňují tak zhoršený přenos tepla. Můžou však přinášet i výhody, kterých lze využít pro některé třecí aplikace. Příkladem je porozitou zvýšená drsnost povrchu využitá na brzdovém kotouči [48], vzniklý prostor pro uložení maziva nebo schopnost tlumení vibrací [11]. Za další výhodu můžeme považovat zachycení uvolněných částic vzniklých z opotřebení [48].

V práci [53] autor mimo jiné studuje vzájemné tribologické chování mezi vzorkem z Fe-Ni-Cu(P) zpracovaným technologií SLS a polyamidem s označením Ertalon® 66-GF30, jež je z 30 % obsahu vyztužen skelnými vlákny. Porozita materiálu vyrobeného technologií SLS je ovlivňována odlišnou absorpcí energie z důvodu různé skenovací rychlosti a dochází tak k odlišným tavným procesům práškového materiálu. Tab. 7 uvádí hodnoty porozity vzorků Fe-Ni-Cu(P) při dané skenovací rychlosti, přičemž ostatní procesní parametry byly pro všechny vzorky stejné. Z výsledků experimentu nejsou patrné žádné zákonitosti a je nutné provést další výzkum v této oblasti [53].

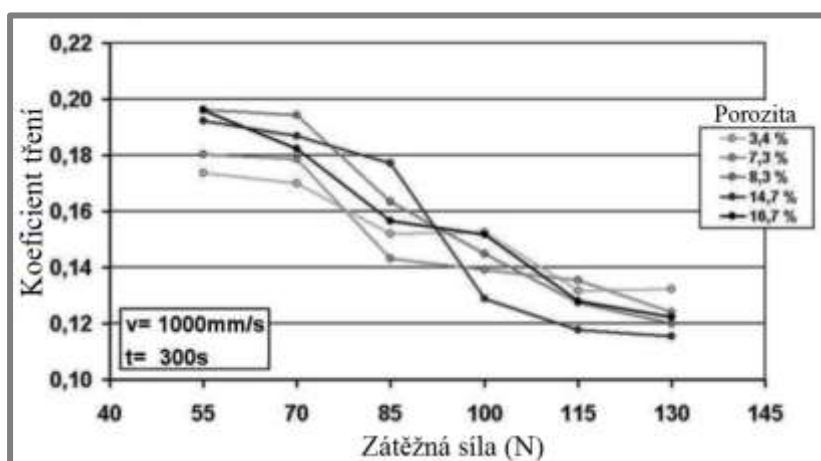
Tab. 7 Porozita vzorků Fe-Ni-Cu(P) při dané skenovací rychlosti [53].

Skenovací rychlost [mm/s]	Porozita [%]	Rozptyl
200	3,4	± 1,17
300	16,7	± 2,89
400	7,3	± 1,20
500	14,7	± 2,64
600	8,3	± 2,26

Na obr. 31 je zobrazena závislost koeficientu tření na pórovitosti při určité kluzné rychlosti vzorků Fe-Ni-Cu(P) a polyamidu během tribologického testu pin on disc. S růstem porozity se při kluzných rychlostech 300–500 mm/s koeficient tření zvyšuje. Kluzná rychlost v rozmezí 700–900 mm/s má v důsledku přibývajících tepla vzniklém třením za následek zahřátí polymeru, který změkne a sníží koeficient tření. Při kluzné rychlosti 1000–1200 mm/s koeficient tření zpočátku klesá. V určitém bodě, kdy je povrch polyamidu zahřát natolik, že se začíná tavit, dochází k usazení odtržených skelných vláken v pórech. Tato skutečnost způsobí zvýšení koeficientu tření [53].



Obr. 31 Závislost koeficientu tření na pórovitosti při určité kluzné rychlosti vzorku za konstantní zátěžné síly (převzato a upraveno z [53]).



Obr. 32 Závislost koeficientu tření na zátěžné síle při různé pórovitosti materiálu za konstantní kluzné rychlosti (převzato a upraveno z [53]).

4 DISKUZE

Přes velké úsilí zjistit co největší počet možností využití aditivní technologie pro výrobu třecích těles se zjistilo, že aplikací prozatím není mnoho. Jedním z možných důvodů, proč nedochází k tak rychlému rozšíření, může být snaha firem o ochranu svého know-how. Velké firmy mají své vlastní výzkumné laboratoře, které tají výsledky výzkumů a brání tak šíření povědomí o dané problematice. Dalším faktorem je vysoká cena materiálů, a výrobních strojů. Řešením by mohla být zvýšená konkurence na trhu, což by vedlo ke snížení cen.

Výsledky experimentů odhalily složitost vlivů různých faktorů na tribologické vlastnosti vyrobeného produktu. Důležité je pochopení dějů při výrobním procesu. Mezi významné činitele ovlivňující strukturu materiálu patří například množství absorbované energie materiálem, která je ovlivňována rychlostí skenování a výkonem laseru. Pro dosažení žádaných vlastností výrobku je klíčové optimální nastavení kombinace procesních parametrů. Výsledky fretting testu neprokázaly, že by s rostoucí tvrdostí dílů vyrobených AM rostla odolnost vůči opotřebení. Naopak u POD testů byla zjištěna závislost klesající míry opotřebení na rostoucí tvrdosti. U dílů vyrobených AM tedy vysoká tvrdost není zárukou dobré odolnosti vůči opotřebení. Při posuzování odolnosti vůči opotřebení bude hrát svou roli charakter namáhání. Velice také záleží na struktuře materiálu. Obsah nízkotavicí složky nebo případná infiltrace prvkem s nízkým koeficientem tření (například mědi) pozitivně ovlivňují množství vzniklých částic z opotřebení.

Posouzení chování opotřebení součástí z polymerů se ukázalo jako poměrně složitý problém. Polymery jsou materiál náchylný na opotřebení a jejich odolnost je možno zvýšit zpevněním vláken keramiky nebo kovu. Kompozitní materiály s kovovou kujnou maticí mají dobrý předpoklad pro užití v třecích aplikacích. Důvodem je absorpce uvolněných částic vzniklých z opotřebení. Odolnost vůči opotřebení lze u kompozitů zvýšit množstvím tvrdého karbidu. Při 60 % obsahu karbidu SiC byla odolnost až 5× vyšší než u kompozitu s 20 % SiC.

Póry v materiálu fungují jako izolátor, což zapříčiňuje zhoršený přenos tepla, který může dále ovlivňovat případné uložení maziva v pórech. Kromě již zmíněných výhod může pórovitost také ovlivňovat opotřebení vlivem zachycení uvolněných částic materiálu.

Výzkumy provedené v oblasti těles plnicích tribologickou funkci potvrdily zájem o aplikování aditivních technologií. Ačkoliv byla provedena série experimentů, neustále je na čem pracovat. Budoucí vývoj bude ovlivněn přístupem firem k této problematice.

Aditivní technologie je velice rychle se rozvíjející odvětví výroby. V dnešní době disponuje mnoha metodami. Princip výroby je u všech metod velice podobný. Na základě vytvořeného 3D modelu, který je ve speciálním softwaru rozdělen na jednotlivé vrstvy, je možné prostřednictvím těchto dat produkovat velmi složité součásti postupným vrstvením materiálu. Technologie umožňují zpracování polymerů, kovů, keramiky i kompozitů. Velmi důležité je správné skladování kovových práškových materiálů, aby se zamezilo jejich znehodnocení oxidací.

Aplikací, kde je využíváno třecích těles vyrobených AM, prozatím není mnoho. Výhodou užití této technologie může být cílená porozita sloužící například pro uložení maziva nebo tlumení vibrací. Další možností je výroba součástí bez pórů, jejíž vlastnosti by byly srovnatelné s konvenčně vyráběnými díly, které by ovšem vynikaly možností použití složité, pro konvenční výrobu nevyrobitelné geometrie. Prozatím největší využití je v medicíně na výrobu umělých náhrad a ve strojním průmyslu ve spojení s výrobou ozubených kol. Aditivní technologie umožňuje společně s reverzním inženýrstvím možnost produkce umělé náhrady přímo na míru pacienta. Nejvíce využívané technologie pro výrobu implantátů jsou EBM a SLM. Produkce ozubených kol s neevolventním ozubením vyžaduje použití složitých nástrojů, což AM eliminuje a díky možnosti použití transparentních materiálů je možné i zkoumání záběrové oblasti, která je náchylná na opotřebení.

Časté tribologické jevy objevující se u kontaktu povrchů dvou dílů jsou opotřebení frettingem nebo jednosměrným skluzem, který bývá doprovázen uváznutím úlomků materiálu mezi povrchy. Jako nástroj pro porovnání odlišných tribologických jevů opotřebení slouží disipovaná energie, která je jakýmsi ekvivalentem zátěžné síly. Výzkum v oblasti tribologie dílů vyrobených AM odhalil velký vliv procesních parametrů metod, obzvláště skenovací rychlosti, na vlastnosti vyrobené komponenty. Odolnost materiálů vůči opotřebení je možno zvýšit zpevněním keramikou nebo jinými vlákny. Kompozity s kovovou maticí vynikají dobrou odolností vůči opotřebení, která je pozitivně ovlivňována kujnější maticí. Správně zvoleným tepelným zpracováním lze také snížit míru opotřebení materiálu, přičemž největší vliv má doba prohřevu. Tvrdost je nejvíce ovlivňována dobou umělého stárnutí. Nebyla zjištěna přímá závislost porozity na skenovací rychlosti.

Aditivní technologie si prozatím hledá cestu pro své využití v třecích aplikacích a je nutné provést řadu dalších výzkumů v oblasti tribologie a materiálů. Důležitým faktorem pro další pokrok je snížení cen materiálů a výrobních strojů. Studie možností výroby kovových ozubených kol s chladicími a mazacími kanálky se s ohledem na možné budoucí použití jeví zajímavě a mohla by se jednat o jednu z cest kudy se dál ubírat.

6 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] GUO, Nannan a Ming LEU. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Frontiers of Mechanical Engineering* [online]. Berlin/Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1309, 8(3): 215-243 [cit. 2015-04-12]. DOI: 10.1007/s11465-013-0248-8. ISSN 20950233. Dostupné také z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s11465-013-0248-8>
- [2] *NanoSteel Expands Material Capabilities for Additive Manufacturing* [online]. 1503 [cit. 2015-04-04]. Dostupné z: <http://additivemanufacturing.com/2015/03/04/nanosteel-expands-material-capabilities-for-additive-manufacturing/>
- [3] TSOUKNIDAS, A. Friction Induced Wear of Rapid Prototyping Generated Materials: A Review. *Advances in Tribology* [online]. 2011, 2011: 1-7 [cit. 2015-03-07]. DOI: 10.1155/2011/746270. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/at/2011/746270/>
- [4] WOHLERS, Terry T. *Wohlers report.: additive manufacturing and 3D printing state of the industry, annual worldwide progress report*. Fort Collins, Colo: Wohlers Associates, 2000. ISBN 0975442996.
- [5] Additive Fabrication. *CUSTOMPART.NET* [online]. 2009 [cit. 2015-05-09]. Dostupné z: <http://www.custompartnet.com/wu/additive-fabrication>
- [6] CHUA, Chee Kai, Kah Fai LEONG a Chu Sing LIM. *Rapid prototyping: principles and applications*. 2nd ed. New Jersey: World Scientific, 2003, xxv, 420 p. ISBN 9812381201.
- [7] *Additively: your acces to 3D printing* [online]. 2013 [cit. 2015-04-12]. Dostupné z: <https://www.additively.com/en/>
- [8] Technologies. *Sandia National Laboratories: Exceptional Service in the National Interest* [online]. 2015 [cit. 2015-05-08]. Dostupné z: <http://www.sandia.gov/mst/technologies/net-shaping.html>
- [9] KRUTH, J.-P. et al. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals - Manufacturing Technology* [online]. 2007, 56(2): 730-759 [cit. 2015-05-02]. DOI: 10.1016/j.cirp.2007.10.004. ISSN 00078506. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0007850607001540>
- [10] YAO, Nina a Xionghou PENG. The Preparation Method of Metal Powder for 3D Printing. *Sichuan Nonferrous Metals* [online], 2013, 12(4): 48- 51. [cit. 2015-04-15]. Dostupné také z: <http://caod.oriprobe.com/order.htm?id=40782858&ftext=base>
- [11] MURALI, K et al. Direct selective laser sintering of iron-graphite powder mixture. *Journal of Materials Processing Tech* [online]. 2003, 136(1): 179-185 [cit. 2015-04-18]. DOI: 10.1016/S0924-0136(03)00150-X. ISSN 09240136. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092401360300150X>

- [12] TARASOVA, T. V., A. P. NAZAROV a Yu. I. SHALAPKO. Abrasive and fretting wear resistance of refractory cobalt alloy specimens manufactured by the method of selective laser melting. *Journal of Friction and Wear* [online]. Allerton Press, 1409, 35(5): 365-373 [cit. 2015-04-12]. DOI: 10.3103/S1068366614050158. ISSN 1068-3666. Dostupné také z: <http://link.springer.com/article/10.3103/S1068366614050158>
- [13] LINXI, Z. et al. Additive manufacturing technologies of porous metal implants. *CHINA FOUNDRY* [online]. 1407, 14(4): 322-331 [cit. 2015-05-09]. Dostupné z: <http://www.foundryworld.com/uploadfile/2014090238458693.pdf>
- [14] MURR, L. et al. Next Generation Orthopaedic Implants by Additive Manufacturing Using Electron Beam Melting. *International Journal of Biomaterials* [online]. 2012, 2012: 1-14 [cit. 2015-04-10]. DOI: 10.1155/2012/245727. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/ijbm/2012/245727/>
- [15] CHRISTEL, P., A. MEUNIER a A. J. C. LEE. *Biological and biomechanical performance of biomaterials* [online]. 1986 [cit. 2015-04-10]. DOI: doi:10.1016/0142-9612(87)90107-4. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0142961287901074>
- [16] AGRAWAL, C. M. Reconstructing the human body using biomaterials. *JOM* [online]. Springer-Verlag, 1998, 50(1): 31-35 [cit. 2015-04-12]. DOI: 10.1007/s11837-998-0064-5. ISSN 10474838. Dostupné také z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s11837-998-0064-5>
- [17] HAIBO, H., L. HUIQUN a W. JIEEN. Research Progress of Biomedical Porous Titanium and Its Alloys. *Materials Review* [online]. 2012, 26(19): 262-270 [cit. 2015-03-27]. Dostupné z: <http://www.foundryworld.com/uploadfile/2014090238458693.pdf>
- [18] EBM for Orthopedic Implants. Arcam AB [online]. [2013] [cit. 2015-04-11]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/solutions/orthopedic-implants/>
- [19] STUCKER, B., C. ESPLIN a D. JUSTIN. *An Investigation of LENS®-Deposited Medical-Grade CoCrMo Alloys* [online]. [cit. 2015-04-12]. Dostupné z: <http://sffsymposium.engr.utexas.edu/Manuscripts/2004/2004-08-Stucker.pdf>
- [20] SONG, Changhui et al. Study on manufacturing of W-Cu alloy thin wall parts by selective laser melting. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* [online]. London: Springer London, 1505, 78(5): 885-893 [cit. 2015-04-22]. DOI: 10.1007/s00170-014-6689-3. ISSN 02683768. Dostupné také z: <http://link.springer.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/article/10.1007/s00170-014-6150-7>
- [21] SCHRÖDER, Christian et al. Rapid Prototyping for In Vitro Knee Rig Investigations of Prosthetized Knee Biomechanics: Comparison with Cobalt-Chromium Alloy Implant Material. *BioMed Research International* [online]. 2015, 2015: 1-9 [cit. 2015-04-14]. DOI: 10.1155/2015/185142. Dostupné také z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/185142/>
- [22] KOCZOROWSKI, R. a S. WLOCH. Evaluation of wear of selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1999, 81(4): 453-459 [cit. 2015-05-17]. DOI: 10.1016/S0022-3913(99)80013-4. ISSN 00223913. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391399800134>

- [23] AL-HIYASAT, Ahmad S., William P. SAUNDERS a George M. SMITH. Three-body wear associated with three ceramics and enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 1999, 82(4): 476-481 [cit. 2015-05-17]. DOI: 10.1016/S0022-3913(99)70037-5. ISSN 00223913. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391399700375>
- [24] REHMAN, Abdul. Additive Printing Transforms Digital Dentistry. 3D Print Headquarters [online]. 1311 [cit. 2015-05-9]. Dostupné z: <http://3dprinthq.com/additive-printing-transforms-digital-dentistry/>
- [25] *Additive Manufacturing in Dentistry* [online]. [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: <http://ip-saas-eos-cms.s3.amazonaws.com/public/508ff2c0a6165bd3/83ee9a41f24e8a5ffb630dd3e9386f55/dentalbroschuere.pdf>
- [26] LIOU, W. Rapid Prototyping and Engineering Applications – a Toolbox for Prototype Development, *Taylor & Francis Group*, [online]. 2008 [cit. 2015-03-14]. Dostupné z: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/20133.pdf>
- [27] BUDZIK, G. The Use of the Rapid Prototyping Method for the Manufacture and Examination of Gear Wheels. *Advanced Applications of Rapid Prototyping Technology in Modern Engineering* [online]. 2011 [cit. 2015-03-14]. Dostupné z: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/20133.pdf>
- [28] PACANA, J., B. KOZIK a G. BUDZIG. Defining Instantaneous Contact Track of Aeronautical Bevel Gear Applying Finite Elements Method and Rapid Prototyping Method: Journal of KONES Powertrain and Transport. *Journal of KONES Powertrain and Transport* [online]. 2010, 17(2): 379-386 [cit. 2015-03-14]. Dostupné z: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/20133.pdf>
- [29] SOBOLAK, M. a G. BUDZIK. Experimental Method of Tooth Contact Analysis (TCA) with Rapid Prototyping (RP) Use. *Rapid Prototyping Journal* [online]. 2008, 14(4): 197- 201 [cit. 2015-03-14]. Dostupné z: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/20133.pdf>
- [30] Gear Wheel Manufacture Via Selective Laser Melting. *RAPID 2014* [online prezentace]. 2014 [cit. 2015-04-09]. Dostupné z: <http://publica.fraunhofer.de/dokumente/N-298023.html>
- [31] Increasing transmission efficiency by implementation of a conformal cooling system using additive manufacturing. *DDMC 2014* [online prezentace]. 2014 [cit. 2015-04-26]. Dostupné z: <http://publica.fraunhofer.de/starweb/pub09/servlet.starweb>
- [32] Sweden's VBN Components establishes plant for production of wear resistant components by Additive Manufacturing [online]. 2015 [cit. 2015-03-28]. Dostupné z: <http://www.metal-am.com/news/003141.html>
- [33] Vibenite. *VBN COMPONENTS* [online]. 2014 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: <https://vbncomponents.se/vibenite/>
- [34] MANTRALA, K. et al. Laser-deposited CoCrMo alloy: microstructure, wear and electrochemical properties. *J. Mater. Res* [online]. 2014, 2011–2027 [cit. 2015-04-17]. DOI: 10.1557/jmr.2014.163. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fmech.2015.00002/full>

- [35] RAMESH, C.S. a C.K. SRINIVAS. Friction and wear behavior of laser-sintered iron–silicon carbide composites. *Journal of Materials Processing Tech* [online]. 2009, 209(14): 5429-5436 [cit. 2015-04-05]. DOI: 10.1016/j.jmatprotec.2009.04.018. ISSN 09240136. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924013609001654>
- [36] SIMCHI, A. a H. POHL. Effects of laser sintering processing parameters on the microstructure and densification of iron powder. *Materials Science & Engineering A* [online]. 2003, 359(1): 119-128 [cit. 2015-04-14]. DOI: 10.1016/S0921-5093(03)00341-1. ISSN 09215093. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921509303003411>
- [37] SIMCHI, A., F. PETZOLDT a H. POHL. Direct metal laser sintering: material considerations and mechanisms of particle bonding. *International Journal of Powder Metallurgy*. 2001, 37(2): 49–61
- [38] ADDITIVE MANUFACTURING POWDERS. *NANOSTEEL* [online]. 2015 [cit. 2015-03-15]. Dostupné z: <https://nanosteelco.com/products/engineered-powders/additive-manufacturing-powders>
- [39] Fretting damage. UNIVERSITY OF LEEDS [online]. 2015 [cit. 2015-04-18]. Dostupné z: <http://www.engineering.leeds.ac.uk/functional-surfaces/research/tribology-surface-engineering/current-research/fretting-damage.shtm>
- [40] KUMAR, S. a J.-P. KRUTH. *Wear Performance of SLS/SLM Materials* [online]. : 750-753 [cit. 2015-04-15]. DOI: 10.1002/adem.200800075. Dostupné také z: <https://lirias.kuleuven.be/bitstream/123456789/197932/1/08PP125.pdf>
- [41] KUMAR, S. *Wear of SLS Materials under Plastic and Elastic Contact Conditions* [online]. 2008 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: <http://sffsymposium.engr.utexas.edu/Manuscripts/2008/2008-14-Kumar.pdf>
- [42] KUMAR, S. *Microstructure and Wear of SLM Materials* [online]. 2008 [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: <http://sffsymposium.engr.utexas.edu/Manuscripts/2008/2008-13-Kumar.pdf>
- [43] HUQ, M. Z. a J.-P. CELIS. Expressing wear rate in sliding contacts based on dissipated energy. *Wear* [online]. 2002, 252(5): 375-383 [cit. 2015-05-06]. DOI: 10.1016/S0043-1648(01)00867-5. ISSN 00431648. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0043164801008675>
- [44] KRÍŽ, A. http://www.ateam.zcu.cz/TRIBOLOGICKA_ANALYZA_PIN-ON-DISC.pdf. *METAL 2004* [online]. [cit. 2015-04-15]. Dostupné z: http://www.ateam.zcu.cz/TRIBOLOGICKA_ANALYZA_PIN-ON-DISC.pdf
- [45] TSOUKNIDAS, A. *Tribological, mechanical and physical characterization of hydroxyapatite/polycaprolactone bio-composites* [online]. [cit. 2015-04-24]. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/at/2011/746270/>
- [46] SOOD, A. K. et al. An investigation on sliding wear of FDM built parts. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology* [online]. 2012, 5(1): 48–54 [cit. 2015-05-03]. DOI: 10.1016/j.cirpj.2011.08.003. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1755581711001040>

- [47] RAMESH, C.S., C.K. SRINIVAS a B.H. CHANNABASAPPA. Abrasive wear behaviour of laser sintered iron–SiC composites. *Wear* [online]. 2009, 267(11): 1777-1783 [cit. 2015-04-20]. DOI: 10.1016/j.wear.2008.12.026. ISSN 00431648. Dostupné také z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0043164809000039>
- [48] JUNIOR, Jorge Alberto Lewis Esswein, Fabiano Edovirges ARRIECHE a Lírio SCHAEFFER. *Analysis of wear in organic and sintered friction materials used in small wind energy converters* [online]. : 269-273 [cit. 2015-05-22]. DOI: 10.1590/s1516-14392008000300007. Dostupné také z:
<http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-14392008000300007>
- [49] GURCAN, A.B. a T.N. BAKER. Wear behaviour of AA6061 aluminium alloy and its composites. *Wear* [online]. 1995, 188(1): 185-191 [cit. 2015-03-28]. DOI: 10.1016/0043-1648(95)06639-X. ISSN 00431648. Dostupné také z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/004316489506639X>
- [50] MANTRALA, K. M. et al. *Additive Manufacturing of Co-Cr-Mo Alloy: Influence of Heat Treatment on Microstructure, Tribological, and Electrochemical Properties* [online]. [cit. 2015-05-14]. DOI: 10.3389/fmech.2015.00002. Dostupné také z:
<http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fmech.2015.00002/full>
- [51] STEEN, W. M. *Metals* [online]. 1985 [cit. 2015-05-15]. Dostupné také z:
<http://link.springer.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/article/10.1007/s10856-007-3078-6>
- [52] JANAKI RAM, G., C. ESPLIN a B. STUCKER. Microstructure and wear properties of LENS ® deposited medical grade CoCrMo. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* [online]. Boston: Springer US, 0805,19(5): 2105-2111 [cit. 2015-03-28]. DOI: 10.1007/s10856-007-3078-6. ISSN 09574530. Dostupné také z:
<http://link.springer.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/article/10.1007/s10856-007-3078-6>
- [53] HERZEG, S. Elaboration of Condition of Rapid Prototyping to Selective Laser Sintering and Investigation of Fe-Ni-Cu(P) Based Models [online]. 2006 [cit. 2015-05-16]. Dostupné z:
http://www.omikk.bme.hu/collections/phd/Kozlekedesmernoki_Kar/2006/Herczeg_Szabolcs/tezis_eng.pdf

7 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

3DP	– Three Dimensional Printing
AM	– Additive manufacturing
DMLS	– Direct Metal Laser Sintering
EBM	– Elektron Beam Melting
FDM	– Fused Deposition Modeling
FEF	– Freeze-form Extrusion Fabrication
LENS	– Laser Engineerd Net Shaping
LOM	– Laminated Object Manufacturing
MJM	– Multi Jet Modeling
PJ	– Polymer Jetting
RM	– Rapid manufacturing
RP	– Rapid prototyping
SGC	– Solid Ground Cutting
SLA	– Stereolitografie
SLM	– Selective Laser Melting
SLS	– Selective Laser Sintering

8 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1 Přehled využití AM v různých odvětvích (převzato a upraveno z [4]).	14
Obr. 2 Metoda SLA (převzato a upraveno z [7]).	15
Obr. 3 Metoda SLS (převzato a upraveno z [7]).	16
Obr. 4 Metoda EBM (převzato a upraveno z [7]).	16
Obr. 5 Výroba lopatky technologií LENS [8].	17
Obr. 6 Metoda FDM (převzato a upraveno z [7]).	18
Obr. 7 Umělá náhrada jamky páňového kloubu z materiálu Ti6Al4V [18].	21
Obr. 8 Kolenní implantát z Co-29Cr-6Mo vyrobený metodou EBM [14].	22
Obr. 9 Komponenty totální kyčelní náhrady (převzato a upraveno z [14]).	23
Obr. 10 Vyleštěný zubní můstek z materiálu EOS CobaltChrome SP2 [25].	24
Obr. 11 Kovové ozubené kolo s chladicími kanálky (převzato a upraveno z [30]).	25
Obr. 12 Ozubené kolo s odlehčenou strukturou (převzato a upraveno z [30]).	26
Obr. 13 Detail mazacích kanálků ozubeného kola (převzato a upraveno z [30]).	26
Obr. 14 Odvalovací fréza [32].	27
Obr. 15 Ložisko vyrobené AM firmou NanoSteel [34].	27
Obr. 16 Vliv procesních parametrů na hustotu dílu (převzato a upraveno z [20]).	28
Obr. 17 Závislost relativní hustoty na dodané energii (převzato a upraveno z [20]).	29
Obr. 18 Tvrdost jednotlivých materiálů (převzato a upraveno z [38]).	29
Obr. 19 Odolnost materiálů vůči opotřebení (převzato a upraveno z [38]).	30
Obr. 20 Fretting test materiálu LaserForm. (převzato a upraveno z [41]).	32
Obr. 21 Fretting test materiálu DirectSteel (převzato a upraveno z [41]).	32
Obr. 22 Fretting test při zatížení 6 N (převzato a upraveno z [41]).	33
Obr. 23 Fretting test při zatížení 8 N (převzato a upraveno z [41]).	33
Obr. 24 Fretting test – opotřebení v závislosti na kumulativní disipované energii (převzato a upraveno z [41]).	34
Obr. 25 POD test – závislost konstanty opotřebení na použitém zatížení (převzato a upraveno z [41]).	35
Obr. 26 POD test – závislost objemu opotřebovaných částic na pohlcené energii (převzato a upraveno z [41]).	35
Obr. 27 Kvalitativní vliv procesních FDM a testovacích parametrů na opotřebení (převzato a upraveno z [3]).	36
Obr. 28 Kvalitativní vliv procesních SLS/SLM a testovacích parametrů na opotřebení (převzato a upraveno z [3]).	37
Obr. 29 Závislost míry opotřebení na zátěži při užití papíru zrnitosti 60 (převzato a upraveno z [47]).	37
Obr. 30 Závislost míry opotřebení na zátěži při užití papíru zrnitosti 150 (převzato a upraveno z [47]).	38
Obr. 31 Závislost koeficientu tření na pórovitosti při určité kluzné rychlosti vzorku za konstantní zátěžné síly (převzato a upraveno z [53]).	41
Obr. 32 Závislost koeficientu tření na zátěžné síle při různé pórovitosti materiálu za konstantní kluzné rychlosti (převzato a upraveno z [53]).	41

9 SEZNAM TABULEK**9**

Tab. 1 Polymery (převzato a upraveno z [1])	19
Tab. 2 Kovové materiály (převzato a upraveno z [1])	20
Tab. 3 Objemy materiálů vzniklé opotřebením z fretting testu [40], [41]	31
Tab. 4 Podmínky tepelného zpracování vzorků (převzato a upraveno z [50]).	39
Tab. 5 Experimentálně zjištěné hodnoty tvrdosti a míry opotřebení vzorků	39
Tab. 6 Vliv parametrů tepelného zpracování na vlastnosti vzorku (převzato a upraveno z [50]).	40
Tab. 7 Porozita vzorků Fe-Ni-Cu(P) při dané skenovací rychlosti [53].	41