



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE

INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

**STUDIUM TECHNOLOGIÍ SPÉKÁNÍ SLITINY TI-6AL-4V
PRO IMPLANTÁTY**

A STUDY ON SINTERING TECHNOLOGIES OF TI-6AL-4V ALLOY FOR IMPLANTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Katrin Bučková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.

BRNO 2018

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav strojírenské technologie
Studentka: **Katrin Bučková**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.**
Akademický rok: 2017/18

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:

Studium technologií spékání slitiny Ti–6Al–4V pro implantáty

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Studium dvou alternativních technologií tavení titanové slitiny Ti6Al4V – pomocí laserového selektivního tavení a tavení pomocí elektronového paprsku pro výrobu implantátů.

Cíle bakalářské práce:

1. Teoretický rozbor problému
 - 1.1 Stavba kosti, její degradace,
 - 1.2 Stávající metody implantace, druhy implantátů
 - 1.3 Technologie zpracování CT, MR a CAD dat
 - 1.4 Popis principů technologie, srovnání s laserovými technologiemi
 - 1.5 Popis soudobých strojů pro tuto technologii
 - 1.6 Analýza používaných prášků – velikost, distribuce
 - 1.7 Popis technologických režimů spékání
 - 1.8 Popis dosahovaných tvarových a rozměrových přesností vyráběných dílců, drsností
 - 1.9 Analýza dosažených mechanických hodnot materiálu
 - 1.10 Analýza strukturní kvality spékaných materiálů
 - 1.11 Analýza korozních vlastností
 - 1.12 Analýza únavových vlastností
 - 1.13 Analýza obrobiteľnosti spékaných materiálů
2. Návrh experimentálních prací
3. Vyhodnocení výsledků

Seznam doporučené literatury:

AI-BERMANI, S. S., BLACKMORE, M. L., ZHANG, W., TODD, I. The origin of microstructural diversity, texture, and mechanical properties in electron beam melted Ti-6Al-4V. Metallurgical and Materials Transactions A: Physical Metallurgy and Materials Science. 2010, 41(13), pp. 3422-3434.

FACCHINI, L., MAGALINI, E., ROBOTTI, P., MMOLINARI, A. Microstructure and mechanical properties of Ti-6Al-4V produced by electron beam melting of pre-alloyed powders. Rapid Prototyping Journal. 2009, 15(3), pp. 171-178.

FOUVRY, S. A quantitative approach of Ti-6Al-4V fretting damage: friction, wear and crack nucleation. Wear 257.9-10, 2004. pp. 916-29.

GALARRAGA, H. Effects of the microstructure and porosity on properties of Ti-6Al-4V ELI alloy fabricated by electron beam melting (EBM). Additive Manufacturing 10. 2016. pp. 47-57.

GONG, H. Analysis of defect generation in Ti-6Al-4V parts made using powder bed fusion additive manufacturing processes. Additive Manufacturing 1-4. 2014. pp. 87-98.

GONG, H. Influence of defects on mechanical properties of Ti-6Al-4V components produced by selective laser melting and electron beam melting. Materials & Design 86. 2015. pp. 545-554.

ANTONYSAM, A. Effect of Wall Thickness Transitions on Texture and Grain Structure in Additive Layer Manufacture (ALM) of Ti-6Al-4V. Materials science forum 706-709. 2012. pp.205-210.

KRUTH, J.-P. Material Ingress Manufacturing by Rapid Prototyping Techniques. CIRP Annals - Manufacturing Technology. 1991, 40(2), pp. 603-614.

PÍŠKA, M., TRUBAČOVÁ, P., HORNÍKOVÁ, J., DEBLIR, I. Analysis of powder steel material, laser sintering technology and machining on surface parameters and fatigue. MATERIALWISSENSCHAFT UND WERKSTOFFTECHNIK. 2017, vol. 48(7,8), pp. 820-830. ISSN 0933-5137. DOI: 10.1002/mawe.201700030.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Tato práce přispívá k problematice individuálních náhrad opotřebovaných lidských kloubů aplikací nových druhů implantátů a materiálů, vyráběných s využitím moderních aditivních technologií (tavení kovových prášků pomocí laseru a elektronového paprsku). Hlavní pozornost je věnována tzv. metodě *Electron Beam Melting*, využívané v zařízení ARCAM Q10plus. Analýza vzorků spékané slitiny Ti6Al4V – ELI je provedena z pohledu výrobní přesnosti a kvality po spékání v různých technologických režimech, dosahované kvality povrchu po soustružení, omílání včetně měření dalších průvodních fyzikálních veličin.

Klíčová slova

Implantát, aditivní technologie, tavení pomocí elektronového paprsku, struktura povrchu.

ABSTRACT

This work contributes to the problem of individual replacements of worn human joints by applying new types of implants and materials, made using modern additive technologies (melting of metal powders by laser and electron beam). The main attention is paid to the method called Electron Beam Melting used in the ARCAM Q10plus. Analysis of samples of the sintered Ti6Al4V - ELI alloy is made from the point of view of production precision and quality after sintering in different technological modes and the surface quality reached after turning and tumbling, including measurement of other physical quantities.

Key words

Implant, additive technology, electron beam melting, surface structure.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

BUČKOVÁ, Katrin. *Studium technologií spékání slitiny Ti-6Al-4V pro implantáty*. Brno 2018. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. 89 s., 8 příloh. Vedoucí práce prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma **Studium technologií spékání slitiny Ti-6Al-4V pro implantáty** vypracovala samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených na seznamu, který tvoří přílohu této práce.

Datum

Katrin Bučková

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji tímto prof. Ing. Miroslavu Piškovi, CSc. za cenné připomínky a rady při vypracování bakalářské práce. Dále také celému týmu z laboratoří ÚST, hlavně panu Jiřímu Čechovi za pomoc při měření, stejně tak jako paní Dagmar Polzerové a Mgr. Evě Mojžíšové za další technickou podporu. Velmi bych chtěla poděkovat panu Radku Švihálkovi, Ing. Jaroslavu Vejrostovi a Milanu Janovi, ROTANA, a.s., Velké Meziříčí, za umožnění měření na přístroji Alicona IF GF5, panu Patriku Sjöquistovi a Terese Wahlström, ARCAM, Švédsko, za spolupráci a komunikaci ohledně výroby vzorků a panu Walfriedu Wölkovi, OTEC, Německo, za spolupráci, týkající se omílání vzorků.

V neposlední řadě bych chtěla poděkovat celé své rodině a přátelům za veškerou podporu při mém studiu a zpracování této práce.

OBSAH

ABSTRAKT.....	3
PROHLÁŠENÍ.....	5
PODĚKOVÁNÍ	6
OBSAH	7
ÚVOD	9
1 Teoretický rozbor problému.....	10
1.1 Stavba kosti a její degradace	11
Chrupavčitá tkáň	12
1.2 Stávající metody implantace	14
1.3 Druhy implantátů.....	16
1.3.1 Kolenní implantáty.....	17
1.3.2 Kyčelní implantáty.....	18
1.3.3 Obličejové a lebeční implantáty.....	19
1.3.4 Dentální náhrady	20
1.3.5 Fixní náhrada meziobratlové ploténky.....	20
1.4 Technologie zpracování CT, MR a CAD dat	21
1.5 Popis principů technologie, srovnání s laserymi technologiemi	21
1.6 Popis soudobých strojů pro tuto technologii	26
1.6.1 CONCEPT Laser.....	26
1.6.2. ARCAM Q10	27
1.7. Popis technologických režimů spékání	36
1.8. Popis dosahovaných tvarových a rozměrových přesností vyráběných dílců, drsností.....	36
1.9. Analýza dosahovaných mechanických hodnot materiálu	36
1.10. Analýza strukturní kvality spěkaných materiálů a povrchu	38
1.11. Analýza korozních vlastností.....	38
1.12. Analýza únavových vlastností	39
1.13. Analýza obrobiteľnosti spěkaných materiálů.....	39
2 Experimentální část.....	40
2.1 Výroba vzorků v zařízení Arcam Q10plus.....	40
2.2 Analýza prášku Ti6Al4V ELI	41
2.3 Vyhodnocení tvarové a rozměrové přesnosti vzorků.....	43
2.3.1. Analýza obvodového házení v poloze A.....	44
2.3.2. Analýza kruhovitosti (ovality)	46
2.3.3. Měření přímosti vzorku.....	48

2.4.	Analýza povrchové struktury vzorků	50
2.4.1.	Analýza 2D parametrů povrchu - drsnost, vlnitost, Abbott-Firestoneovy křivka nosného podílu	52
2.5.	Analýza měrných řezných sil a kvality opracování	60
2.5.1.	Analýza měrných řezných sil a kvality opracování soustružením u rotačních vzorků	60
2.6.	Omílání.....	66
2.6.1.	Abraziva	66
2.6.2.	Omílací zařízení DF5	68
2.6.3.	Postup omílání	69
3	DISKUZE.....	73
4	ZÁVĚR	75
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	77
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	85
	SEZNAM PŘÍLOH.....	89

ÚVOD

Jedním ze současných klíčových problémů lidstva je jeho stárnutí, které souvisí zejména s prodlužováním lidského věku. To přináší celou řadu nečekaných problémů, na které není lidské tělo připraveno, což se týká zvláště jeho pohyblivosti a mobility, zejména velkých kloubů – kolenních a kyčelních. Podle *International Consortium of Orthopaedic Registries (ICOR)*, zahrnující 42 předních států světa v péči o klouby, kam patří mj. i ČR [1] - se jedná o jednu z nejčastějších operací na světě – podle národních registrů s četností například 600 000 ročně v USA [2,3], ve Velké Británii (podle zdroje *National Joint Registry*) celkem 106 000 za rok 2015 [4,5] s očekávaným nárůstem v letech 2005-2030 o více než 600% [1,6,7]. Hroživé jsou zejména soudobé vývojové tendence civilizace – ve skandinávských zemích 1986-2003 vzrostl jejich počet desetinásobně (*Swedish Knee Arthroplasty Register, Annual Report 2015* [8]), v roce 2014 dosáhnul počet 13 000 ročně ve Švédsku, 25 000 v Norsku v roce 2011 a podobná situace je i v ČR 1994-2012 - z počtu 1000 na 10 100 operací ročně [9]. Léčebný postup degradovaných velkých kloubů – zvláště kolenních kloubů - který se rozvíjí více než 130 let, je závislý zejména na vývoji totálních endoprotéz, aplikovaných biokompatibilních materiálů, biomechanických studiích a použitém instrumentáriu při operačním zákroku, ale souvisí úzce s životním stylem a prevencí. Tyto kloubní náhrady jsou celosvětově řešeny jako unifikované výrobky, které se implantují pacientům podle závažnosti poškození kloubů a vracejí jim nenahraditelnou mobilitu a možnosti chůze. Tato práce je věnována studiu technologie výroby tzv. individuálních kloubních náhrad, zohledňující reálný stav kloubů a potřeb pacientů, s minimalizací ztráty kostní hmoty při operaci, vyráběných z práškové titanové slitiny Ti-6Al-4V, zejména pomocí laserového paprsku a elektronového svazku.

1 TEORETICKÝ ROZBOR PROBLÉMU

Z důvodu neustále se prodlužující délky života, spojené s opotřebováním kloubní chrupavky a následné degradace nosných kloubů člověka, je zapotřebí předně prevence, udržování zdravého životního stylu, ale také monitorování pohybových schopností člověka. V neposlední řadě je zapotřebí návrhu, vývoje, výroby a aplikace takových implantátů, které by dokázaly odstranit bolest a navrátit dřívější přirozený pohyb artikulujících kloubních ploch. Dalším podnětem pro vývoj a vznik implantátů byly vedle opotřebování kloubní chrupavky spojené s následnou degradací kloubů např. úrazy, nádorové onemocnění a různé traumatologické stavy. Lidské tělo, díky svému anatomickému uspořádání, klade na klouby značné nároky, respektive na její kloubní chrupavku, která je vyživována synoviální tekutinou způsobující artikulaci v kloubu téměř bez otěru. I přes tuto skutečnost by si měla právě kloubní chrupavka zachovat svoji funkci, až do pozdních let života. Pokud dojde k naplnění této skutečnosti a v průběhu života se nevyskytne žádný vážnější úraz, nádorové onemocnění či jiné trauma, mělo by se vzniku artrózy kloubů předejít (individuální záležitost u každého pacienta).

Díky dnešním technologickým možnostem, špičkové operační technice a snaze člověka, se implantace totální endoprotézy kolenního kloubu (tzv. kloubní náhrady) stala jednou z nejčastějších ortopedických operací na světě. Operace tzv. velkých lidských kloubů, mezi které patří zejména klouby kyčelní a kolenní, se dnes již stává rutinní záležitostí, ale má řadu úskalí [8,9].

Co se týče konkrétně kolenního kloubu, tak nejčastější příčinou onemocnění je primární gonartróza a post-traumatické artrózní změny. Mezi další časté patologické komplikace patří chondromalacie pately, která se objevuje zejména u mladších pacientů ve středním věku a má za následek degenerativní onemocnění kloubního spojení kostí.

V případě nezbytného a úspěšného operačního zákroku, který spočívá v náhradě degradovaných artikulujících kloubních ploch spojených s implantací kloubní endoprotézy, je pacientovi umožněno téměř naplno prožít zbytek svého života. Je to podmíněno však dlouhodobým monitorováním člověka dlouho před dosažením kritického poškození určitého kloubu nebo kosti. Úspěšnost celého zákroku je zároveň podmíněna dodržováním určitých pokynů, nezbytnou rehabilitací, RTG/MR/CT kontrolou kloubních implantátů spojenou s fixací implantátů ke kostem, jejich životností a bezesporu také fyzickým a celkovým zdravotním stavem pacienta.

Tato práce navazuje na rozsáhlý základní i aplikovaný výzkum na celém světě i na našem pracovišti, který zahrnuje studie designu moderních implantátů [9-12], jejich materiálů [13-17], technologií pro jejich výrobu [18-23] i vlastní operační postup [18-28].

FSI VUT v Brně sehraává v této oblasti výzkumu významnou roli a zabývá se prakticky všemi oblastmi výzkumu spékáných materiálů metodou 3D tisku a testování jejich kvality [29-39].

Aplikací našeho původního řešení předpokládá zachování většího množství vlastní biologické kostní hmoty pacienta, event. snížení rozsahu operace spojené s operačním traumatem a vytvoření takového pracovního postupu, který by umožňoval, co možná nejjednodušší a nejlevnější výrobu implantátů při zachování stávajících kvalit.

Další přidanou hodnotou by byla optimalizace tvaru implantátu podle dlouhodobé studie pohybu člověka. Celková vize vyvíjených pokročilých implantátů je dána soudobými poznatky technických a materiálových věd a je výsledkem mnoha konzultací s chirurgy a ortopedy FN Ostrava. Z hlediska soudobých technických a materiálových poznatků [13-40] je patrné, že rozvoj pokročilých implantátů půjde směrem 3D technologií a co největší individualizace náhrady pro pacienta.

Výsledný návrh nového skořepinového implantátu spočívá v inovaci stávajícího řešení. Jedná se zejména o úpravu femorální komponenty distální části femuru, která kopíruje artikulující kloubní plochu stehenní kosti a předpokládanou hutnou strukturou s hladkým povrchem a vnitřní – trámčitou, mřížkovanou, cíleně porézní, pro prorostení vlastní kostní hmotou a zakotvení implantátu.

Nejenom rozvoj potencionálních biokompatibilních materiálů, ale i výzkum a návrh typů struktur (porézní či mřížkované struktury) implantátu, je soudobou problematikou studií v medicínské sféře a také v rozvoji aditivních technologií, které umožňují výrobu takových komplexních struktur, jejichž vlastnosti se co nejvíce podobají struktuře kosti a následně jí umožňují vrůstat i do implantátu.

Pro výrobu implantátu lze využít konvenčních i moderních výrobních technologií a zařízení (technologie Rapid Prototyping, CNC obrábění, leštění). Pro výrobu prototypu skořepinového implantátu femorální komponenty distální části femuru lze s výhodou využít aditivní technologie Rapid Prototyping, Additive Manufacturing with EBM® [41], neboť technologie EBM® byla použita již v řadě studií týkajících se výroby implantátů a náhrad. Výsledný implantát může být určen zejména mladším pacientům a sportovcům, ale je obecně použitelný pro různé pacienty lidského i živočišného původu.

Technologie EBM® je optimální pro výrobu implantátů aditivními technologiemi. Používá se už k výrobě řady standardizovaných implantátů. Do roku 2016 již bylo implantováno více než 50 000 náhrad kyčelních jamek a více než 70 lebečních náhrad vyrobených technologií EBM® (Walter Reed National Military Medical Center in Bethesda, MD, USA) [42]. Tato technologie u nás není doposud rozvinuta a jejímu poznání by měla přispět i tato bakalářská práce.

Práce je zpracovávána v době, kdy na rozdíl od jiných států [43, 44], u nás není schválena státní norma pro oblast terminologie v oblasti aditivních technologií, ale tyto první práce již byly započaty [45].

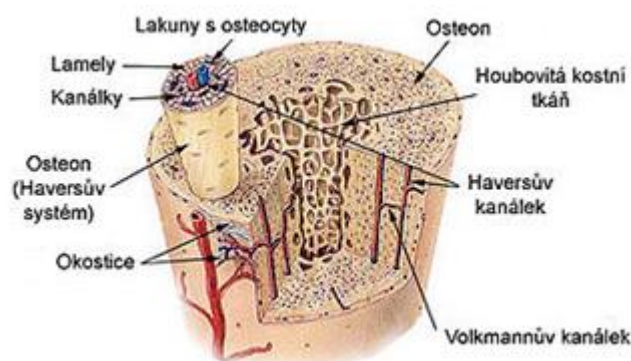
1.1 Stavba kosti a její degradace

Kost je mineralizovaná pojivová tkáň, která vzniká procesem zvaným osifikace. Je vytvářena činností osteoblastů - buňky, které produkují kostní matrix. Jakmile se osteoblast obklopí vybudovanou mezibuněčnou hmotou, změní se v osteocyt – buňku uzavřenou okolní kostí [46]. Opačnou funkci než osteoblasty mají osteoklasty – odbourávají kostní tkáň – rozvolňují tak kostní matici.

Kost je orgán tvořící základní stavební článek kostry. Obecně se rozlišují tři skupiny kostí, dle tvaru, stavby, cévního zásobení, růstu a biomechanických vlastností na kosti dlouhé, krátké a ploché. Dlouhé kosti jsou zejména kosti končetin, typické svými trubkovitými (kortikálními) úseky, na které dosedají koncové části tvořené kloubními konci kostí, pokrytými kloubní chrupavkou [47].

Při provedení řezu dlouhou kostí se rozlišují dva hlavní typy kostní tkáně [46]:

1. hutná kostní tkáň (tzv. kompak) umístěná na povrchu kosti, dělicí se na vrstvy - lamely, které jsou uspořádány do válcovitých útvarů – osteonů (Haversových systémů). Osteon může být tvořen až 20 lamelami, soustředně uspořádanými kolem centrálního kanálku. Mezi lamelami se nachází osteocyt;
2. houbovitá kostní tkáň (tzv. spongióza), nazývaná také kost trámčitá, umístěná uvnitř kosti.



Obr. 1.1 Stavba kosti, kompaktní spongiózní tkáň [46].

Kompaktní kost tvoří zhruba 80% lidské kostry a poskytuje základ mechanických vlastností skeletu. Zbývajících 20% tvoří spongiózní (houbovitá) kost, která zajišťuje realizaci látkové výměny kostí a jejich tzv. remodelaci (neustálá přestavba kosti v průběhu jejího života v závislosti na zatížení) [47].

Kost je velmi pevná, nejlépe snáší zatížení působící ve směru své podélné osy. Například kompaktní část dlouhých kostí snese ve směru její osy tato zatížení [48]: pažní kost - 600 kg, stehenní kost - 760 kg, holenní kost - 1350 kg. V tahu vykazuje kost ještě větší pevnost než v tlaku. V příčném směru je pevnost kosti zhruba poloviční nebo i nižší. Například lýtková kost praská již při zatížení přibližně 6 kg, kost pažní pak při zatížení 300 kg. Kost je nejméně odolná ve zkrutu (torzi), například pro kost pažní je mezní hodnota zhruba 10 kg, pro kost klíční pak 8 kg [47, 48]. V živém organismu je pevnost kosti menší díky svalovému zatížení.

Youngův model pružnosti kosti se pohybuje okolo 17 GPa. Při aplikaci implantátů platí, že čím více se moduly pružnosti kosti a použitého materiálu přibližují, tím lépe dochází k přenosu silového zatížení [49].

Pevnost kosti klesá vlivem stárí o 10-20%. Jedním z nejčastějších onemocnění kosti je osteoporóza charakteristická úbytkem anorganické a organické části kosti se změnami mikrostruktury a funkce kosti [48].

Chrupavčitá tkáň

Chrupavka neboli chrupavčitá tkáň je pojivová tkáň, která se skládá z chondrocytů, kolagenních a elastických vláken a amorfní mezibuněčné hmoty. Chondrocyty jsou

základní buňky všech typů chrupavek, které syntetizují a produkují vláknitou i amorfni mezibuněčnou hmotu [50]. Látková výměna chrupavek je poměrně intenzivní, vlastní hmota chrupavky je ale bezcévná. Mezibuněčná hmota je hlavní část chrupavek a představuje prostor, ve kterém se realizuje látková výměna chrupavek.

Z biomechanického hlediska je chrupavka velmi heterogenní směs, která se obtížně definuje. Maximální pevnost v tahu dosahuje u chrupavek zhruba 5% pevnosti kosti. Pružnost chrupavek je závislá na obsahu vody. Chrupavka se chová jako porézní materiál, určitým způsobem jako houba, zadržující „mazivo“ v kloubu.

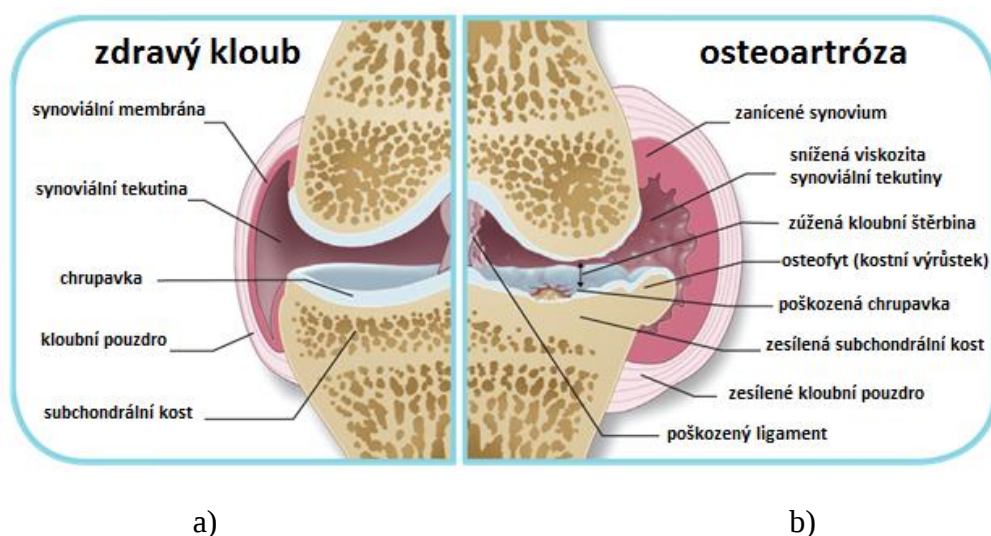
Důležitá je právě přítomnost tzv. synoviální kapaliny v dutinách kloubů. Konzistencí by se dala přirovnat k vaječnému bílku [51]. Jejím hlavním úkolem je snížit tření mezi chrupavkou a klouby během pohybu, je tedy „mazivem“ kloubových spojů. Další funkcí synoviální tekutiny je absorpce šoku. Při aplikaci zatížení se zvýší viskozita tekutiny a tím i ochrana kloubu. Jedná se tzv. o dilatantní kapalinu, jejichž viskozita vzrůstá s rychlostním gradientem (s rychlostí deformace) [52].

Obecně se rozlišují tři typy chrupavek:

- kloubní chrupavku,
- elastickou chrupavku,
- vazivovou chrupavku.

Tato práce se zaměřuje na studium kloubů a kloubních náhrad, a proto je dále popsána pouze kloubní chrupavka, která je nejrozšířenějším typem chrupavky v lidském těle, a je charakteristická svou tvrdostí, hladkostí i křehkostí. Tvoří konce žeber a pokrývá kloubní hlavice.

V průběhu života vlivem zatěžování a stáří dochází postupně k destrukci kloubní chrupavky a změně jejich mechanických vlastností. Jedná se o nejčastější onemocnění kloubů, tzv. osteoartrózu (také nazývanou artrózu či osteoartritidu). Jde o degenerativní proces opotřebování kloubů postihující nejprve chrupavku, která postupně mizí a rozpadá se. Kost reaguje na tento proces vytvářením výrůstků na okrajích kloubních ploch, což se projevuje značnou bolestí a omezenou hybností [53]. Tato nemoc postihuje zhruba 12% populace, u osob starších 65 let je postiženo zhruba 70% populace. Nejvíce bývají zasaženy váho-nosné kyčelní a kolenní klouby, artritické změny se nachází ale i v oblastech páteře, ramen, loktů a dalších oblastech [54].



Obr. 1.2 Porovnání zdravého kloubu a degradované chrupavky a) zdravý kloub, b) degradace chrupavky – osteoartróza [55].

1.2 Stávající metody implantace

Stávající metody implantace se dají rozdělit na dva typy zákroků: úplná kloubní náhrada (složená ze dvou dílčích náhrad) a částečná kloubní náhrada.

Úplná kloubní náhrada

Pro zničený kloub přichází v úvahu úplná kloubní náhrada (tzv. *TKRS - Total Knee Replacement Surgery*). První operace proběhla v roce 1968 [56] a od té doby došlo ke značnému zlepšení celé procedury. Až 85% umělých kloubů stále funguje i po 20 letech od operace. Většina pacientů podstupujících tuto operaci se pohybuje mezi 50 a 80 lety, průměr je 70 let, přičemž 60% tvoří ženy [57].

V současnosti je zařazena jako jedna z nejefektivnějších a nejbezpečnějších ortopedických operací. Během úplné kloubní náhrady chirurg odstraní zničený povrch kosti a následně nahradí kloub vyrobeným implantátem, který je vybrán vzhledem k anatomii konkrétního jedince. Operace zahrnuje obvykle čtyři postupové kroky [56].

První krok zahrnuje přípravu kosti a odstranění poškozených povrchů chrupavky na koncích kosti (femuru a tibie) stejně tak jako malé části podkladové kosti – obr. 1.3.



Vytvoření nového povrchu

Obr. 1.3 Vytvoření nového povrchu pro umístění implantátu [56].

Ve druhém kroku chirurg umístí tibiální i femorální implantát a připevní je pomocí cementování nebo lisování ke kosti. Lisování se týká především implantátů, kde je nezbytné prorostení kosti do implantátu pro řádné upevnění.

Dalším krokem je vložení patelární komponenty pod kolenní česku, což může vyžadovat úpravu povrchu kolenní česky pro lepší lícování spojovaných částí.

Na závěr chirurg implantuje umělou plastickou distanční vložku mezi tibiální a femorální kovovou komponentu, aby vytvořil hladký povrch s vhodnými tribologickými vlastnosti napodobující přirozený pohyb kolena. Aby byl výsledek úspěšný, implantáty musí být tvarově uzpůsobeny kosti a protilehlému kusu.



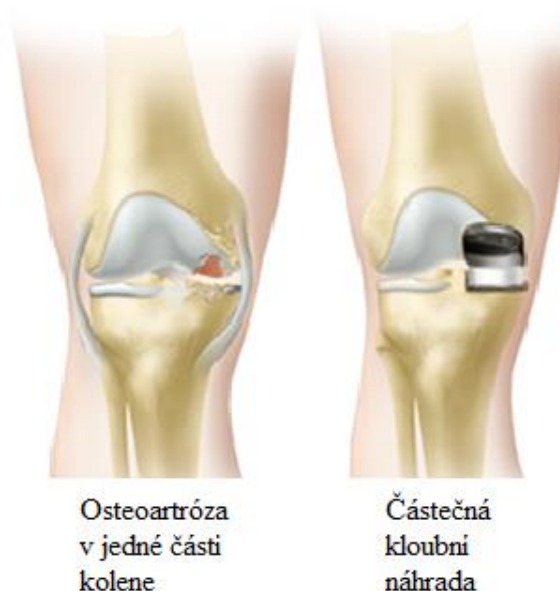
Obr. 1.4 Příklad uložení implantátů v kolenním kloubu: a) femorální komponenta, b) tibiální část, c) plastická komponenta pod česku [56].

Po operaci zpravidla následuje rozsáhlý rehabilitační program při značném omezení pohyblivosti pacienta. Nicméně v současnosti je téměř 90% pacientů schopno plnohodnotně pokračovat v denních aktivitách, avšak zůstává nezbytné se vyhýbat vysoce zátěžovým aktivitám, jako je běhání, lyžování, apod. [57].

Velkým nebezpečím se může stát uvolnění implantátu, zejména pokud dojde k nesprávnému zarovnání mezi implantátem a kostí během operace. Takovéto poruchy vyžadují návrat na operační sál a revizní operaci.

Částečná kloubní náhrada

Částečná kloubní náhrada (*PKRS - Partial Knee Replacement Surgery*) je vhodná pro daleko menší počet pacientů, mnohem častěji se provádí úplná kloubní náhrada. Jak vyplývá z názvu, je u této operace nahrazena pouze část kloubu za účelem zachování co nejvyššího podílu původní zdravé kosti a měkkých tkání - uvádí se až 75% [58]. Kandidáti na tuto operaci trpí obvykle osteoartrózou pouze v jedné oblasti kolena. Během operace chirurg odstraňuje artritickou část kolenního kloubu (včetně kosti a chrupavky) a nahrazuje tento oddíl kovovými a plastovými komponentami. Výhodami částečné kloubní náhrady jsou například kratší hospitalizace, rychlejší rekonvalescence a rehabilitační období. Jelikož zachovála kost je dále náchylná k artritidě, úplná kloubní náhrada může být v budoucnu u těchto pacientů nutná. Proto se částečná náhrada provádí zejména u mladších pacientů, kteří mají dostatek zdravé kosti [56].



Obr. 1.5 Částečná kloubní náhrada kolene [58].

1.3 Druhy implantátů

V současnosti se používá široká řada implantátů, které se liší používaným materiálem, technologií výroby a dalšími detaily.

Moderními aditivními technologiemi je možné dosáhnout zcela komplexních tvarů a geometrií, a proto jsou využívány pro výrobu mnoha druhů implantátů. Přesnost výroby odpovídá tolerančním intervalům IT8 až IT 15, dále je požadována odolnost vůči korozi, dostatečná pevnost, tuhost a kvalitní opracování [9].

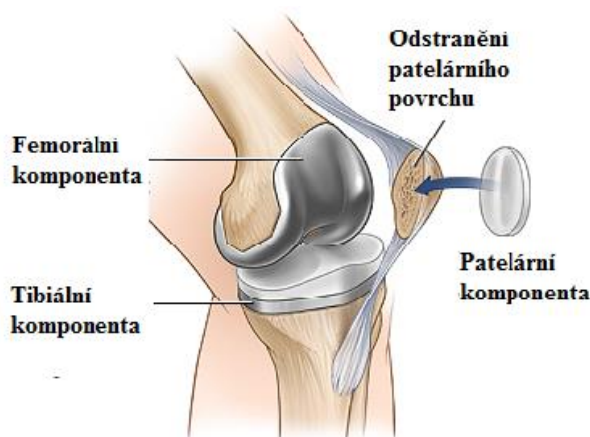
V České republice se výrobou implantátů zabývají například firmy ProSpon spol.s r.o., Kladno a BEZNOSKA, s.r.o., Kladno. Poskytují celou řadu produktů, nejčastěji implantáty kyčelní, kolenní, ramenní, loketní, zápěstní i individuální náhrady.

1.3.1 Kolenní implantáty

Náhrada kolenního kloubu je chirurgickým zákrokem, který nahradí nosné povrchy kolenního kloubu při zachování mobility pacienta. Nejčastěji se jedná o osteoartritidu a také o další onemocnění kolene, jako je revmatoidní artritida a psoriatická artritida (chronické zánětlivé onemocnění postihující klouby). Operace může být provedena buď částečnou náhradou kloubu, tak úplnou (viz předchozí kapitola). Obecně se chirurgie skládá z nahrazení postižených nebo poškozených kloubních povrchů kolena kovovými nebo plastovými implantáty, umožňující další pohyb kloubu. Období zotavení bývá 6 týdnů (nebo i déle) a může zahrnovat použití pomůcek pro lepší pohyblivost [59].

Kolenní implantát tvoří obvykle tři části [60]:

- femorální komponenta,
- tibiální komponenta s plastovou vložkou,
- patelární komponenta.



Obr. 1.6 Části kolenního implantátu [61].

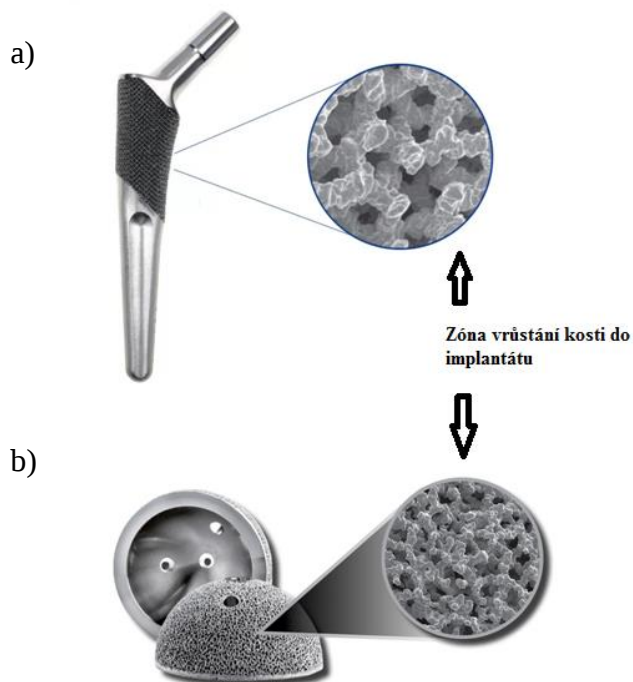
Při použití technologie EBM jsou femorální a tibiální komponenty, které jsou v přímém kontaktu s kostí, vyrobeny s otevřenou sítovanou a cíleně porézní strukturou za účelem umožnění prorůstání kosti do implantátu.



Obr. 1.7 Trabekulární struktura komponenty, vyrobená technologií EBM [62].

1.3.2 Kyčelní implantáty

Kyčelní implantát se skládá ze tří částí: kyčelní stopky, kyčelní jamky a hlavice kyčelního kloubu. Aditivními technologiemi se vyrábí kyčelní stopky a jamky.



Obr. 1.8 a) Kyčelní stopka vyrobená technologií EBM, b) kyčelní jamka vyrobená technologií EBM [63].

V oblasti vrůstání kosti do implantátu je cíleně porézní (síťovaná, trámčitá) struktura, což snižuje nebezpečí uvolnění implantátu, dosahuje se lepšího rozložení zátěže v této oblasti, sniží se tuhost implantátu a zvýší se jeho flexibilita [64].

Veterinární ortopedická společnost Biomedrix uvádí od roku 1990 celkem 54 000 operací kompletních kyčelních náhrad u domácích zvířat vyrobených touto technologií, přičemž 95% těchto pacientů dosáhlo po operaci plné mobility [65].

Doposud byla evidována úspěšná výroba několik desítek tisíc kyčelních jamek pomocí aditivních technologií, například společnost Lima Corporate vyrobila již 40 000 kyčelních jamek za posledních pět let [66].

1.3.3 Obličejové a lebeční implantáty

Pomocí aditivních technologií jsou často vyráběny obličejové i lebeční náhrady, díky možnosti vyrobít tvarově složité části a geometricky tak přesně přizpůsobit implantát chybějící části lebky. K získání 3D modelu chybějící části se využívá reverzního inženýrství a výpočetní tomografie tzv. CT (*Computed Tomography*) a magnetické rezonance tzv. MRI (*Magnetic Resonance Imaging*). Následně se 3D model numericky upraví, vygeneruje se tzv. *stl-formát* (stereolitografický či triangulovaný, popsáný pomocí vrcholových bodů trojúhelníků a jejich normál v kartézském systému) [67], který je poslán do příslušného zařízení pro aditivní výrobu [68]. Tyto techniky umožňují různé způsoby přesnosti zobrazení tkání (v závislosti na skenovacím režimu), ale i různým zatížením pacienta, takže je nutno zvolit minimální dobu expozice, poskytující dostatečné rozlišení postižených míst.

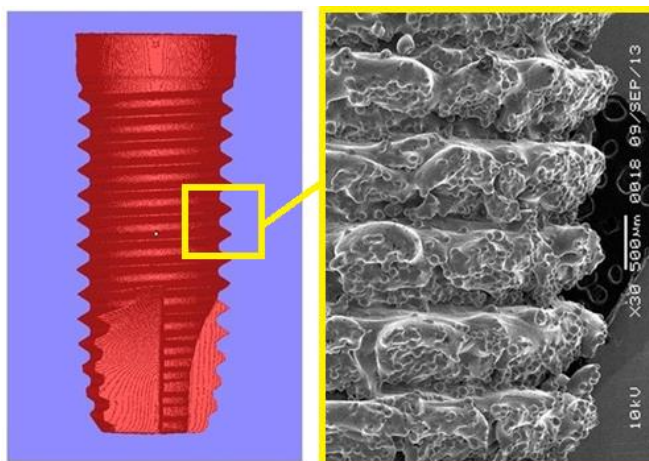
Výroba lebečních implantátů tradičními metodami CNC obrábění je časově náročná a tvarová složitost lebky představuje mnohé problémy. Využití aditivních technologií značně usnadňuje celý proces, doba výrobního procesu je kratší až o 85% a navíc geometrie implantátů je přesně přizpůsobena na pacienta [68]. Jak již bylo zmíněno, otevřená síťovaná struktura umožňuje kosti vrůstat do implantátu, čímž se dosáhne vyhovujícího ukotvení implantátu v lebce.



Obr. 1.9 Lebeční implantát společnosti Arcam [69].

1.3.4 Dentální náhrady

Aditivní technologie jsou již běžně využívány na výrobu dentálních náhrad, korunek i implantátů. Povrch implantátů musí být pečlivě řešen, zejména snížení drsnosti povrchu, aby nedocházelo k zachytávání potravin a dalším dentálním komplikacím. Hladkosti povrchu může být dosaženo různými způsoby dokončování a leštění, jako je 5-osé frézování, počítačem řízené leštění nebo mikroskopické otryskávání [70].



Obr. 1.10 Dentální implantát vyrobený aditivní technologií a jeho povrchová morfologie [70].

Doposud se odhaduje na 50 miliónů vyrobených zubních náhrad aditivními technologiemi [66].

1.3.5 Fixní náhrada meziobratlové ploténky

Dalším moderním implantátem vyráběným EBM technologií je například fixní náhrada meziobratlové ploténky – obr. 1.11.



Obr. 1.11 Fixní náhrada meziobratlové ploténky ze zadní strany páteře [69].

1.4 Technologie zpracování CT, MR a CAD dat

Aditivní technologie (tzv. *Additive Manufacturing* – dále jen „AM“) jsou založeny mj. na využívání digitálních dat kloubů a vyráběných implantátů. Důležitým problémem je zjištění reálných, skutečných rozměrů pacienta, protože základní zobrazovací techniky (rentgen, CT a MR) pracují na rozdílných principech zobrazování, s řadou nastavitelných parametrů a zaručit přesné rozměry kloubů je velmi obtížné. Navíc čím vyšší přesnost zobrazení je potřeba, tím delší dobu je pacient vystaven této diagnostice, což mu nemusí prospívat. Obvyklým formátem 3D dat je *stl-formát*.

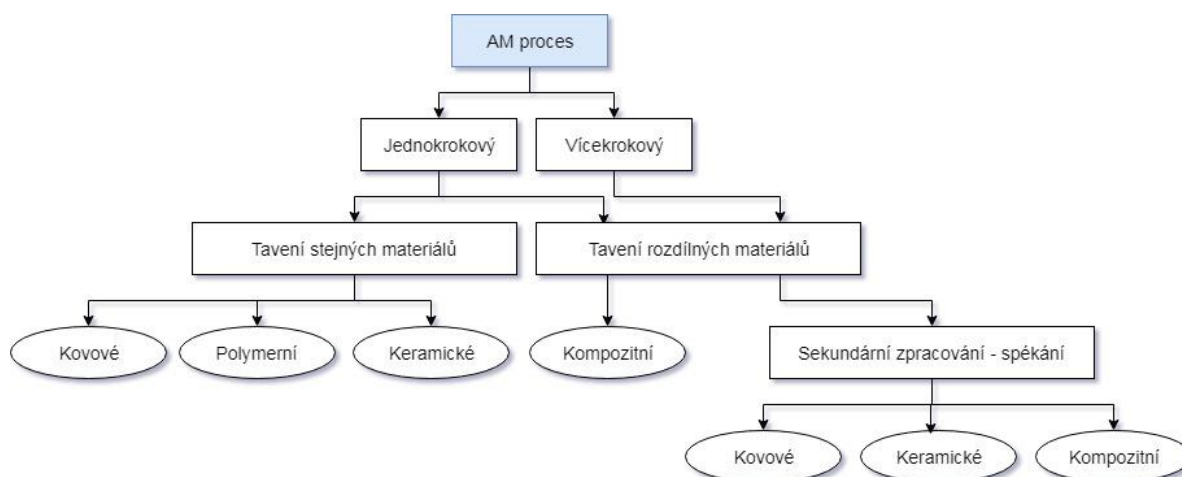
Zatímco lékař nepotřebuje pro diagnózu nebo kontrolu hojení kosti znát přesné rozměry kloubů či kosti, výrobní inženýr pro dosažení vhodného lícování implantátu na kost naopak ano. Operátor na sále má zpravidla možnost vybírat z určité velikostní sady přímo na sále dle skutečné situace, což u této nové technologie nelze. K dispozici bude jen jeden implantát, ale tvarově a v dalších směrech prakticky ideální.

1.5 Popis principů technologie, srovnání s laserovými technologiemi

Tato práce se zabývá zejména využíváním tzv. aditivní výroby, která je podle [43-45] založena na výrobním procesu spojování materiálů pro vytvoření součástí z 3D dat modelů, obvykle způsobem výroby vrstvy po vrstvě, na rozdíl od jiných subtraktivních (například obráběcích) nebo tvářecích technologií.

Přestože tyto technologie jsou ve své podstatě známé, často inspirovány přírodou nebo lidskou dovedností (např. výroba keramiky po vrstvách), k jejich průmyslovému rozvoji došlo dramaticky koncem 80. let 20. století a doposud je v této oblasti zaznamenáno více než 60 000 patentů a jejich počty se neustále zvyšují [71]. Dnes lze získat pomocí těchto metod součásti s přesností IT 8-15 a drsností povrchu přibližně $Ra=3,2-25\ \mu m$.

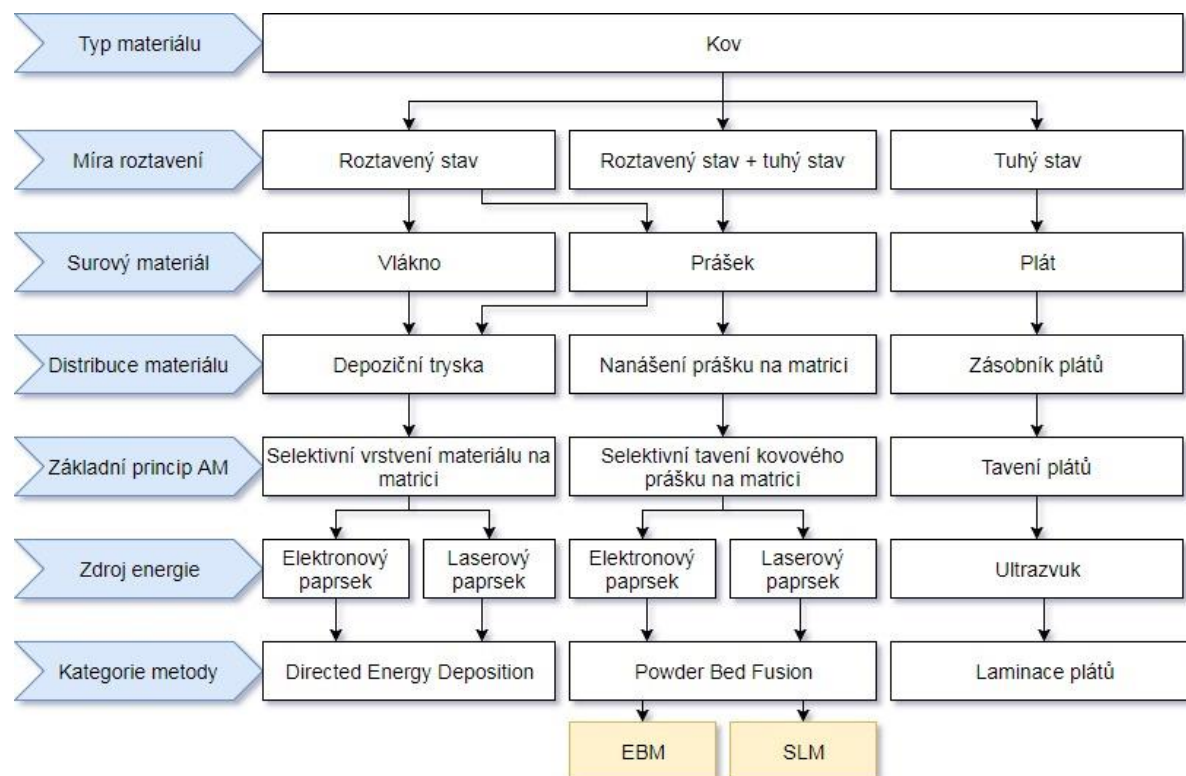
Materiál může být přidáván v jednom nebo více krocích, jak je znázorněno na obrázku 1.12.



Obr. 1.12 Dělení aditivních technologií [73].

Dělení jednokrokových AM technologií za použití kovového materiálu je znázorněno na obrázku 1.13. Fúzní procesy se rozlišují z hlediska formy vstupního materiálu, způsobu

přivedení materiálu na matrici a výběru zdroje energie ke spékání jednotlivých vrstev [73, 74].



Obr. 1.13 Dělení technologií AM [73].

Tabulka 1.1 Výhody a nevýhody práškových technologií [74]:

Výhody:	Nevýhody:
Relativně drahá technologie	Poměrně nízká rychlost výroby masivních částí
Vhodné pro 3D CAD modely	Nedostatečné strukturální vlastnosti materiálů
Schopnost vytvořit složitou geometrii	Omezení velikosti součástí
Prášek působí jako integrovaná nosná konstrukce	Vysoká spotřeba energie
Velký výběr možností materiálů	Nutnost povrchové úpravy funkčních ploch
Spotřebováno téměř 100% výchozího materiálu	Kvalita povrchu závisí na velikosti zrna prášku

Aditivní technologie jsou zvláště užitečné při konstrukci lékařských implantátů a částí pro letecký průmysl. Jedná se o tzv. přizpůsobený design a v případě konstrukce kostních náhrad je to ideální řešení. Jedinečnou vlastností je možnost sestavení navržené části s porézní strukturou, což umožňuje výrobu implantátů s pevným jádrem a porézním povrchem, který usnadní prorůstání kosti do implantátu [69]. Mezi jádrem a povrchem je

přechod struktury plynulý. Zároveň tato technologie jako jedna z mála dokáže zpracovat tvary všech složitostí při zachování výborných mechanických vlastností a také možností práce s biokompatibilními materiály [102].

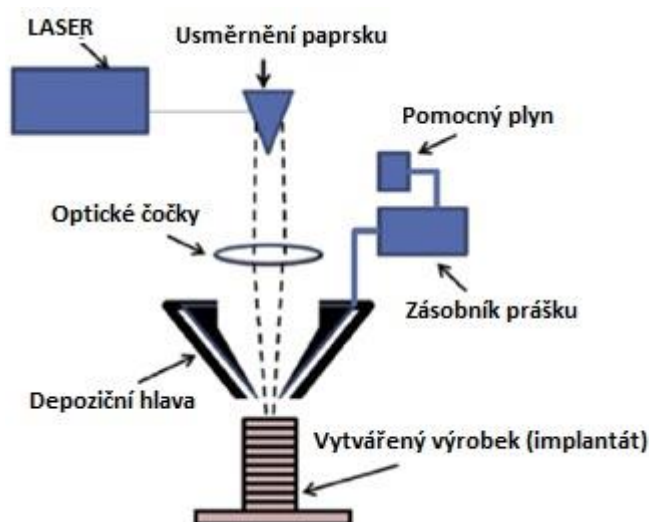
Pro výrobu implantátů z kovových prášků na bázi titanových slitin jsou v současnosti využívány tyto dvě nejvýznamnější technologie:

- a) tzv. *Laser Beam Melting (LBM)*, tavení laserovým paprskem,
- b) tzv. *Electron Beam Melting (EBM)*, tavení svazkem elektronů.

Jedná se o tzv. *Powder Bed Fusion* technologie, pracujícího se selektivním tavením vrstvy materiálu v určitém lůžku (pracovní komoře) práškového materiálu. Oba procesy používají stejnou metodu - výchozím krokem je 3D CAD model, generovaný např. radiologickou zobrazovací metodou nebo získaný reverzním inženýrstvím. Model je virtuálně rozdělen do tenkých vrstev s typickou tloušťkou vrstvy $D_s=20\mu\text{m}$ až 1mm v závislosti na daném procesu, druhu prášku, jeho velikosti. Na základě těchto údajů je materiálová část postavena postupným ukládáním jednotlivých vrstev a lokálním tavením materiálu určitým zdrojem tepla – pomocí laseru nebo elektronového svazku [102]. Každá interakce paprsku s kovovým práškem je odlišná – dochází k odrazu, pohlcení, zdroji dalších záření (zvl. u elektronového paprsku). Současně s výrobou součásti probíhá i výstavba podporných stěn kolem ní, které brání jejímu mechanickému a teplotnímu zhoršení [76].

Ad a) LBM

Práškový materiál je rozprostírán do vrstev o typické tloušťce vrstvy D_s v rozsahu 20-100 μm na pracovní ploše od 50x50 až 800x400 mm. Kovový prášek je buď dodáván násypkou, nebo ze zásobníku vedle pracovního prostoru [20]. Spékání probíhá pomocí laserového paprsku o výkonu P_L v rozsahu 200-1000 W [21, 14] s rychlostí řádkování v_s až 15m/s [21] v nanesené práškové vrstvě. Lasery, používané v LBM, jsou převážně jednopaprskové lasery pracující v režimu kontinuálním, emitující záření s vlnovou délkou mezi 1060-1080nm, blízké infračervené oblasti. Typická velikost bodu laserového paprsku v ohniskové rovině se pohybuje mezi 50-180 μm [22,23], v závislosti na provedení stroje. Překročením teploty tání materiálu je prášek roztaven podél obrysu součásti a jeho výplně. Sled jednotlivých tavených vrstev se obvykle provádí podle určitého algoritmu, tzv. řádkovací strategie, přičemž se rozteč jednotlivých stop tavení h_s překrývají. Tato energie a tepelná vodivost v kovové práškové vrstvě pak způsobují, že se spékávaný materiál roztaví i v přilehající oblasti [76, 102]. Po dosažení roztavení a spojení všech míst v dané vrstvě v práškovém lůžku je dno základové (stavěcí) desky sníženo, je rozprostřena další prášková vrstva a celý proces se opakuje. Prášek lze znovu použít při další výrobě, ale až po vyčištění ve vibračním prosévacím zařízení.



Obr. 1.14 Princip metody tavení práškového kovového materiálu laserem – podle Frazier [77].

Aby nedošlo ke zborcení dílů (tzv. staveb), je nutno je podepírat tzv. podpůrnými strukturami. Nosné konstrukce tvoří mřížkovou strukturu, jsou nezbytné pro odvod tepla a upevnění části na stavěcí desce - zejména pro podporu vodorovně orientovaných a převislých ploch, čímž se předchází deformaci součástí. Nosné konstrukce je třeba později odstranit. Kromě podpůrných částí může být použito i předeřtí této stavěcí desky, aby nedošlo ke smrštění součástí vlivem teplotních gradientů, což vede ke snížení zbytkového napětí, které se vyvíjí během LBM procesu.

Pro výrobu dílu Ti-6Al-4V pomocí LBM jsou typické teploty přehřívání 200 až 500°C [25,26]. Celý proces se provádí v uzavřené procesní komoře, ve které se plynule udržuje atmosféra inertního plynu, takže obsah zbytkového kyslíku je menší než 0,1% [28]. Do komory se také přivádí dusík nebo argon, aby se předešlo nežádoucím interakcím kovového prášku s jeho prostředím a ke chránění taveniny. Kromě toho jsou odstraňovány také sekundární produkty procesu, jako svařovací dým a rozstřiky svarových kuliček, proudem inertního plynu, vedeného kolem pracovní plochy [29].

Objemovou energii E_v , vnášenou do místa spojovaného materiálu lze vyjádřit vztahem:

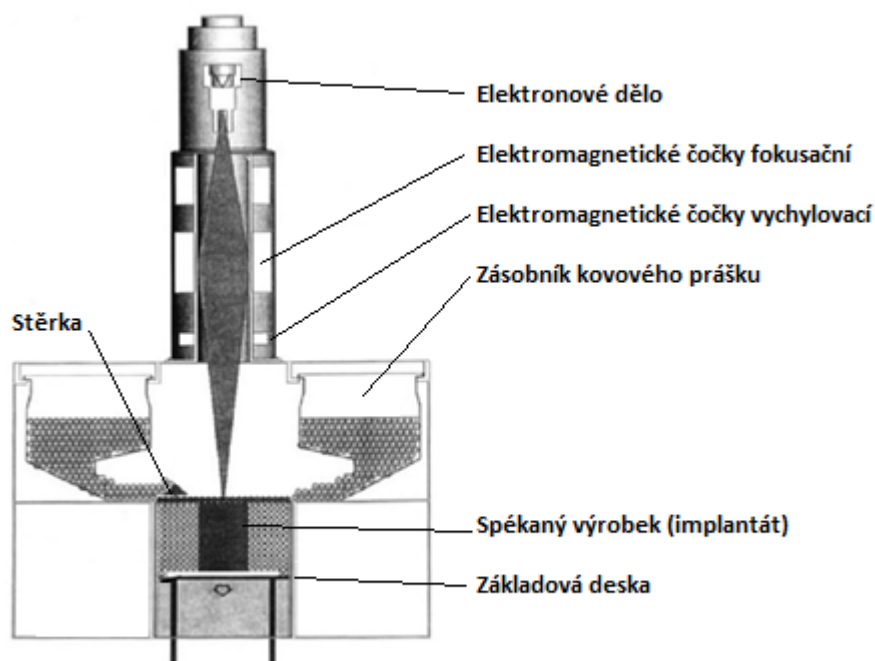
$$E_v = P_L / (v_s \cdot h_s \cdot D_s), \quad (1)$$

kde P_L je výkon laseru, v_s je posuvová rychlost laseru, h_s vzdálenost řádků a D_s je tloušťka vrstvy.

Ad b) EBM

V EBM procesu je práškové lůžko konstruováno podobně jako u LBM procesu. Kovový prášek je tedy přiváděn z násypky a rozprostřen stěrkou přes konstrukční desku o obvyklé velikosti 200x200 mm ve směry roviny x-y nebo o průměru 350mm [30]. Tloušťka práškové vrstvy se pohybuje mezi 50–200 μm [31]. Jako zdroj tepla pro tavení prášku je použit elektronový paprsek. Elektronový paprsek je generován na katodě elektronového děla - obvykle z wolframu nebo tantalu při pracovní teplotě katody přes

2500°C. To je nutné k překonání výstupní práce daného kovu a umožnění přestupu elektronů do volného prostoru pracovní komory, kde je pak usměrňován urychlujícím vysokým napětím kolem 60kV směrem k anodě – vzorku, dále je fokusován a vychylován do požadovaného místa na stavěcí desce. Tato stavěcí deska nejprve tímto rozptýleným paprskem přehřívá [34, 102]. Za použití paprsku s proudem 30mA a skenovací rychlosti zhruba 10^4 mm/s je dosažena teplota 700°C u slitiny Ti-6Al-4V [8,35,36], což vede nejen k zahřívání prášku, ale i k spékání jednotlivých částic [36]. Pro zajištění kompletního slinutí částic je rychlost paprsku a skenovací rychlost postupně zredukována a na konci sekvence je základová deska opět snížena o jednu vrstvu. Celý proces se opakuje, dokud není součást dokončena. Operační atmosférou je výhradně vakuum o tlaku $<10^{-2}$ Pa [8].



Obr. 1.15 Princip metody tavení práškového kovového materiálu elektronovým paprskem – podle Murra [78].

Výkon elektronového svazku P se určí jednoduše z urychlovacího napětí a proudu jako pro stejnosměrný proud:

$$P = U \cdot I \quad (2)$$

Protékající proud I je závislý na odporu materiálu R , takže podle Ohmova zákona platí:

$$P = U^2 / R, \quad (3)$$

což vyjadřuje parabolickou závislost na urychlovacím napětí, které se s výhodou využívá, neboť rychlost tavení a výroby implantátů je mnohonásobně vyšší ve srovnání s laserovým paprskem.

Vyjádření energiové objemové hustoty je v tomto případě obtížnější díky složitější dráze elektronů, procházejícího hmotou (ve srovnání s fotony světla u laseru).

1.6 Popis soudobých strojů pro tuto technologii

1.6.1 CONCEPT Laser



a)

b)

Obr. 1.16 Stroj ConceptLaser M2 cusing (a), výzkumný tým (b).

Tento stroj využívá ke spojování kovových prášků laser, existuje v řadě provedení, umožňuje stavbu podpůrných struktur nebo hybridní výrobu a je možno na něm zpracovávat maraging oceli, korozivzdorné oceli, Inconel 718, titan čistý i ve slitině Ti6Al4V, slitinu hliníku AlSiMg, slitinu kobalt-chrom a drahé kovy – viz obr. 1.17.



a)



b)

Obr. 1.17 Ukázky tzv. stavby, tzn. výroby různých součástí pro technickou praxi (a) i kloubního implantátu (jamka kyčelního kloubu) – (b).

Tabulka 1.2 Tvrdost a povrch po dokončení laserovým spékáním[73]:

Materiál	Specifikace	Tvrdost	Drsnost povrchu po dokončení Ra [μm]
Stellite 6	slitina odolná proti opotřebení	HRC 58	1,7-7,9
Ti-6Al-4V	titanová slitina	HV 360	7,6
IN-625	niklová superslitina	HV 283	1,8
IN-738	niklová superslitina		4
SS 316L	korozivzdorná ocel	HV 280	2,0-3,2
SS 420	korozivzdorná ocel	HRC 53	
Al 4047	hliníková slitina		1,9
CPM-9V	nástrojová ocel	HRC 50	1,0-6,1
H-13	nástrojová ocel	HV 660	2,4-3,1

1.6.2. ARCAM Q10

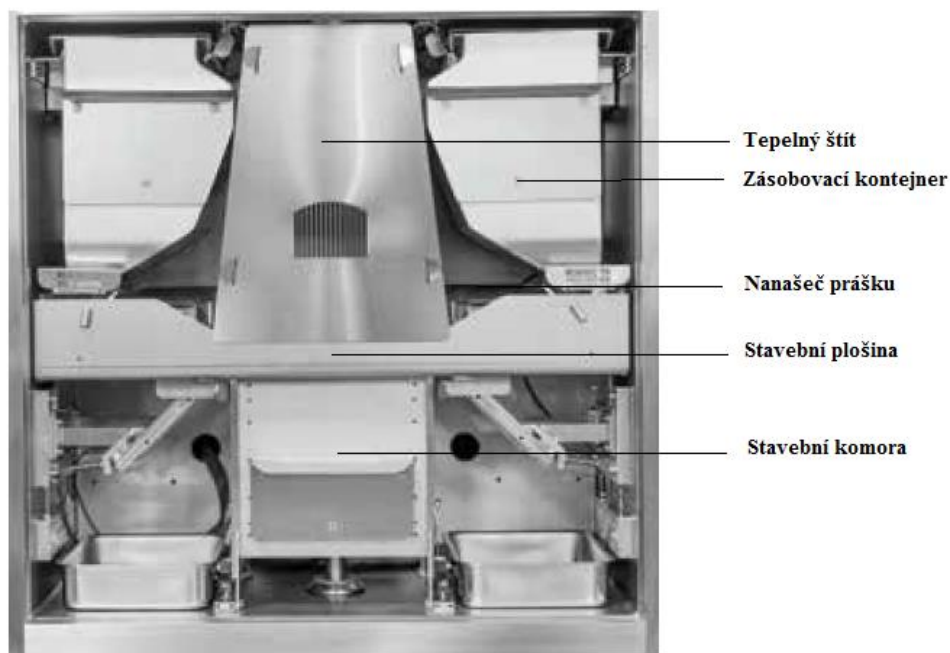
Metoda EBM pochází ze Švédska, kde je představována společností Arcam. Vývoj této metody začal v roce 1995, poprvé byla představena v roce 2001 [79].

Firma Arcam využívá kamerový systém pro detekci závad s vysokým rozlišením označovaným jako Arcam LayerQam. Spékání materiálu a porozita je tak kontrolována v průběhu celého procesu vrstvu po vrstvě. V současnosti firma nabízí celkem tři druhy zařízení pro výrobu součástí technologií EBM, a to Arcam Q10plus, Arcam Q20plus, Arcam A2X [80].

Speciálně pro efektivní výrobu ortopedických implantátů je navrženo zařízení nové generace Arcam Q10plus. Stavěcí komora je uzpůsobena tak, aby umožňovala optimální stohování nejběžnějších typů implantátů a snadnou manipulaci s práškem [81].



Obr. 1.18 Zařízení Arcam Q10plus s technologií EBM pro výrobu implantátů.



Obr. 1.19 Stavěcí komora stroje Arcam Q10plus [80].

Stroj ARCAM Q10 využívá technologii tavení kovových prášků pomocí svazku elektronů ve vakuu, obsahuje předehřívací komoru pro redukci zbytkové napjatosti a má velmi vysokou rychlost stavby. Mezi základní materiály vhodné k tavení patří slitinu titanu Ti6Al4V, Ti6Al4V ELI, Titanium Grade 2 a slitina kobaltu s chromem ASTM F75.



a)



b)

Obr. 1.20 Ukázky implantátů, vyrobených pomocí technologie EBM: (a) jamka atypického kyčelního kloubu, (b) kolenní implantát s trabekulární (pro rozhraní prorůstání s kostí) i hutnou strukturou (na povrchu, tribologicky namáhaném).

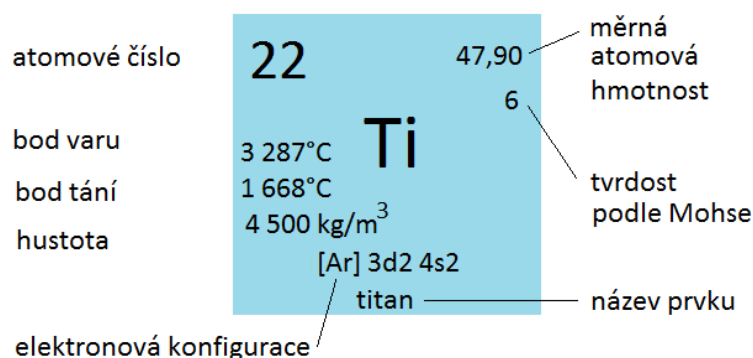
Tabulka 1.3 Hlavní charakteristiky Arcam Q10 plus [69]:

Maximální stavěcí velikost součásti	200x200x180 mm (šířka, délka, výška)
Maximální výkon paprsku	3000 W
Typ katody	monokrystalická
Minimální průměr paprsku	140 μm
Maximální posuvová rychlost paprsku	8000 m/s
Aktivní chlazení	Vodní chladič
Tlak v komoře	5×10^{-4} (tlak v komoře před začátkem procesu)
Stavěcí atmosféra	4×10^{-3} mbar (částečný tlak He)
Spotřeba He během procesu	1 l/h
Spotřeba He během chlazení stavby	50-75 l/stavba
Zdroj napájení	3x400 V, 32 A, 7kW
Velikost zařízení	2060x1066x2608 mm (šířka, délka, výška)
Hmotnost	1681 kg
CAD rozhraní	STL

1.7 Popis materiálů pro 3D aditivní tisk implantátů

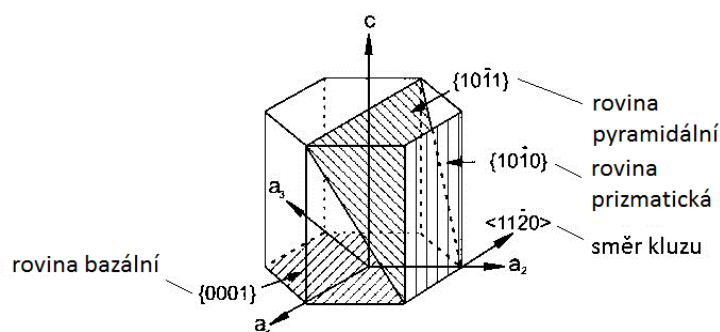
a. Popis titanu a slitiny Ti-6Al-4V

Titan je široce rozšířen po celém světě a po hliníku, železu a hořčíku je čtvrtým nejhojnějším prvkem na Zemi, který je široce používán v technické praxi, i když jeho výroba je složitější, než například u oceli. Titan nabízí zejména ve svých slitinách unikátní vlastnosti díky výhodné kombinaci vysoké pevnosti, tuhosti, houževnatosti, nízké hustoty a dobré odolnosti proti korozi, navíc ve vysokém rozsahu pracovních teplot. Toto spektrum vlastností umožňuje úsporu hmotnosti a řadu aplikací v oblasti kosmonautiky, letectví, chemickém, automobilovém průmyslu a zejména v lékařství. Titan má Youngův modul 115 GPa, je dostatečně pevný (pevnost v tahu 210-1380 MPa) má nízkou hustotu a je korozivzdorný – obr.1.21. Má výjimečný podíl pevnosti k hustotě, což ho řadí k dominantním materiálům, vhodným pro náhradu kostních tkání [82].

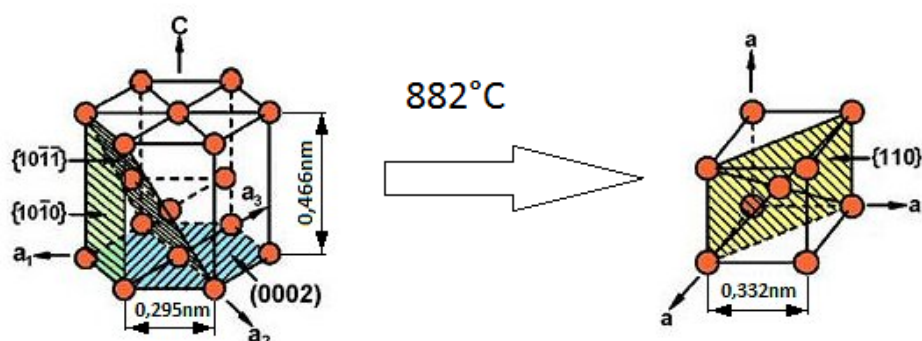


Obr. 1.21 Fyzikální popis titanu – podle [82].

Čistý titan – (tzv. α -Ti) – má nízkoteplotní hexagonálně těsně uspořádanou krystalovou mřížku – obr.1.22, která podléhá alotropické transformaci při 882°C na kubickou, prostorově středěnou krystalovou mřížku (tzv. β -Ti) – obr.1.23.



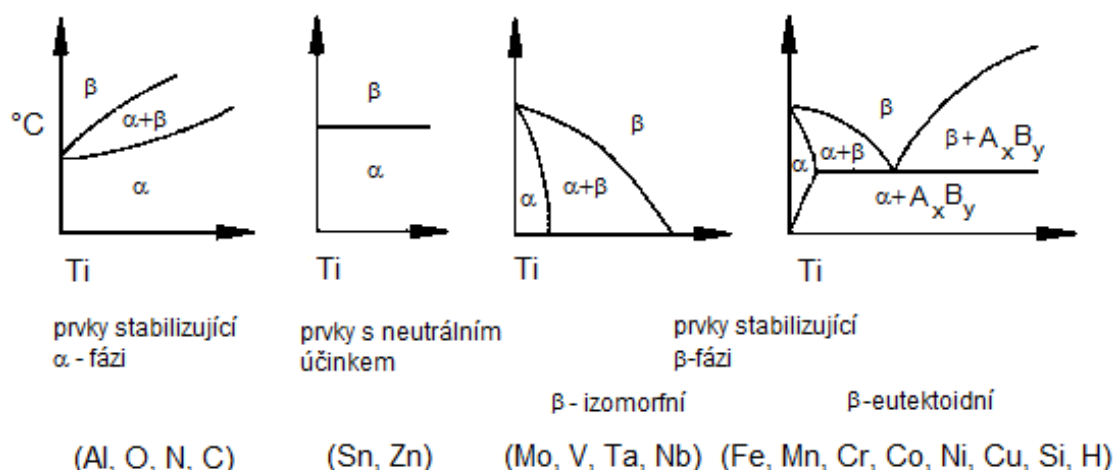
Obr. 1.22 Základní mřížka α -fáze (h.c.p.) titanových slitin, Burgersovy vektory pro skluzové dislokační systémy – podle [82, 83].



Obr. 1.23 Fázová transformace α -fáze (h.c.p.) na β -fázi (b.c.c.), skluzové dislokační systémy – podle [82].

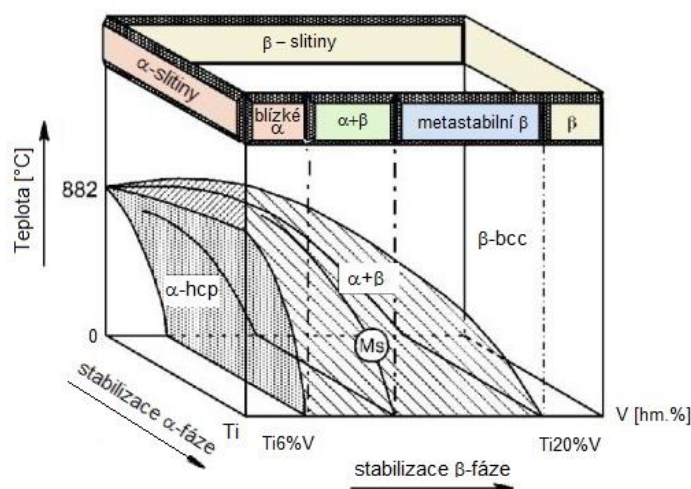
Titanové slitiny jsou proto rozděleny do tří typů, jmenovitě α -slitin, β -slitin a α - β - slitin. Tyto fáze jsou stabilizovány rozpouštěnými prvky, které mají silný vliv i na transformační teplotu. Prvky zvyšující transformační teplotu jsou označovány jako α -stabilizátory, zatímco prvky, které ji snižují (a rozšiřují oblast β -fáze), jsou označovány jako β -stabilizátory. Nejběžnějšími α -stabilizátory jsou Al, O, C a N, zatímco mnoho přechodných prvků s vysokým a vysokým bodem tání, jako jsou zejména Fe, Cr, Nb, Mo, Ta, V a W jsou β -stabilizátory. Pro β -stabilizátory je nutná jejich minimální koncentrace, aby došlo k úplné stabilizaci β -fáze po ochlazení z vysoké teploty [84].

Většina slitin titanu používaných v konstrukčních aplikacích v leteckém, energetickém a chemickém průmyslu se skládá z dvoufázových směsí fází α a β kombinovaných v různých morfologických a relativních objemových frakcích. Dvoufázové slitiny $\alpha + \beta$ nabízejí širokou škálu kombinací pevnosti, houževnatosti a vysokoteplotních vlastností až do 600 ° C. Fázové transformace v pevné fázi jsou hlavními faktory určujícími funkční charakteristiky těchto slitin. Změna mechanických vlastností závisí na působení slitinových přísad – obr. 1.24 - a termomechanickém zpracování slitiny, což ovlivňuje stabilitu a fyzikální a mechanické chování obou fází, a to jak jednotlivě, tak v jejich různých mikrostrukturních kombinacích.

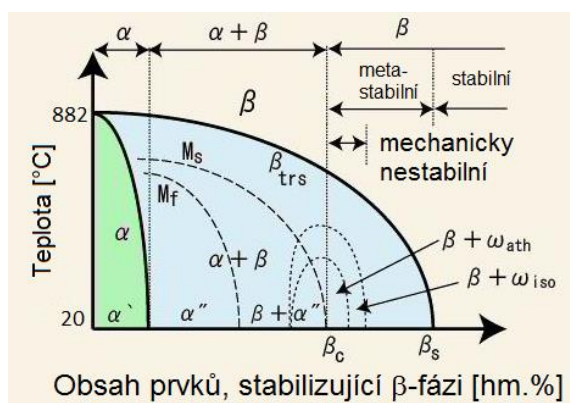


Obr. 1.24 Účinek legur na změnu fázových diagramů titanových slitin – podle [82].

Transformace tuhých fází $\beta \rightarrow \beta + \alpha$ v slitinách titanu může probíhat buď bez difuze, tj. smykovým (martenzitickým), procesem, nebo difuzně řízeným procesem nukleace a růstu v závislosti na rychlosti ochlazování a složení slitiny. Tato možnost změny kinetiky transformace umožňuje tvorbu řady velmi složitých mikrostruktur. Zejména kontrola morfologie fáze α je jedním z nejdůležitějších klíčů ke zlepšení vlastností titanových slitin $\alpha + \beta$. Mechanické vlastnosti dvoufázových ($\alpha + \beta$) slitin titanu jsou velmi citlivé na morfologii a geometrické uspořádání obou fází, podobně jako u dvoufázových ocelí. Plně lamelární struktura je charakterizována vysokou odolností proti šíření trhlin a vysokou lomovou houževnatostí. Důležitými parametry lamelární mikrostruktury jsou vzhledem k mechanickým vlastnostem velikost β -zrna, velikost kolonií α -fázových lamel, tloušťka α -lamel a povaha mezifázových rozhraní s β -fází. Jedním z nejdůležitějších mikrostrukturních parametrů je velikost zrn α -fáze, protože velikost zrn α -fáze určuje účinnou délku skluzu v lamelárních mikrostrukturách. Rychlost ochlazování z homogenizační teploty určuje velikost zrn a šířku α -fáze uvnitř zrn β -fáze a rozsah kontinuální vrstvy α -fáze podél hranic zrna β .



Obr. 1.25 Závislost strukturních fází v titanových slitinách na obsahu přísadových prvků – podle [82, 83].



Obr. 1.26 Výskyt rovnovážných fází a nerovnovážných (martenzitických) fází při vyšším obsahu stabilizátorů β -fáze (Fe, Mo, Cr, Nb, V, W, Ta) – podle [82, 85].

Při obsahu (10-50)% stabilizátorů fáze β mohou slitiny titanu při pokojové teplotě obsahovat obě $\alpha+\beta$ fáze. S růstem obsahu stabilizátorů fáze β klesá svařitelnost, protože se tvoří hcp martenzit při prudkém ochlazení.

Hliník je považován za stabilizátor α -fáze a zvyšuje pevnost tuhého roztoku. Vanad stabilizuje tvárnou β -fázi, umožňující tvárnost slitiny za tepla [84].

Nejdůležitější slitinou s $\alpha+\beta$ fázemi je Ti-6Al-4V, poněvadž má relativně vysokou tahovou pevnost, odolnost proti únavě materiálu a odolnost proti tečení (tzv. *creepu*) až do 425°C.

Mezi nejčastější aplikace slitiny Ti-6Al-4V patří:

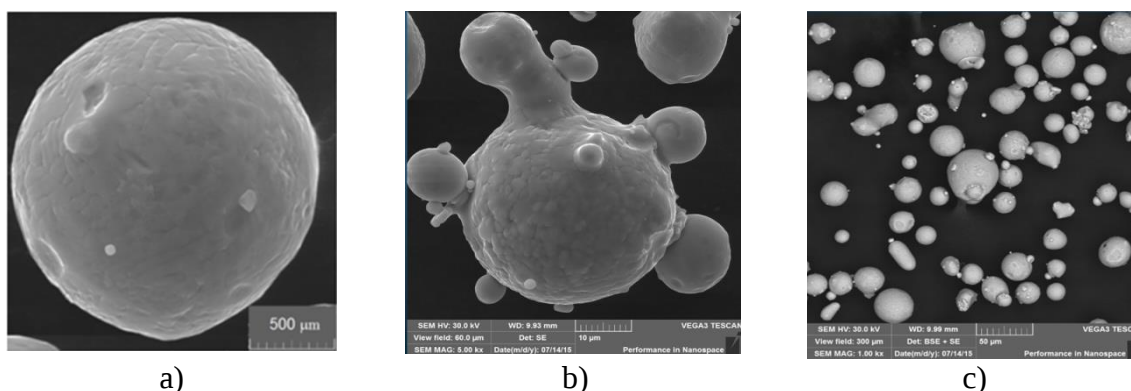
- letecký průmysl – pro zpevnění rámu letadel, pro vyšší výkonnost tryskových motorů, u kosmických lodí poměrně často ve všech namáhaných místech, včetně krytů palivových nádrží a součástí křídel;
- chemický průmysl – zásobníky zkapalněných plynů, zařízení na odsolování mořské vody, ropné rafinérie, jaderné elektrárny, chemicky odolné tankery na dopravu chemikálií, výměníky tepla,
- biomedicínské aplikace – zejména pro implantáty a aplikace, kde je vyžadována pevnost materiálu, lehký kov, s odolností proti korozi, cenově dostupný, netoxický, bio-kompatibilní, diamagnetický (neovlivňuje magnetickou rezonanci), podporující osteosyntézu (jediný z technických materiálů), odolný opotřebení, s elasticitou podobnou lidským kostem.

Nejvíce používanými slitinami titanu jsou:

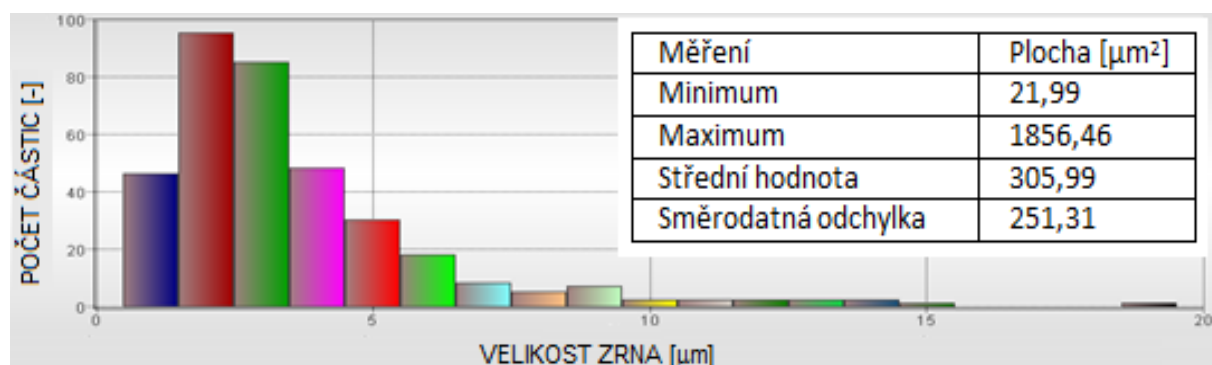
- nelegované slitiny - ASTM Grade, ASTM Grade 2, ASTM Grade 3, ASTM Grade 4, ASTM Grade 7,
- α -slitiny a slitiny blízké α -slitinám: Ti-5Al-2.5Sn, Ti-8Al-1Mo-1V, Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo, Ti-5Al-3Sn-3Zr-1Nb, Ti-5Al-4Sn-4Zr-1Nb, Ti-6Al-3Sn-4Zr-0.5Si;
- $\alpha+\beta$ slitiny: Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V ELI, Ti-6Al-6V-2Sn, Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo;

- β -slitiny a slitiny blízké β -slitinám: Ti-10V2Fe3Al, Ti-5Al-2Sn-2Zr-4Mo-4Cr

Aby bylo možné garantovat mechanické vlastnosti hotových komponent, základním stavebním materiálem u technologie EBM musí být kovový prášek dosahující prvotřídní kvality. Tyto materiály jsou vhodné pro náročné aplikace, jak pro výrobu implantátů, tak například pro letecký a kosmický průmysl. Morfologie tohoto kovového prášku představují částice zpravidla o velikosti 2 až 3 μm se střední hodnotou plochy jednotlivých částic zhruba 300 μm^2 – obr. 1.27 a 1.28.



a) b) c)
Obr. 1.27 Ukázka morfologie vzorků prášků kovových slitin;
a) kulovité částice, b) převážně kulovité částice, c) různorodé částice.



Obr. 1.28 Příklad vyhodnocení střední velikosti částic do tříd (program Particles, Tescan).

Společnost Arcam provádí důkladné testy všech nabízených prášků: Titanium Ti6Al4V, Titanium Ti6Al4V ELI, Titanium Grade 2, Arcam ASTM F75 Cobalt-Chrome.

Prášek Arcam Ti6Al4V obsahuje částice o velikosti 45 až 100 μm , což je limit, který zaručuje bezpečné zacházení s práškem [86, 99].

Tabulka 1.4 Chemické složení součástí vyrobených EBM technologií a tvářených součástí [86].

Chemický prvek	Tvářená slitina Ti6Al4V [hm. %]	Arcam Ti6Al4V [hm. %]
Al	5,50 – 6,75	6,00
V	3,5 – 4,5	4,0
C	<0,08	0,03
Fe	<0,3	0,1
O	<0,2	0,15
N	<0,05	0,01
H	<0,015	0,003
Ti	zůstatek	zůstatek

Tabulka 1.5 Mechanické vlastnost součástí vyrobených EBM technologií a tvářených součástí [49, 73, 75].

	Tvářená slitina Ti6Al4V	Arcam Ti6Al4V
Mez kluzu $R_p 0,2$ [MPa]	860-1100	910-960
Mez pevnosti R_m [MPa]	895-930	970-1030
Prodloužení A_5 [%]	10-14	12-16
Tvrdost podle Rockwella [HRC]	30-35	30-35
Mez únavy (600MPa) [počet cyklů]	>1 000 000	>10 000 000
Youngův modul pružnosti [GPa]	114	120

Součásti je doporučeno tepelně zpracovávat a to izostatickým lisováním za horka (HIP – *Hot Isostatic Pressing*) s parametry 920 °C/100 MPa/120 minut. Obrobitelnost součástí je dobrá, zejména při nízké řezné rychlosti, vysoké posuvové rychlosti a dostatečném přísunu řezné kapaliny [86, 99].

b. Materiál Ti6Al4V ELI

Slitina Ti6Al4V ELI je velmi podobná slitině Ti6Al4V, obsahuje však snížené množství kyslíku, dusíku, uhlíku a železa. ELI je zkratka pro „*Extra Low Interstitials*“, tzn. velmi snížené množství intersticiálních vad. Tento materiál má vyšší tažnost i lomovou houževnatost [87]. Obvykle se používá pro biomedicínské implantáty, letecké a kosmické komponenty, kryogenní aplikace a zařízení na volném moři, díky vynikající odolnosti vůči koroznímu praskání v solné lázni pod napětím. Tepelné zpracování je doporučováno stejné jako u materiálu Ti6Al4V, tzn. 920 °C/100 MPa/120 minut. Arcam Ti6Al4V ELI je práškový atomizovaný plyn s velikostí částic v rozmezí 45-100 mikrometrů [79].

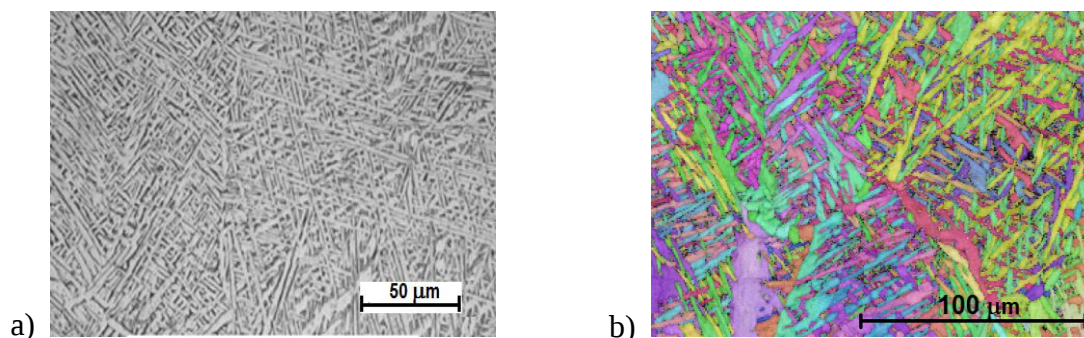
Tabulka 1.6 Chemické složení součástí vyrobených EBM technologií a tvářených součástí [87].

Chemický prvek	Tvářená slitina Ti6Al4V ELI [hm. %]	Arcam Ti6Al4V ELI [hm. %]
Al	5,50 – 6,75	6,00
V	3,50 – 4,50	4,00
C	<0,08	0,03
Fe	<0,25	0,10
O	<0,13	0,10
N	<0,05	0,01
H	<0,012	0,003
Ti	Zůstatek	Zůstatek

Tabulka 1.7 Mechanické vlastnost součástí vyrobených tvářením a EBM technologií [87].

	Tvářená slitina Ti6Al4V ELI	Arcam Ti6Al4V ELI
Mez kluzu $R_p 0,2$ [MPa]	795	950
Mez pevnosti R_m [MPa]	860	970
Prodloužení [%]	>10	16
Tvrdost podle Rockwella [HRC]	30 - 35	32
Únavové napětí (600MPa) [počet cyklů]	>1 000 000	>10 000 000
Youngův modul [GPa]	114	120

Součásti z Ti6Al4V ELI vyráběné procesem EBM mají obecně mikrostrukturu lepší než součásti odlité Ti6Al4V ELI a výrazně jemnější zrnitost [80]. Lité komponenty obsahují lamelární α -fázi s většími zrny β -fáze. Celý proces stavby probíhá za zvýšené teploty, výsledkem jsou tedy komponenty v přirozeně vystárnutém stavu.



Obr. 1.29 Mikrostruktura materiálu Ti6Al4V ELI a) podle [87] b) – vlastní výbrus (EBDS).
Dominantní jehlicovité α -fáze, zbytek β -fáze (přibližně 7%).

1.7. Popis technologických režimů spékání

Technologické režimy se mohou lišit zejména:

- použitým výkonem paprskové technologie,
- rychlostí posuvu řádkování,
- algoritmem a rozsahem řádkování,
- fokusací paprsku,
- použitým materiálem,
- dalšími pracovními podmínkami (vakuum, ochranná atmosféra, atd.).

1.8. Popis dosahovaných tvarových a rozměrových přesností vyráběných dílců, drsností

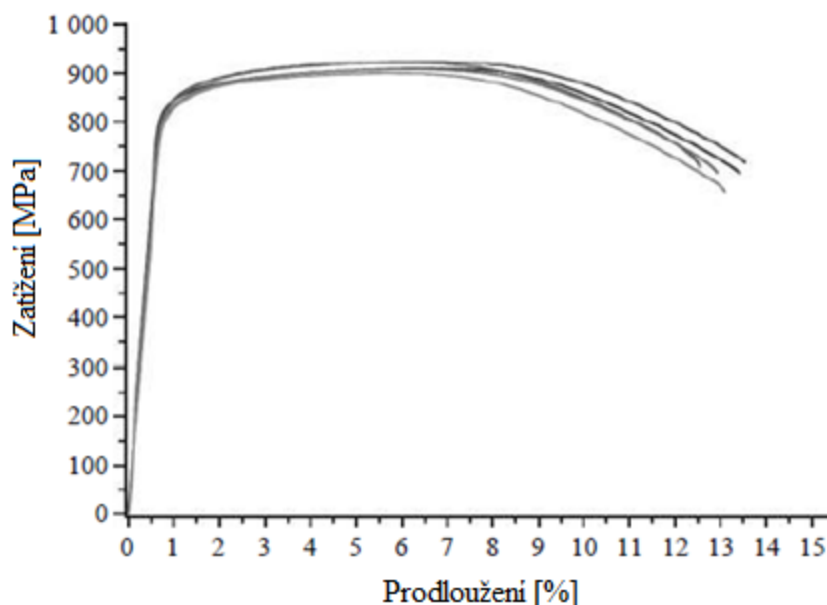
Podle norem [43-44] je možné u aditivních technologií vyhodnocovat:

- *přesnost*, vyjadřující shodu mezi dosaženými výsledky a dohodnutou referenční hodnotou;
- stav tzv. „as built“, tzn. po dokončení aditivní technologie, bez dalších úprav, kromě oddělení ze stavěcí základny nebo od dalšího kusu;
- stav *zcela hustý*, tzn. stav materiálu vyráběné součásti bez významného obsahu dutin, pórů;
- stav *blízký hotovému tvaru*, u kterého je potřeba nepatrného dokončení pro dosažení rozměrových tolerancí;
- porozitu, tzv. s výskytem malých pórů na rozdíl od stavu zcela hustého;
- opakovatelnost – stupeň shody mezi dvěma či více měřeními té samé vlastnosti při použití stejného zařízení a stejných podmínek.

1.9. Analýza dosahovaných mechanických hodnot materiálu

Tvrдость podle Vickerse slitiny Ti-6Al-4V po spékání je dle [88] 3210 ± 20 MPa. Mikrotvrдость je 3510 ± 110 MPa. Proces HIP má za následek mírný pokles až na 3060 ± 30 MPa a 3440 ± 140 MPa [88, 90]. Zdroj [103] naproti tomu uvádí hodnoty 3370-3730 MPa pro Ti-6Al-4V Grade 5 zpracovanou tvářením.

Křivky namáhání a zatížení v tahu slitiny Ti-6Al-4V jsou znázorněny na obr. 1.30. Pro tuto slitinu je typické chování, které je charakterizováno nízkým zpevněním při plastické deformaci. Stejný trend byl zaznamenán u vzorků zpracované procesem HIP [89, 100].



Obr. 1.30 Tahové křivky slitiny Ti-6Al-4V dle [88].

Tabulka 1.8 Zjištěné parametry zkouškou tahem u slitiny po spékání, po zpracování procesem HIP, požadavky ISO normy pro použití slitiny Ti6Al4V pro výrobu implantátů, hodnoty těchto parametrů pro tvářený a žíhaný materiál dle [88].

	Po spékání	Po procesu HIP	ISO 5832-3	Tvářený a žíhaný
Youngův modul [GPa]	118±5	117±4	-	104±2
Mez plastické deformace [MPa]	830±5	795±10	>780	790±20
Mez pevnosti [MPa]	915±10	870±10	>860	870±10
Prodloužení [%]	13,1±4,0	13,7±1,0	>10	18,1±0,8

Proces HIP má tendenci zvyšovat drsnosti povrchu, způsobuje mírné zhrubnutí mikrostruktury, zejména α -fáze, což je přisuzováno vysoké teplotě, působící během procesu (cca 930°C), která je blízko přechodné teplotě na β -fázi (cca 980°C) a následnému postupnému ochlazování [88, 89, 90]. Výsledkem je mírné snížení tvrdosti a zvýšení prodloužení při zátěži součásti, tzn. zlepšení tažnosti. Dochází taktéž ke zvýšení únavové pevnosti [90].

Pevnost vzorků LBM v tahu je vyšší než vzorků vyráběných technologií EBM, zatím co tažnost je mnohem nižší (díky přítomnosti martenzitické fáze vlivem rychlejšího ochlazování). U vzorků EBM se snižující se velikosti částic se zvyšuje pevnost v tahu, naopak prodloužení se snižuje. Tato tendence je zřejmá, pokud je velikost částic menší než $4\mu\text{m}$. Naopak u vzorků LBM se snižující se velikosti částic pevnost v tahu klesá (neúplné tavení a tuhnutí částic menších velikostí) [90, 91, 100].

Mechanické vlastnosti spékaných látek jsou závislé mj. na jejich mikrostruktuře, to znamená, že rozdílná morfologie spékaných součástí může být příčinou rozdílných vlastností těchto součástí [89, 98].

Mechanické vlastnosti dosažitelné pomocí technologie EBM jsou mimo jiné popsány v tabulce 1.7.

1.10. Analýza strukturní kvality spékaných materiálů a povrchu

U vzorků LBM dochází vlivem utlumení laserového záření v oblasti okrajů vzorku k nedokonalému roztavení částic, přilnutých na povrchu. Procesem LBM je dosažena obecně lepší kvalita povrchu vzorku díky nižšímu příkonu energie, užší rozteči řádkování, menší velikosti prášku a pomalejším pracovním rychlostem [101].

U procesu EBM je prášek udržován při mnohem vyšší teplotě, a proto teplo, které difunduje z tavené oblasti, způsobí slnutí i prášku v přilehlém okolí. Vyšší rychlost skenování a také rozteč skenování činí proces EBM rychlejším než LBM na úkor horší kvality povrchu. Dosažitelná kvalita povrchu je přibližně $R_a=20,3\text{--}25,4\mu\text{m}$ a dále se zlepšuje obráběním [73, 96].

Porozita spékaných materiálů závisí především na skenovacích strategiích. Rozdíly porozity mezi technologiemi EBM a LBM jsou přičítány odlišné energii paprsku. U vzorků LBM někdy dochází k tvorbě plochých nebo nepravidelně tvarovaných pórů, kvůli neúplnému tavení a tuhnutí, zejména u částí menších velikostí. U procesu EBM je energie vstupního paprsku mnohem větší než u LBM, taktéž se dosahuje vyšší teplota celého procesu. Tím dochází k úplnému roztavení prášku a ke snížení porozity (pokud je to žádoucí). Vzorky EBM tak obsahují nižší počet pórů a póry jsou rozměrově menší, způsobeny zejména bublinami plynu vytvořenými při procesu tuhnutí a odpařování prvků s nízkou teplotou varu [91, 96, 98].

1.11. Analýza korozních vlastností

Mikrostrukturní analýza [92, 96] součástí z Ti6Al4V vyrobených EBM a tvářených prokázala, že součástí tvoří převážně α a β fáze, avšak výrobou technologií EBM se dosahuje většího podílu β fáze a mnohem jemnější lamelární struktury obou fází. Ve studii [92] byla použita k vyhodnocení korozních vlastností elektrochemická impedanční spektroskopie, což je měřicí metoda, pomocí které lze určit elektrické vlastnosti studovaného elektrochemického systému. V tomto případě je systémem slitina/korozní prostředí.

Vzhledem k různé odolnosti proti korozi jednotlivých fází, vysoký podíl β fáze zvyšuje odpor přenosu náboje a snižuje rychlosti rozpouštění kovu. Jemné lamely α a β

fáze Ti-6Al-4V součásti vyrobené EBM omezují nerovnoměrné rozložení legujících prvků, což vede k poklesu galvanické koroze mezi fázemi α a β .

V porovnání se součástmi Ti6Al4V vyrobených LBM technologií, vykazují součásti vyrobené pomocí EBM vyšší odolnost vůči korozi. Totéž platí při porovnání se součástmi tvářenými.

1.12. Analýza únavových vlastností

Vzhledem k porézní struktuře vzorků je mez únavy vzorků spékáných nižší než u součástí odlévaných (~450 MPa) a dále žháných (~500MPa). Vzorky EBM s nižší úrovní pórovitosti mají mírně vyšší mez únavy než vzorky LBM. Během HIP procesu dochází k uzavření většiny pórů a k výraznému zvýšení únavové pevnosti až na hodnotu 550 MPa [90].

1.13. Analýza obrobiteľnosti spékáných materiálů

Obecně – titanové materiály se vyznačují zhoršenou obrobiteľností a ve třídách slitutých karbidů je jim podle ISO 513 vyhrazena zvláštní třída N (*non-ferrous*, tzn. neželezné slitiny). Tyto materiály mají zhoršenou teplotní i tepelnou vodivost a silnou tendenci k difúznímu otěru a tvorbě nárůstků.

Mikrostruktura titanové slitiny EBM Ti6Al4V se mění v kombinaci s tepelným zpracováním a deformací v důsledku plastické deformace obráběním či frézováním [97].

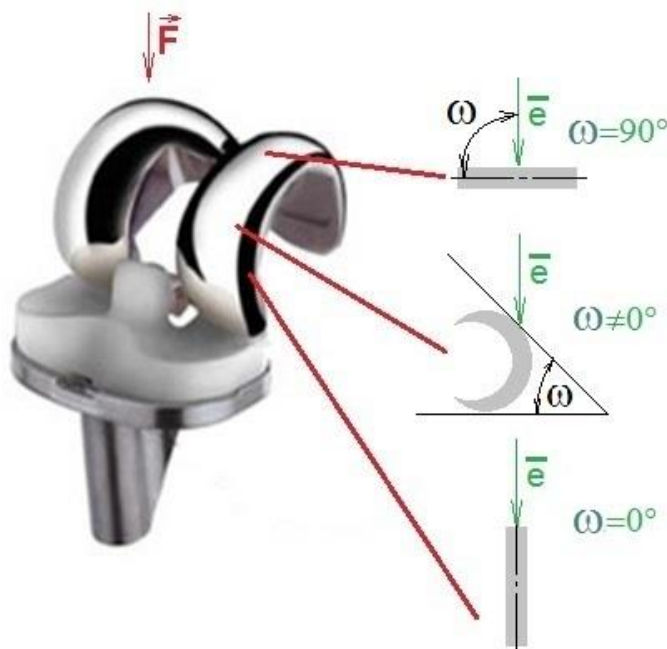
Změna mikrostruktury v důsledku tepelného ovlivnění vede ke značnému vzrůstu tvrdosti podpovrchových vrstev. Výsledky zkoušek opotřebení ukázaly, že tepelné zpracování mělo pozitivní vliv na chování při opotřebení tepelně zpracovaných vzorků Ti6Al4V. Všechny tepelně zpracované vzorky vykazovaly nižší koeficient tření a nižší míru opotřebení ve srovnání s těmi, které nebyly tepelně ošetřeny. Pokud jde o parametry obrábění, řezná rychlost hraje hlavní roli při ovlivňování množství změněného materiálu během obrábění, což vede k vyššímu rozsahu mikrostrukturní transformované vrstvy. Tvrdost podpovrchové vrstvy měla velký vliv na chování při opotřebení, jelikož vzorek charakterizovaný nejvyšší tvrdostí v blízkosti obráběného povrchu vykazoval nejlepší chování, pokud jde o koeficient tření, odolnost proti opotřebení a množství přilnutého materiálu. Na základě těchto zjištění bylo prokázáno, že využití tepelného zpracování s obráběním je účinnou metodou pro posílení chování při opotřebení Ti6Al4V a zvýšení životnosti biomedicínských zařízení [93, 97].

2 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

2.1 Výroba vzorků v zařízení Arcam Q10plus

Experimentální část této práce se zabývá studiem a zpracováním vzorků vyrobených technologií EBM třemi různými technologickými postupy. Konkrétně se zaměřuje na zkoumání vlivu náklonu součásti ve stavební komoře na finální kvalitu součásti. Celý experiment odráží reálnou výrobu implantátů, kde díky nepravidelným tvarům preparátu dochází ke spékání materiálu pod různými úhly obr. 2.1. Dílčími cíli experimentální části je určit, který z technologických postupů poskytuje nejlepší vlastnosti součásti a v jakém směru, ať už z hlediska geometrických a tvarových odchylek, mechanických vlastností či strukturních vlastností. To může napomáhat ke stanovení vhodné polohy implantátu ve stavební komoře.

Náklon součásti vůči elektronovému paprsku (vůči směru stavění součásti) je definován jako ω – obr. 2.1.

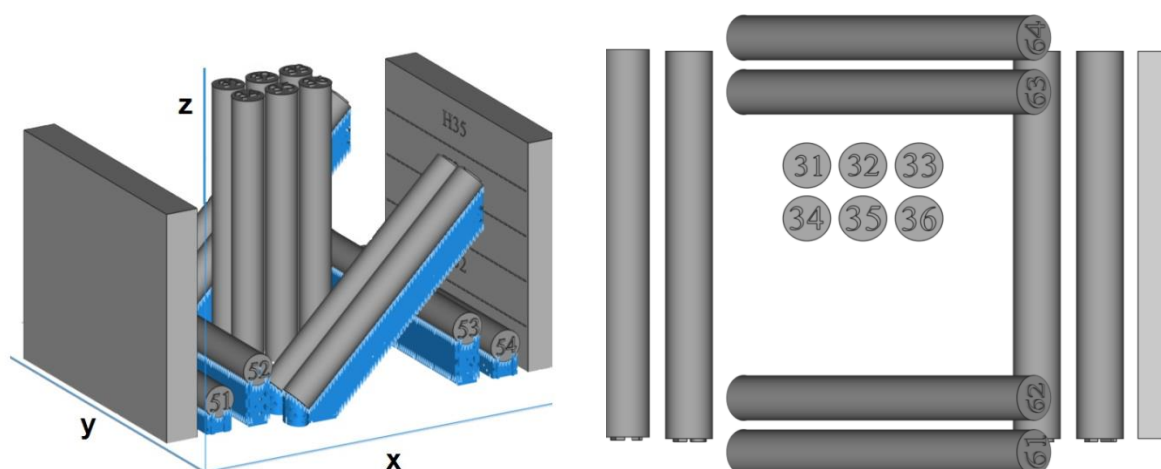


Obr. 2.1 Znázornění úhlů ω , které popisují různé druhy nastavení ploch implantátu vůči elektronovému paprsku $\vec{e}$ ve stavební komoře, $\vec{F}$ představuje směr předpokládaného zatížení implantátu.

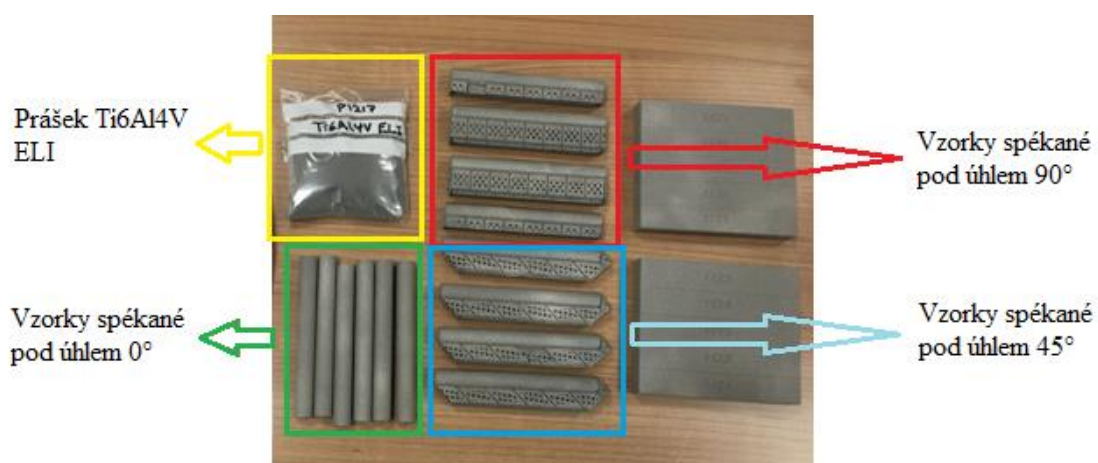
Analyzováno bylo celkem 14 vzorků válcovitého tvaru, ϕ 14-120mm.

Tabulka 2.1 Označení vzorků:

Počet vzorků	Číslování	Úhel spékání ω [°]	Technologický režim Arcam 4325
6	31, 32, 33, 34, 35, 36	0	tloušťka vrstvy 0,05mm procesní čas 41h 15min tlak $4 \cdot 10^{-3}$ mBar napětí 59,6-59,8 kV 2,7-2,9 A
4	61, 62, 63, 64	45	
4	51, 52, 53, 54	90	



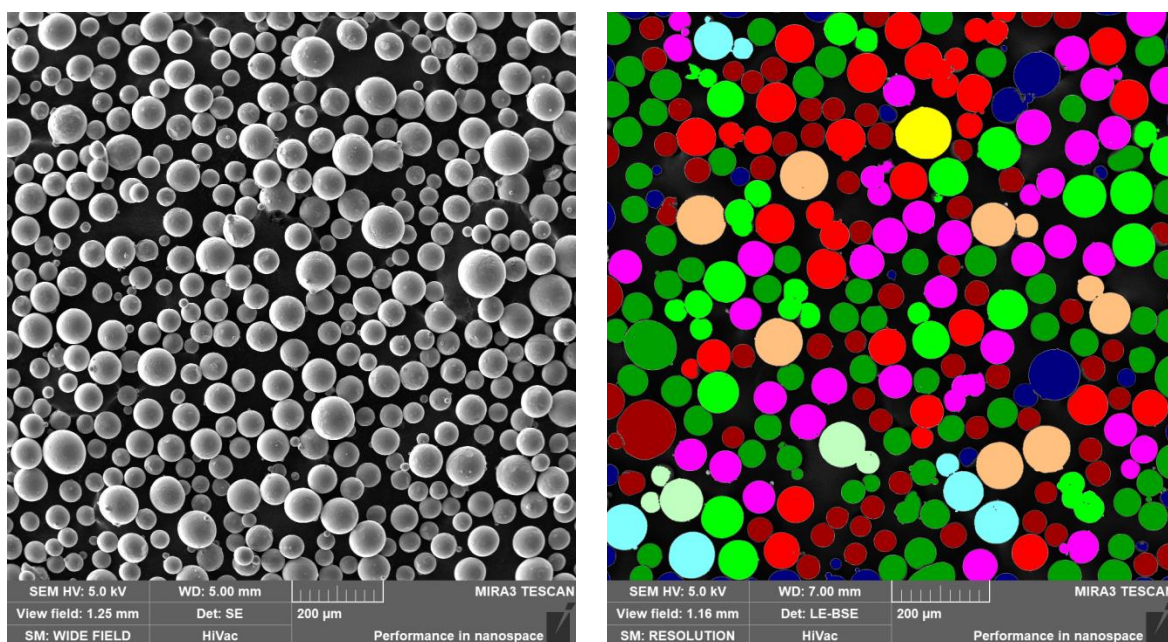
Obr. 2.2 Poloha jednotlivých vzorků ve stavěcí komoře.



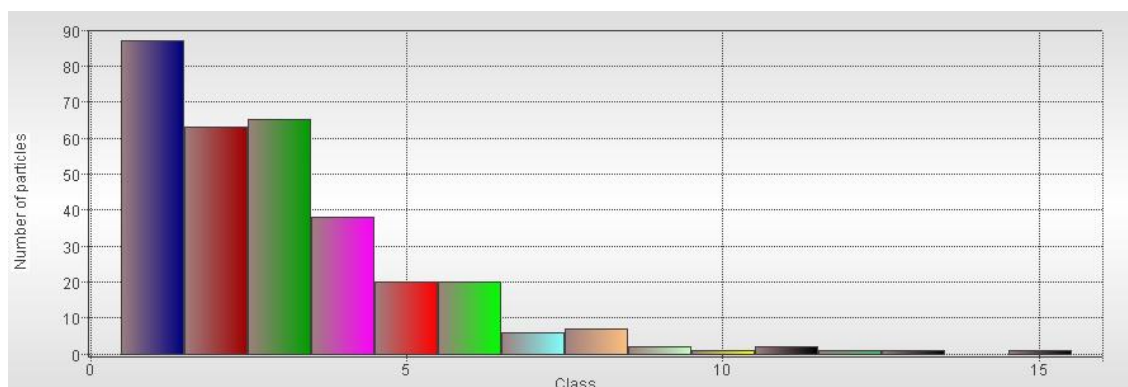
Obr. 2.3 Vzorky po spékání (i s podpěrami).

2.2 Analýza prášku Ti6Al4V ELI

Prášek použitý pro výrobu byl analyzován pomocí elektronového mikroskopu ve firmě Tescan v Brně, s využitím programu Particles.



Obr. 2.4 Analýza prášku Ti6Al4V ELI pomocí elektronové mikroskopie.



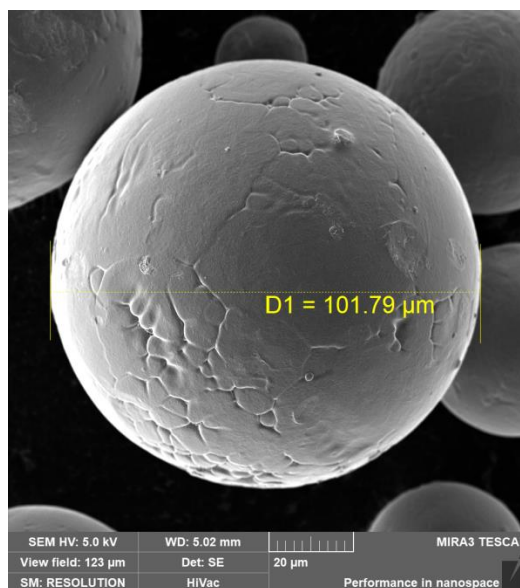
Obr. 2.5 Četnost jednotlivých částic podle obsahu kruhovitě plochy.

Tabulka 2.2 Analýza jednotlivých částic prášku podle obsahu kruhovitě plochy.

Třída	Počet částic	Aritmetický průměr obsahu plochy [μm^2]
1	87	163
2	63	1584
3	65	2422
4	38	3530
5	20	4503

Nejvíce je v prášku zastoupena třída 1, tedy částice o velikosti kruhovitěho průměru $14,4 \mu\text{m}$, avšak byly nalezeny i částice velmi odlišné – obr. 2.6. Nejmenší částice z této třídy měla $1 \mu\text{m}^2$ a naopak největší částice $953 \mu\text{m}^2$. Největší částice objevená v prášku měla plochu $14814 \mu\text{m}^2$, tzn. přibližně $0,015 \text{ mm}^2$.

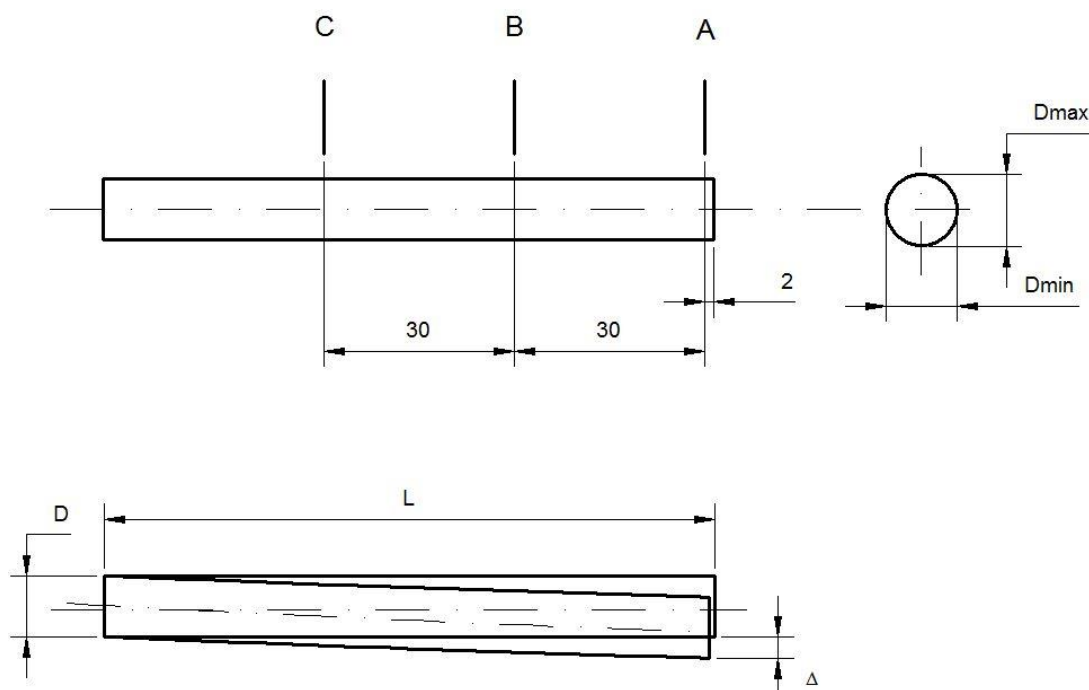
Z následné analýzy průměrů jednotlivých částic vyplynulo, že nejpočetnější třídou jsou částice s kruhovitým průměrem 14 μm .



Obr. 2.6 Detail částice s průměrem $D1=101,79\mu\text{m}$.

2.3 Vyhodnocení tvarové a rozměrové přesnosti vzorků

Tvarová a rozměrová přesnost vzorků byla vyhodnocena pomocí přístroje Mahr MM420 (s přesností odečítání 0,001mm), číselníkového úchylkoměru (s přesností odečítání 0,01mm) a pomocí mikrometru (s přesností odečítání 0,01mm). Na obr. 2.7 je znázorněna poloha měřených řezů a způsob měření přímosti vzorků. Byly vyhodnocovány extrémní naměřené hodnoty v daných polohách.



Obr. 2.7 Definování poloh a parametrů měření.

Tabulka 2.3 Definování měřených parametrů.

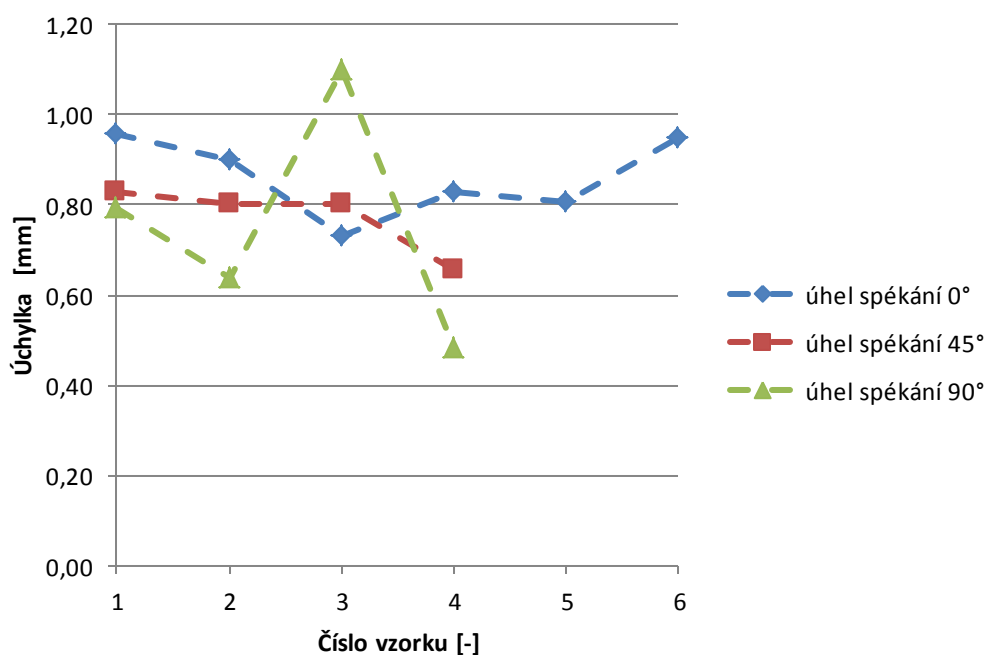
A	poloha 2 mm od volného okraje vzorku [mm]
B	poloha 32 mm od volného okraje [mm]
C	poloha 62 mm od volného okraje [mm]
Dmax	maximální průměr v dané poloze [mm]
Dmin	minimální průměr v dané poloze [mm]
L	délka [mm]
D	průměr [mm]
Δ	delta – smluvní odchylka od přímosti [mm]

2.3.1. Analýza obvodového házení v poloze A

Pro určení obvodového házení byl levý konec vzorku upnut do přesného sklíčidla obráběcího stroje a výchylky na opačném konci vzorku byly měřeny pomocí číselníkového úchylkoměru. Naměřené hodnoty jsou zaznamenány v tabulce 2.3.

Tabulka 2.4 Vyhodnocení obvodového házení v poloze A:

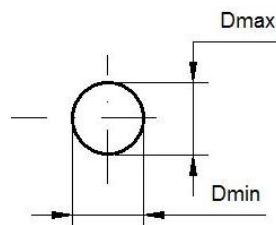
Úhel spékání [°]	Číslo vzorku	Rozdíl Dmax a Dmin v poloze A [mm]			
		Měření č. 1	Měření č. 2	Měření č. 3	Průměr
0	31	0,78	1,24	0,85	0,96
	32	1,15	0,72	0,83	0,90
	33	0,33	0,81	1,05	0,73
	34	0,85	0,87	0,76	0,83
	35	0,87	0,70	0,85	0,81
	36	0,88	1,13	0,84	0,95
45	61	0,79	0,85	0,84	0,83
	62	0,78	0,77	0,86	0,80
	63	0,70	0,85	0,86	0,80
	64	0,89	0,46	0,62	0,66
90	51	0,98	0,58	0,82	0,79
	52	0,78	0,79	0,35	0,64
	53	1,25	1,28	0,77	1,10
	54	0,43	0,52	0,50	0,48



Obr. 2.8 Obvodové házení v poloze A.

Úchylky obvodového házení vzorků spékáných pod úhlem 0° a 45° ležely v rozmezí 0,7 mm a 1,0 mm, zatímco pro vzorky spékáné pod úhlem 90° činily 0,5 mm až 1,1 mm. Vzorky spékáné vodorovně vykázaly nejmenší i největší hodnoty obvodového házení, nicméně dle nejvyšší hodnoty lze konstatovat, že tato poloha spékání může být nejvíce náchylná na odchylky tohoto typu.

2.3.2. Analýza kruhovitosti (ovality)

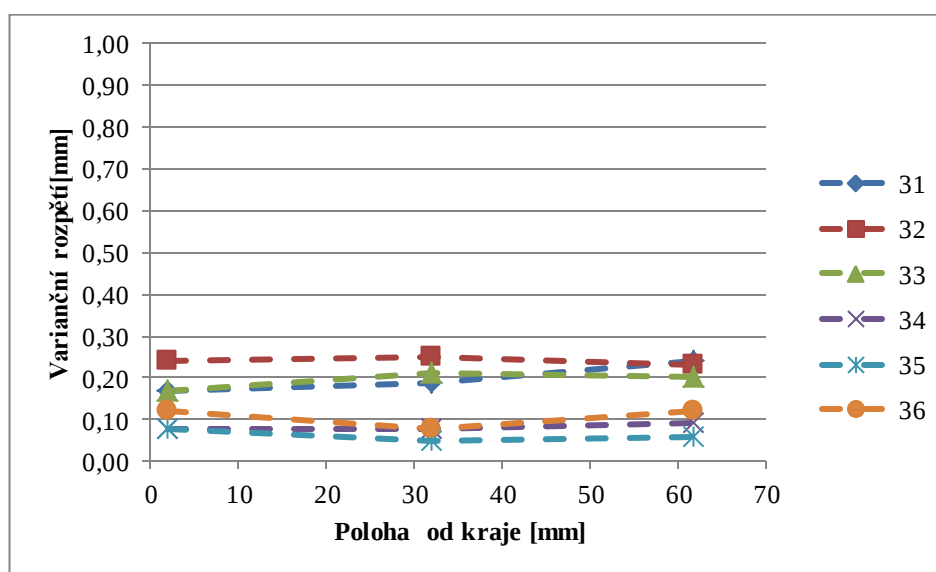


Obr. 2.9 Znázornění měření kruhovitosti (ovality).

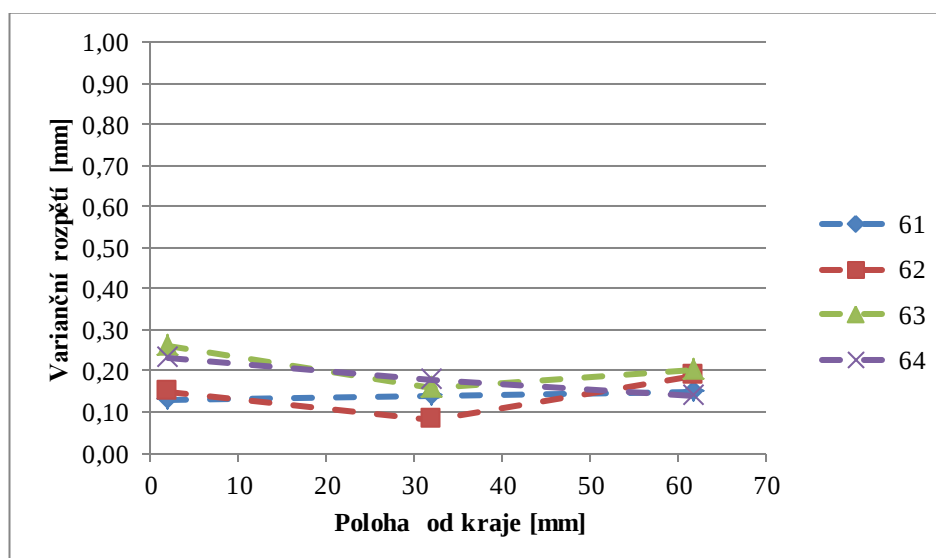
V každé poloze vzorku A, B, C, definovaných dle obrázku 2.7, byly naměřeny tři hodnoty minimálního průměru a tři hodnoty maximálního průměru. Pro výpočet variačního rozpětí bylo vybráno vždy minimum a maximum z těchto tří hodnot a vypočítán jejich rozdíl. Jedná se o statistickou charakteristiku vyjadřující míru variability statistického souboru.

Tabulka 2.5 Ukázková tabulka naměřených hodnot a variačního rozpětí kruhovitosti pro vzorek 31, celá tabulka viz přílohy:

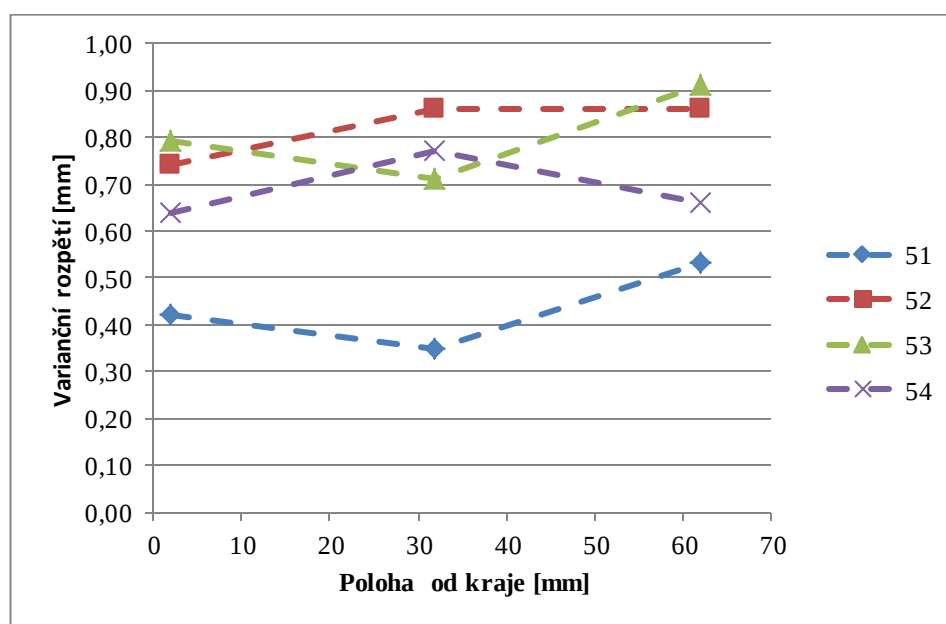
Číslo vzorku	Poloha	Vzdálenost od okraje [mm]	Dmin [mm]	Dmax [mm]	Difference [mm]	Minimum Dmin [mm]	Maximum Dmax [mm]	Variační rozpětí [mm]
31	A	2	13,85	13,98	0,13	13,81	13,98	0,17
			13,81	13,94	0,13			
			13,81	13,95	0,14			
	B	32	13,87	14,01	0,14	13,85	14,04	0,19
			13,86	14,04	0,18			
			13,85	14,00	0,15			
	C	62	13,86	14,04	0,18	13,84	14,08	0,24
			13,88	14,08	0,20			
			13,84	14,07	0,23			



Obr. 2.10 Variační rozpětí odchylek kruhovitosti vzorků, spěkaných pod úhlem 0°.



Obr. 2.11 Variační rozpětí odchylek kruhovitosti vzorků spěkaných pod úhlem 45°.

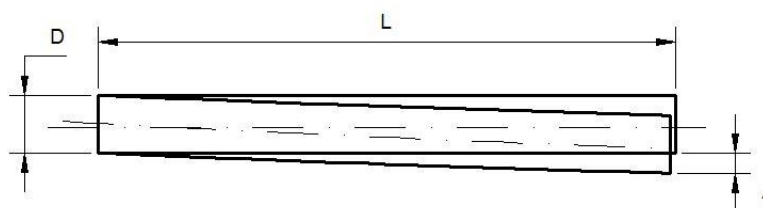


Obr. 2.12 Variační rozpětí odchylek kruhovitosti vzorků spékaných **pod úhlem 90°**.

Z analýzy variačního rozpětí odchylek kruhovitosti vzorků vyplývá, že nejvyšší tvarové přesnosti dosahují vzorky spékané pod úhlem 0° s odchylkami v rozmezí 0,05-0,21 mm a naopak nejnižší tvarové přesnosti, tedy nejvyšších rozměrových úchylek, dosahují vzorky spékané pod úhlem 90° a to 0,35-0,91 mm.

2.3.3. Měření přímosti vzorku

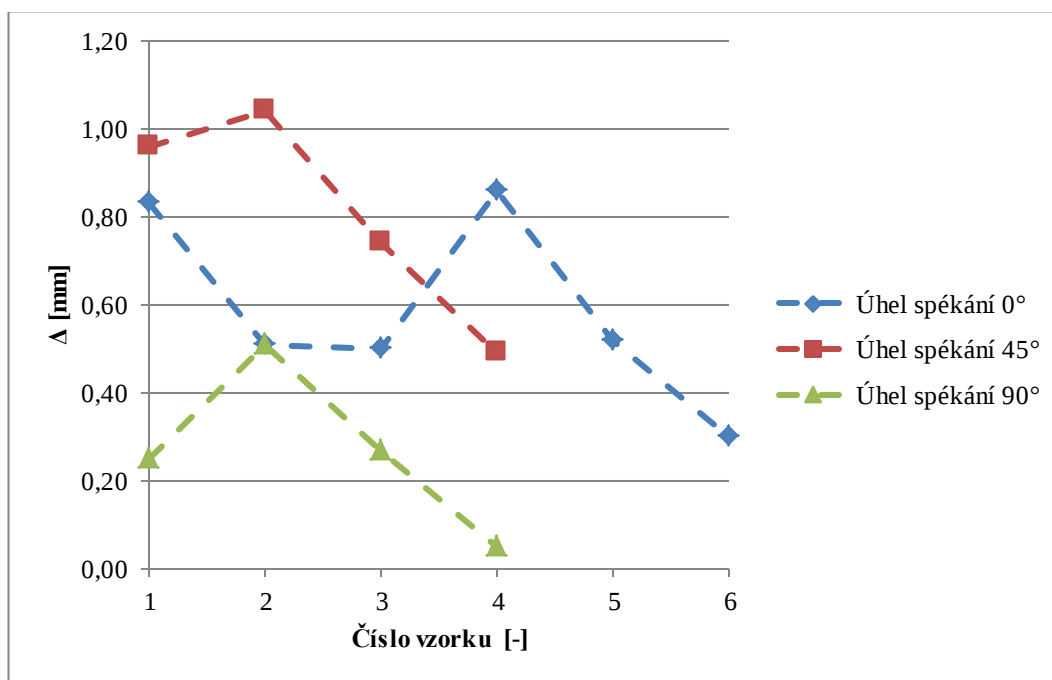
Pomocí upnutí vzorku ve sklíčidle a číselníkového úchylkoměru byla měřena přímost, tedy odchylka delta, jak je znázorněno na obrázku 2.13.



Obr. 2.13 Znázornění měření přímosti a geometrické úchylky Δ .

Tabulka 2.6 Hodnoty úchylek Δ :

Úhel spékání [°]	Číslo vzorku [-]	Δ [mm]	Průměr [mm]
0	31	0,83	0,59
	32	0,51	
	33	0,50	
	34	0,86	
	35	0,52	
	36	0,30	
45	61	0,96	0,81
	62	1,04	
	63	0,74	
	64	0,49	
90	51	0,25	0,27
	52	0,51	
	53	0,27	
	54	0,05	

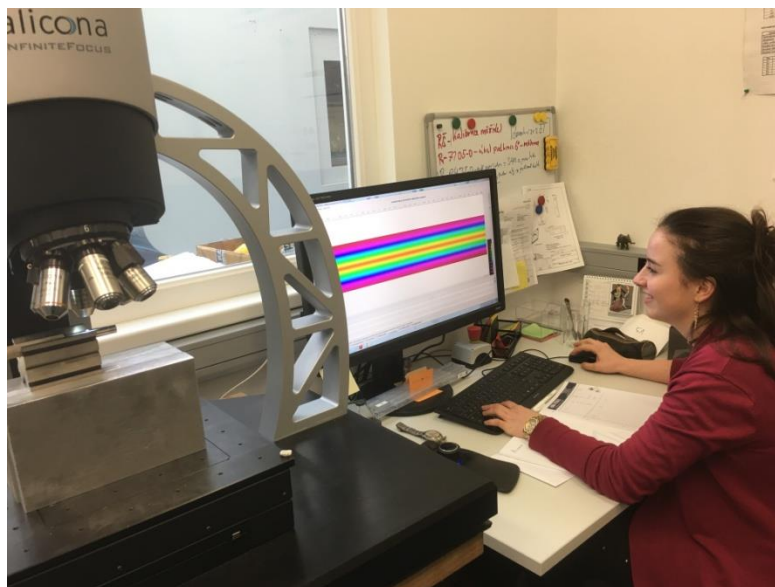


Obr. 2.14 Odchyly přímosti jednotlivých vzorků.

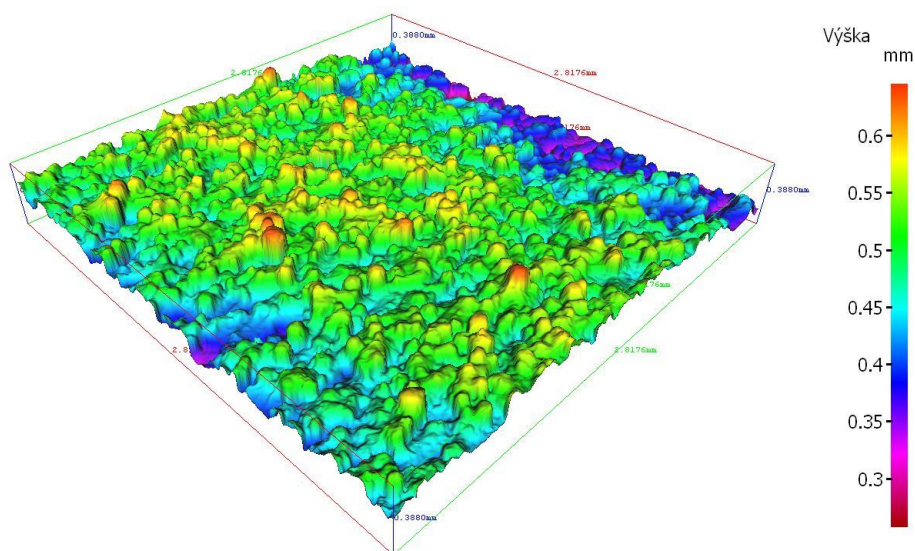
Vzorky spékání pod úhlem 90° vykazovaly nejmenší úchyly přímosti a to v rozmezí 0,05 až 0,51 mm, průměrná hodnota činila 0,27 mm. Naopak největší úchyly přímosti vykazovaly převážně vzorky spékání pod úhlem 45° v rozmezí 0,49 až 1,04 mm, průměrná hodnota činila 0,81 mm.

2.4. Analýza povrchové struktury vzorků

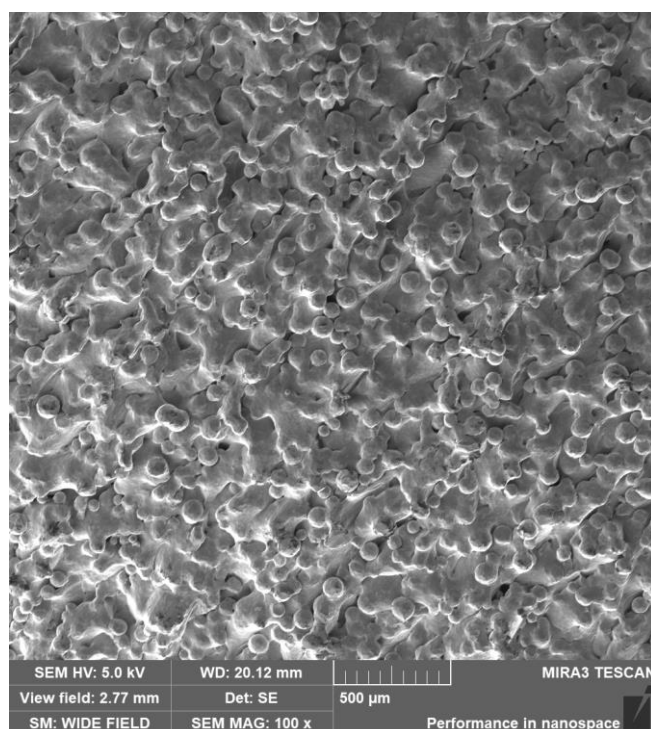
Analýza povrchové struktury vzorků a dalších parametrů povrchu byla provedena na mikroskopu Alicona IF G5.



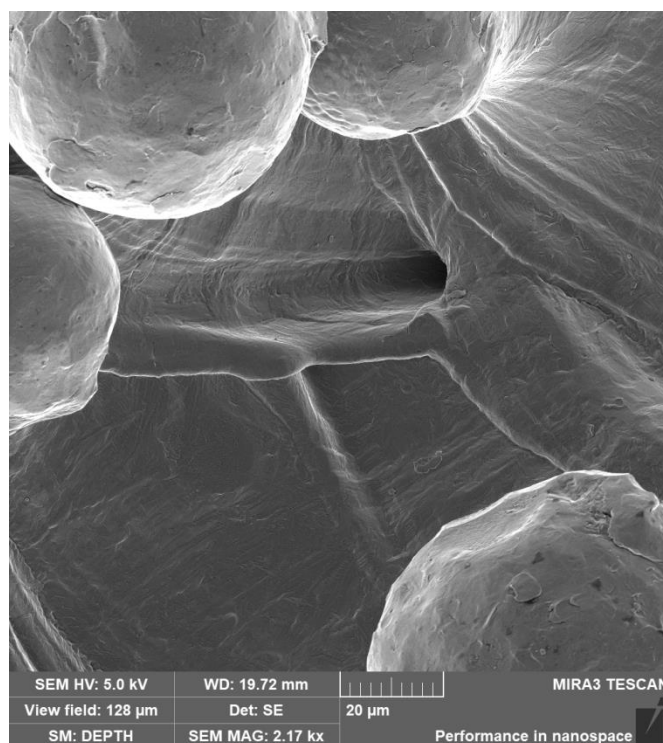
Obr. 2.15 Analýza povrchové struktury vzorků na mikroskopu Alicona IF G5.



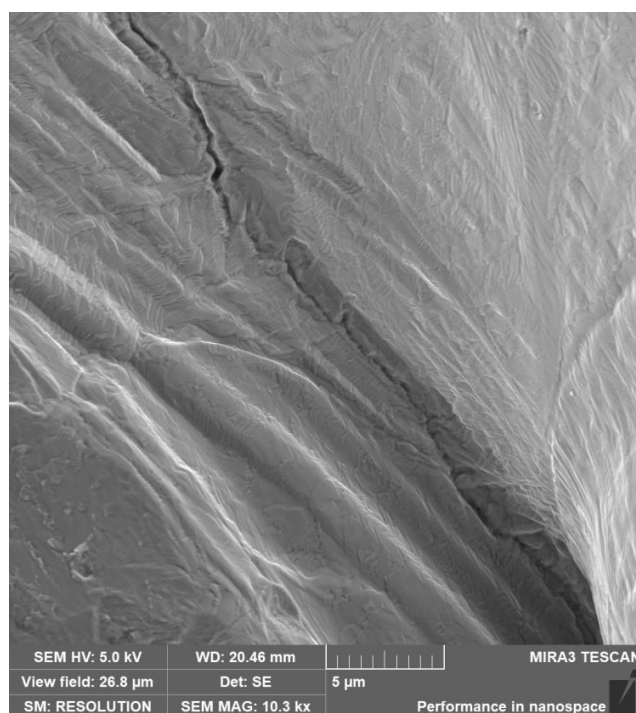
Obr. 2.16 Ukázka povrchové struktury po spékání.



Obr. 2.17 Ukázka povrchové struktury materiálu po spékání, elektronová mikroskopie, obraz v režimu sekundárních elektronů (vzorek 51).



Obr. 2.18 Dutina v povrchové struktuře materiálu po spékání, elektronová mikroskopie, obraz v režimu sekundárních elektronů.



Obr. 2.19 Trhlina v povrchové struktuře materiálu po spékání, elektronová mikroskopie, obraz v režimu sekundárních elektronů.

Pro obrábění byl použit univerzální soustruh SV 18 RD (analýza kvality povrchu) a pro měření silového zatížení SU 50A. Řezný nástroj byl shodný – břitové destičky CNMG 120404ER-SI 8030, upnuté do nožového držáku PCLNR 2020 K 12. Řezná rychlost byla 48 m/min, hloubka řezu 1,0 mm, posuvy na otáčku pro studium kvality opracování 0,02–0,16 mm, pro studium řezných sil 0,05–0,40 mm. Obrábění probíhalo za sucha a pro každé měření byl použit nový břit.

2.4.1. Analýza 2D parametrů povrchu - drsnost, vlnitost, Abbott-Firestoneovy křivka nosného podílu

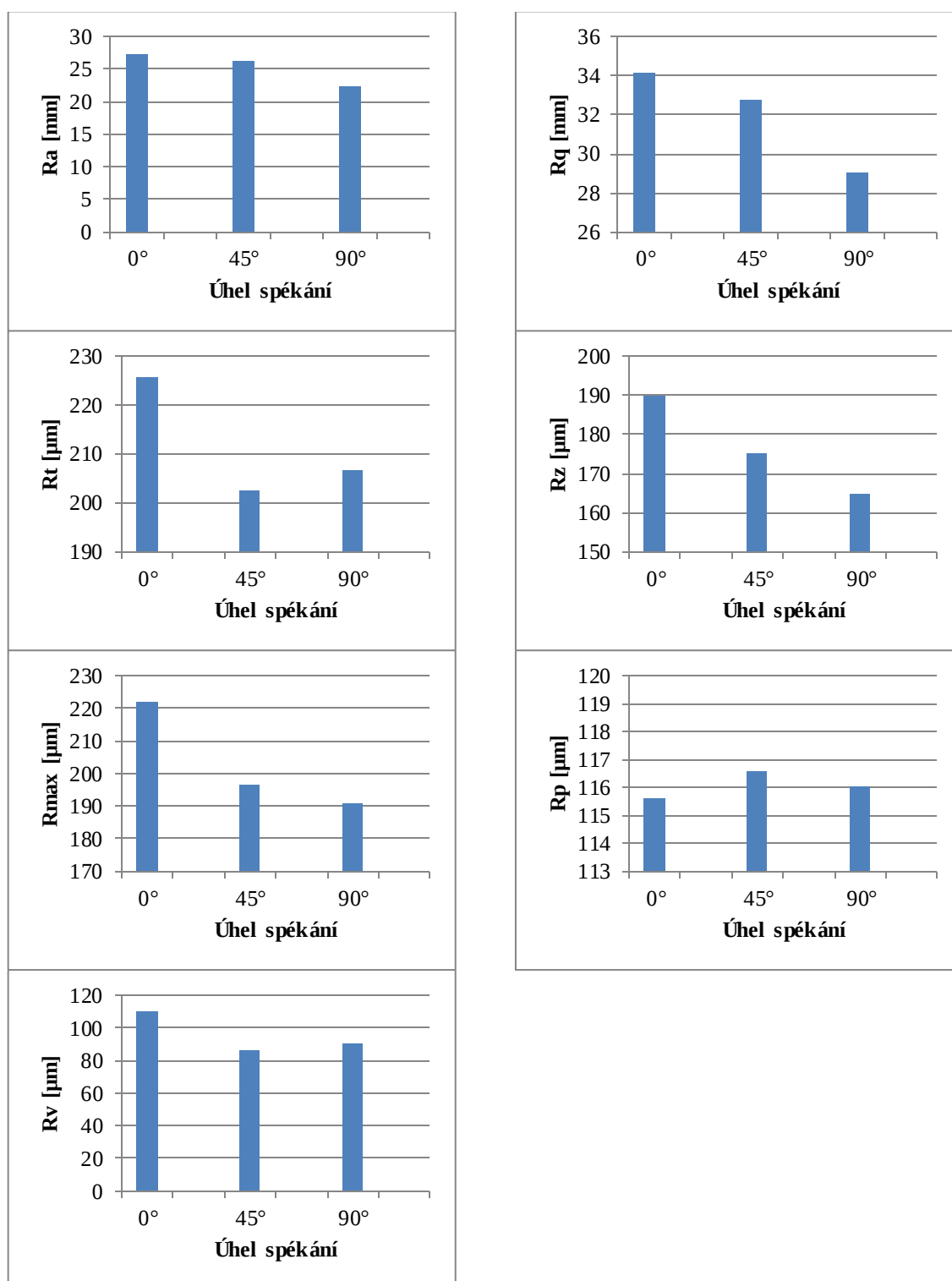
Ukázkové záznamy z měření tvoří přílohu 2-6 této práce.

Parametry drsnosti

Z každé série byly analyzovány dva vzorky.

Tabulka 2.7 Parametry drsnosti vzorků po spékání.

Po spékání			
Úhel spékání [°]	0	45	90
Ra [µm]	24-31	23-30	21-24
Rq [µm]	30-38	29-37	27-32
Rt [µm]	197-255	185-221	193-220
Rz [µm]	168-211	161-189	151-179
Rmax [µm]	197-247	172-221	190-192
Rp [µm]	104-128	114-119	120-113
Rv [µm]	93-127	70-102	74-107



Obr. 2.20 Přehled dosažených průměrných hodnot parametrů drsnosti po spékání.

Nejnižších průměrných hodnot parametrů drsnosti dosáhly vzorky spékané pod úhlem 90°, tedy orientované vodorovně ve stavěcí komoře. S výjimkou parametru Rt a Rp se s úhlem natočení převážně zlepšuje kvalita povrchu.

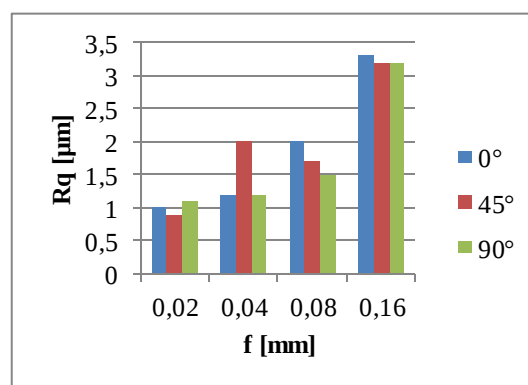
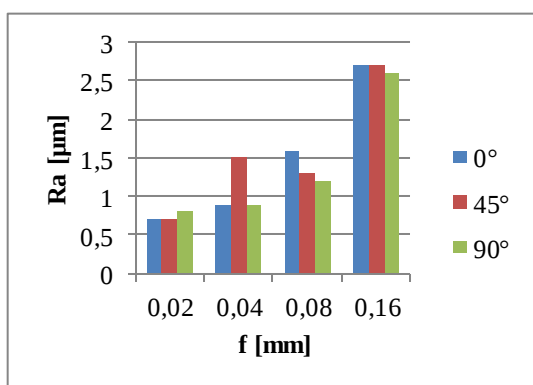
Vzorky byly po spékání dále zpracovány obráběním a to konstantní řeznou rychlostí a čtyřmi posuvy na otáčku f_1 , f_2 , f_3 , f_4 v rozsahu podle tab. 2.9.

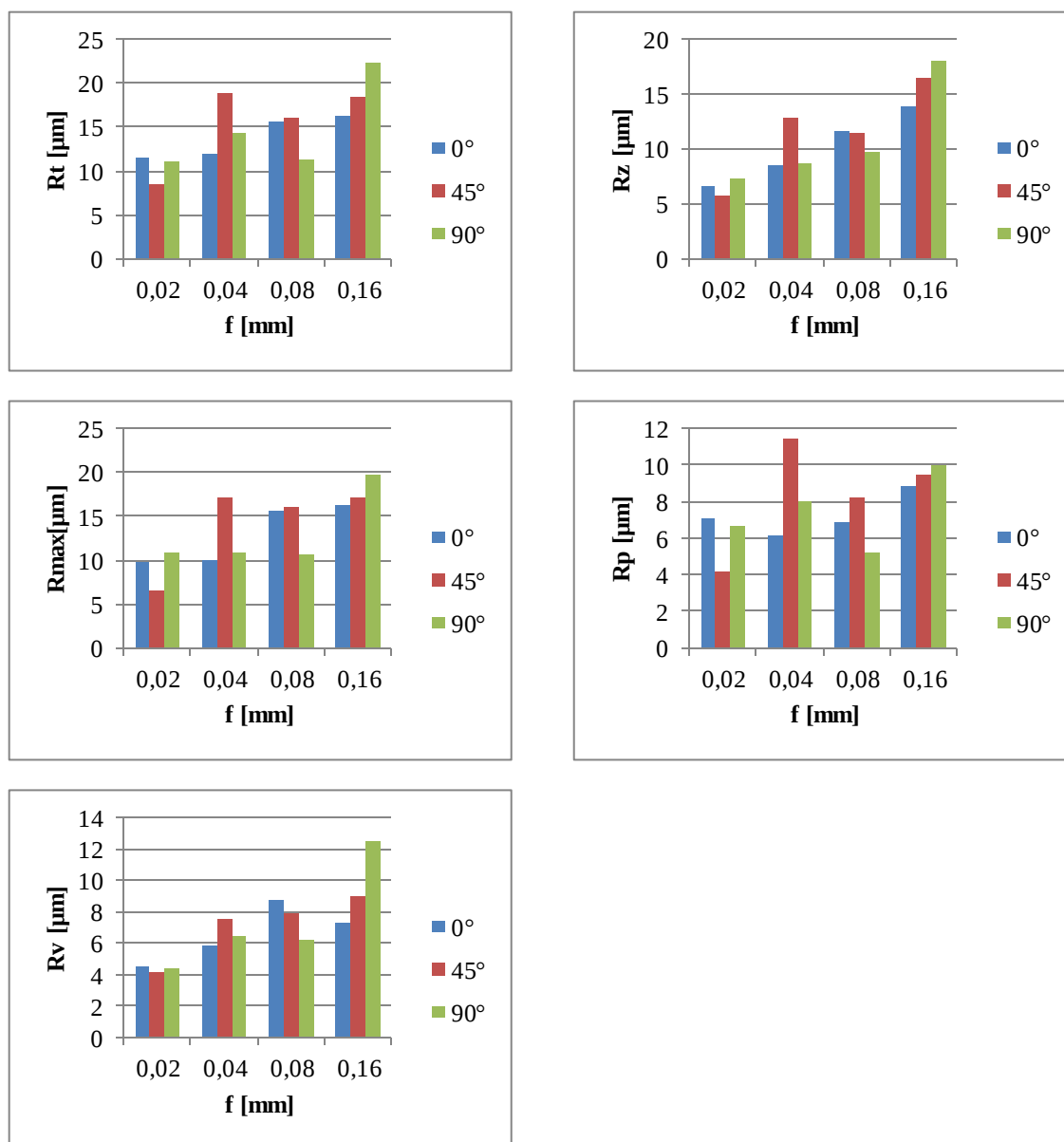
Tabulka 2.8 Podmínky obrábění:

v_c [m.min ⁻¹]	48
a_p [mm]	1,0
f_1 [mm]	0,02
f_2 [mm]	0,04
f_3 [mm]	0,08
f_4 [mm]	0,16
r_ϵ [mm]	0,40

Tabulka 2.9 Parametry drsnosti vzorků po obrábění.

Po obrábění												
Úhel spékání[°]:	0				45				90			
[μ m]/ mm	f_1	f_2	f_3	f_4	f_1	f_2	f_3	f_4	f_1	f_2	f_3	f_4
Ra	0,7	0,9	1,6	2,7	0,7	1,5	1,3	2,7	0,8	0,9	1,2	2,6
Rq	1,0	1,2	2,0	3,3	0,9	2,0	1,7	3,2	1,1	1,2	1,5	3,2
Rt	11,5	11,9	15,7	16,2	8,4	18,9	16,1	18,5	11,1	14,4	11,4	22,4
Rz	6,6	8,5	11,7	13,9	5,8	12,8	11,5	16,5	7,3	8,7	9,7	18,1
Rmax	9,8	10,0	15,7	16,2	6,5	17,2	16,1	17,1	10,8	10,9	10,6	19,7
Rp	7,1	6,1	6,9	8,9	4,2	11,4	8,2	9,5	6,7	8,0	5,2	10,0
Rv	4,5	5,8	8,8	7,3	4,2	7,5	7,9	9,0	4,4	6,4	6,2	12,5





Obr. 2.21 Přehled dosažených průměrných hodnot parametrů drsnosti po obrábění.

Tendence je u všech parametrů stejná – čím větší je posuv na otáčku, tím větší je hodnota daného parametru drsnosti.

Predikované střední aritmetické úchytky povrchu Ra

Střední aritmetická úchytky povrchu Ra se dá predikovat v závislosti na posuvové rychlosti a poloměru špičky obráběcí destičky pomocí vztahu:

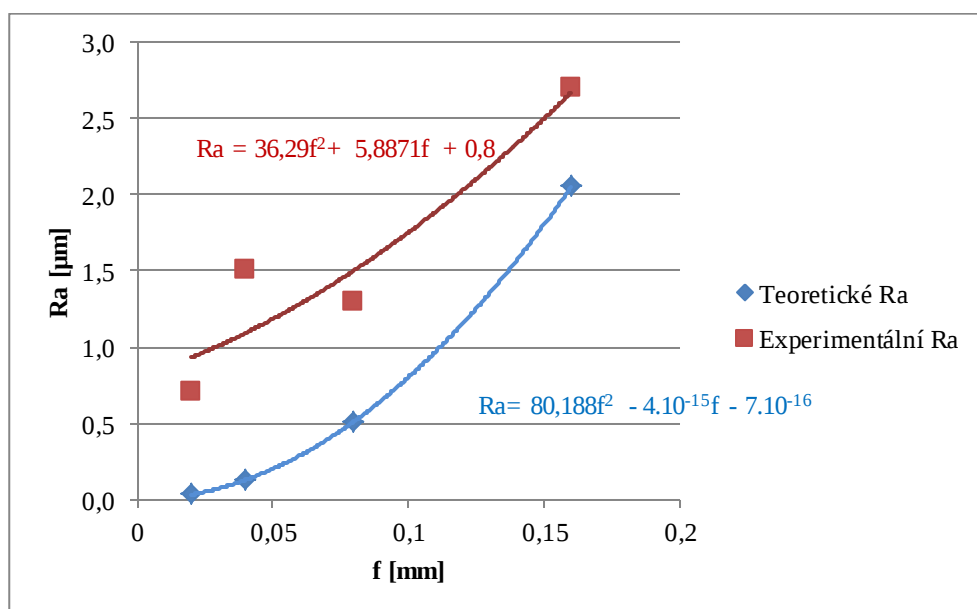
$$Ra = \frac{1000f^2}{18\sqrt{3}r_\epsilon} \quad (4)$$

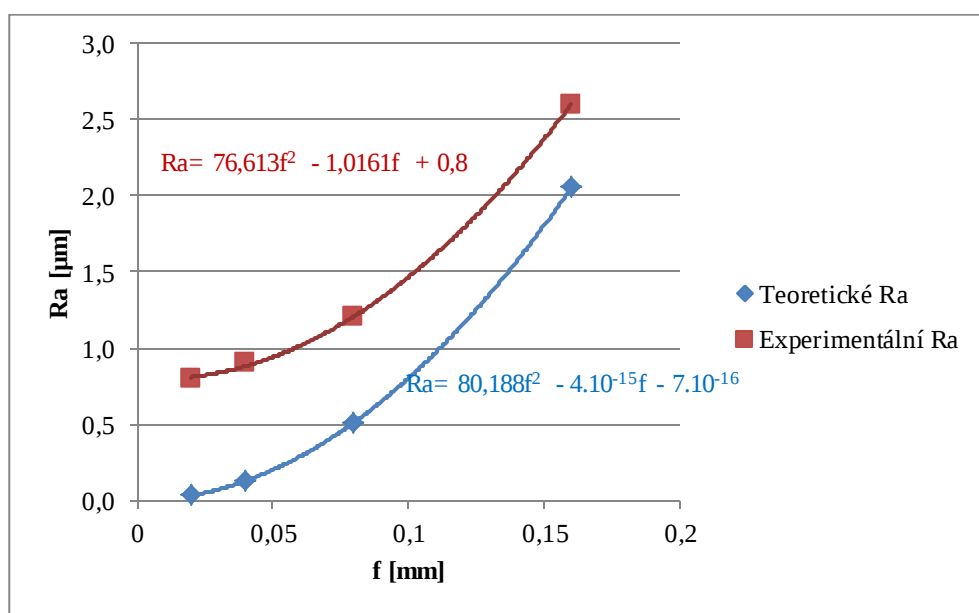
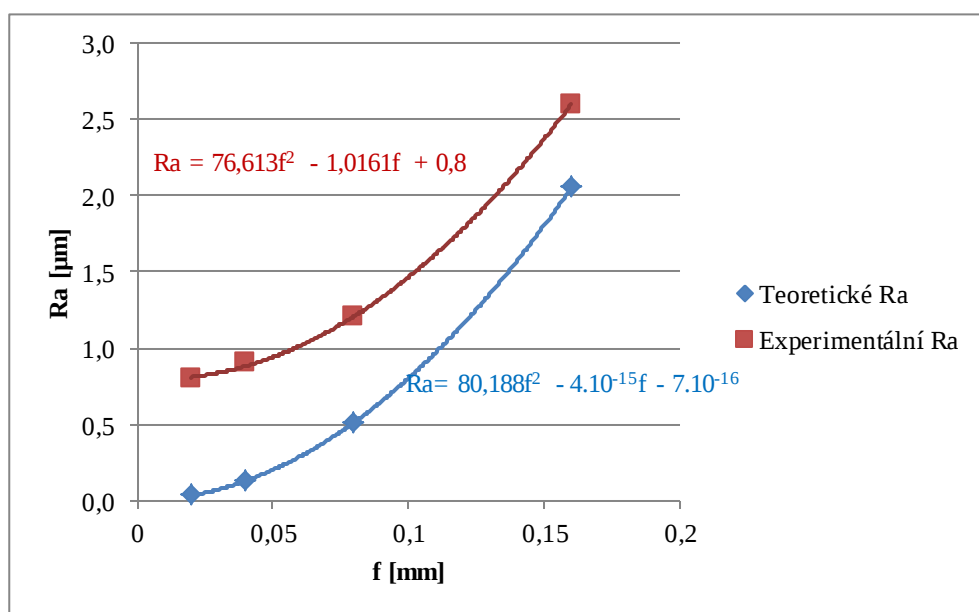
2.10 Experimentální hodnoty Ra po obrábění:

Po obrábění - experimentální												
Úhel natočení [°]	0				45				90			
[μm]/ mm	f1	f2	f3	f4	f1	f2	f3	f4	f1	f2	f3	f4
Experimentální Ra	0,7	0,9	1,6	2,7	0,7	1,5	1,3	2,7	0,8	0,9	1,2	2,6

Tabulka 2.11 Teoretické hodnoty Ra po obrábění:

Po obrábění - teoretické												
Úhel natočení [°]	0				45				90			
[μm]/ mm	f1	f2	f3	f4	f1	f2	f3	f4	f1	f2	f3	f4
	0,02	0,04	0,08	0,16	0,02	0,04	0,08	0,16	0,02	0,04	0,08	0,16
Teoretické Ra	0,0	0,1	0,5	2,1	0,0	0,1	0,5	2,1	0,0	0,1	0,5	2,1

Obr. 2.22 Porovnání Ra teoretické a experimentální pro vzorky **spékané** pod úhlem 0°.

Obr. 2.23 Porovnání R_a teoretické a experimentální pro vzorky spékané pod úhlem 45° .Obr. 2.24 Porovnání R_a teoretické a experimentální pro vzorky spékané pod úhlem 90° .

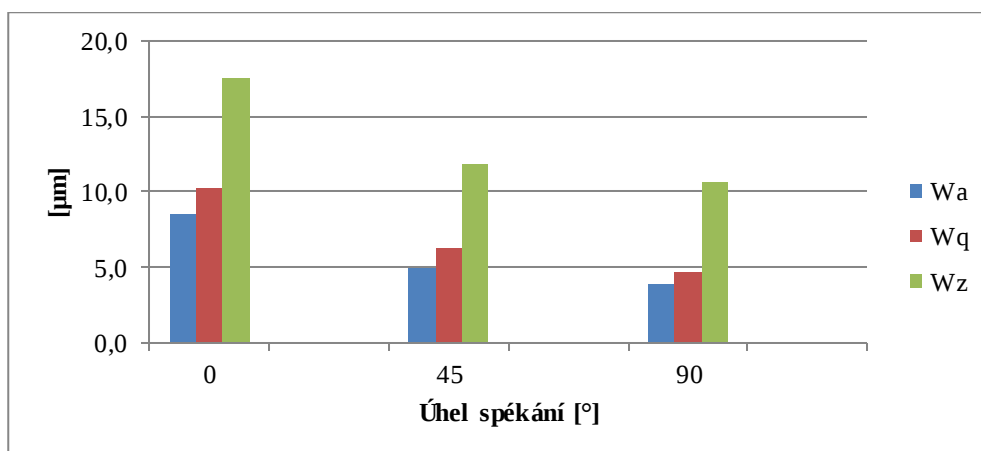
Rozdíly mezi predikovanými a reálnými hodnotami lze pozorovat v horší obrobiteľnosti spékaných vzorků – v jejich reálně vyšší tvrdosti a nižší plasticitě materiálu ve srovnání s tvářenými polotovary.

Parametry vlnitosti

Tabulka 2.12 Parametry vlnitosti vzorků po spékání:

Po spékání			
Úhel spékání [$^\circ$]:	0	45	90
W_a [μm]	6-11	4-6	3-5
W_q [μm]	8-13	6-7	4-5
W_z [μm]	15-21	11-13	10-11

Parametry vlnitosti W_a po spékání ležely v rozpětí 3-11 mm a nevykázaly jednotný trend. Nejvyšších i nejnižších hodnot po spékání W_a dosáhly vzorky umístěné svisle.

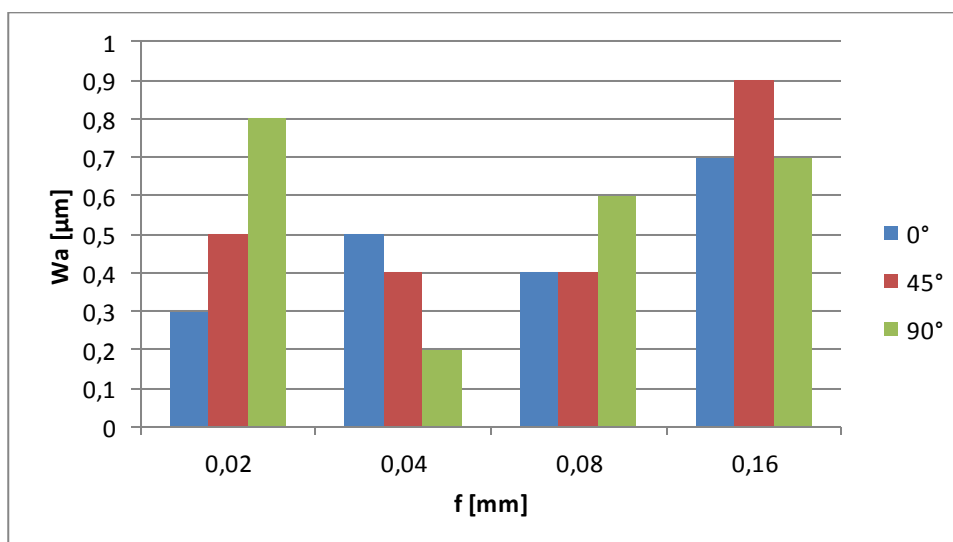


Obr. 2.25 Přehled dosažených průměrných hodnot parametrů vlnitosti po spékání.

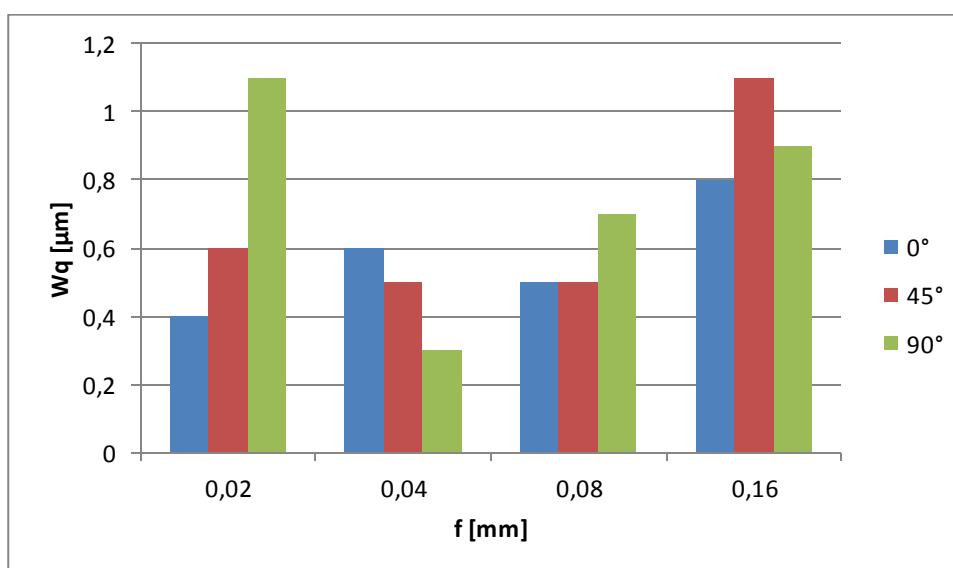
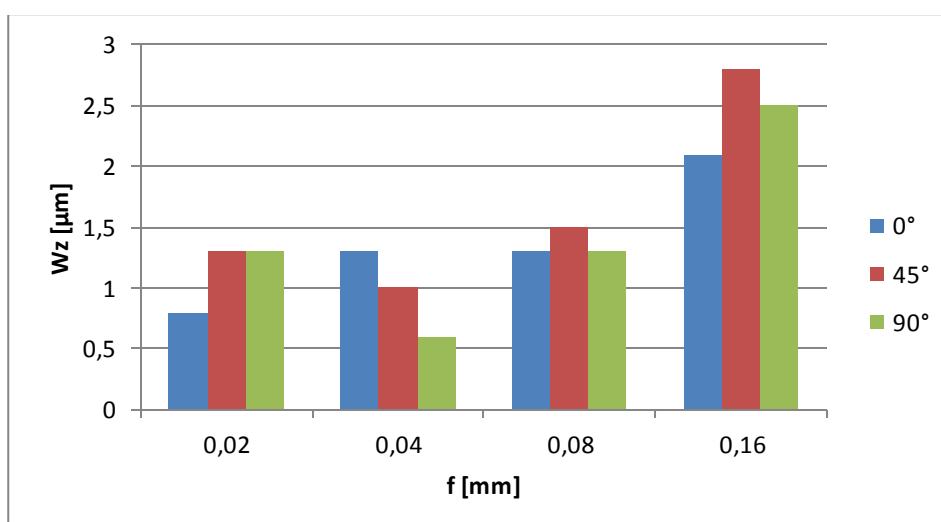
S rostoucím úhlem spékání klesají průměrné hodnoty parametrů vlnitosti. Nejnižších hodnot dosahují vzorky umístěné vodorovně a to s rozdílem až 50% při porovnání se vzorky umístěnými svisle.

Tabulka 2.13 Parametry vlnitosti vzorků po obrábění:

Po obrábění												
Úhel natočení[°]:	0				45				90			
[μm]/ mm	f1	f2	f3	f4	f1	f2	f3	f4	f1	f2	f3	f4
W_a	0,3	0,5	0,4	0,7	0,5	0,4	0,4	0,9	0,8	0,2	0,6	0,7
W_q	0,4	0,6	0,5	0,8	0,6	0,5	0,5	1,1	1,1	0,3	0,7	0,9
W_z	0,8	1,3	1,3	2,1	1,3	1,0	1,5	2,8	1,3	0,6	1,3	2,5



Obr. 2.26 Přehled dosažených hodnot parametru W_a po obrábění.

Obr. 2.27 Přehled dosažených hodnot **parametru W_q** po obrábění.Obr. 2.28 Přehled dosažených hodnot **parametru W_z** po obrábění.

Nejnižších hodnot parametrů vlnitosti bylo dosaženo převážně pro posuvovou rychlost $f=0,04$ mm a vzorek s úhlem spékání 90° s hodnotou parametru $W_a=0,2$ μm.

Srovnání stavu povrchu po spékání a po obrábění

Jak u parametrů drsnosti, tak u parametrů vlnitosti došlo ke zlepšení povrchu přibližně o 95-97%. Nejvýraznějších změn při porovnání parametrů drsnosti před a po obrábění dosahují vzorky umístěné pod úhlem 45° při nízkých posuvových rychlostech, parametry vlnitosti byly zlepšeny nejvíce u vzorků spěkaných pod úhlem 0° a nejnižší posuvovou rychlostí.

Abbott-Firestoneova křivka

Křivka nosného podílu, nazývaná také Abbott-Firestoneova křivka, procentuálně vyjadřuje množství materiálu prvků profilu na dané výškové úrovni vzhledem k vyhodnocované délce. Nulová hodnota výšky křivky nosného podílu je shodná s výškou profilu v úrovni střední čáry. Tato křivka se využívá převážně při předpovědi prvotního opotřebení, vývoje opotřebení za provozu a schopnosti zadržovat mazivo pro danou plochu [104].

Tabulka 2.14 Ukázkové hodnoty parametrů křivky nosného podílu pro stav po spékání a po obrábění.

	Po spékání	Po obrábění	Celkový násobek dosažené redukce parametru
Rk [μm]	103,20	2,20	46,8
Rpk [μm]	34,50	1,30	26,5
Rvk [μm]	31,60	1,20	26,3

Tabulka 2.7 obsahuje pouze výběr hodnot, detailnější rozbor bude předmětem navazující studie na tuto práci.

2.5. Analýza měrných řezných sil a kvality opracování

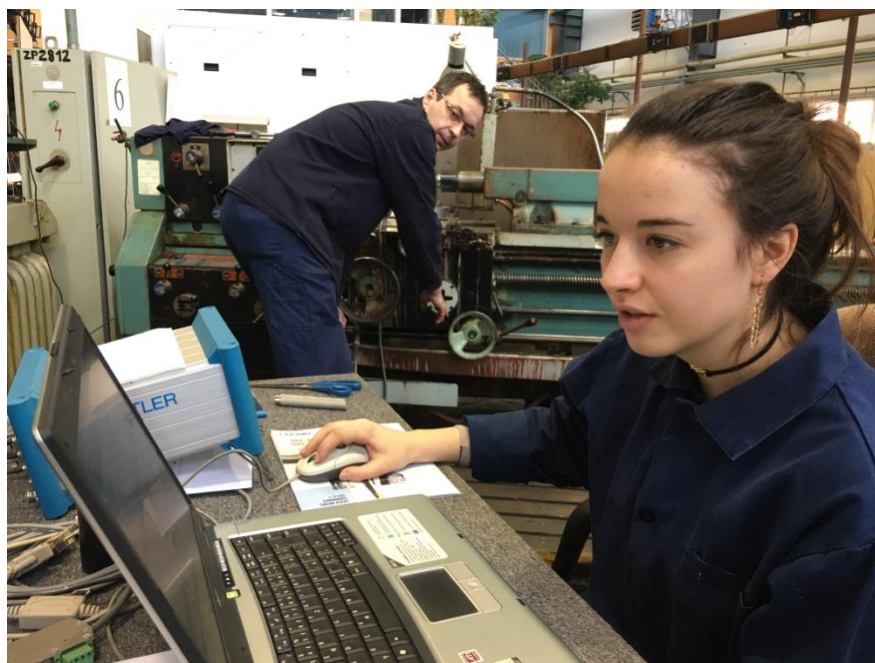
Pro tuto analýzu byly použity čtyři různé posuvy.

Tabulka 2.15 Znárodnění podmínek obrábění.

v_c [$\text{m} \cdot \text{min}^{-1}$]	48
a_p [mm]	1,0
f_1 [mm]	0,051
f_2 [mm]	0,1
f_3 [mm]	0,2
f_4 [mm]	0,4
r_ϵ [mm]	0,4

2.5.1. Analýza měrných řezných sil a kvality opracování soustružením u rotačních vzorků

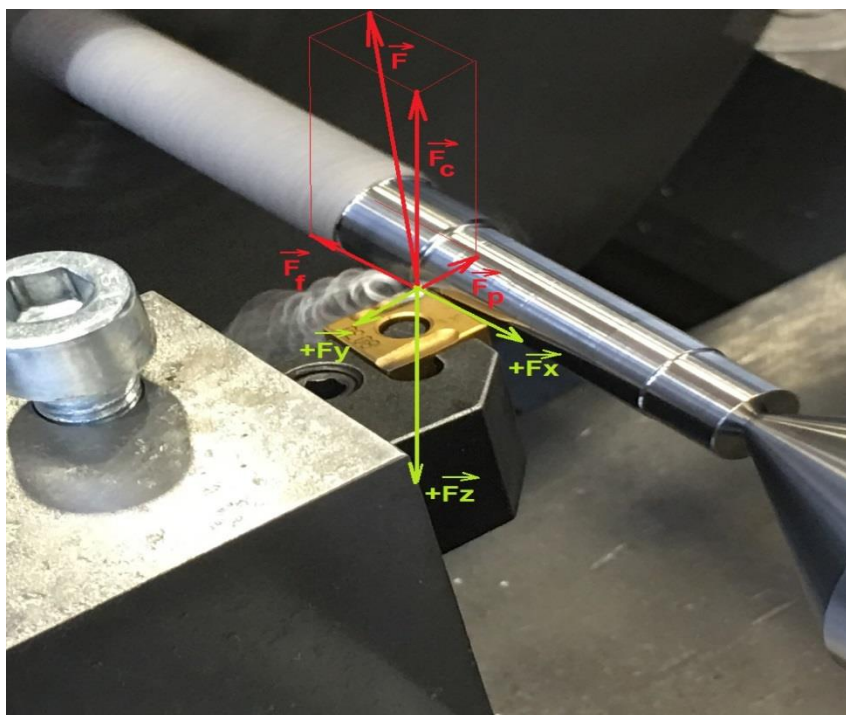
Síly při obrábění byly měřeny dynamometrem Kistler 9575B, plně řízeným počítačem – obr. 2.29, s načítací frekvencí 16kHz v každém měřeném kanálu a dolnoproputným filtrem.



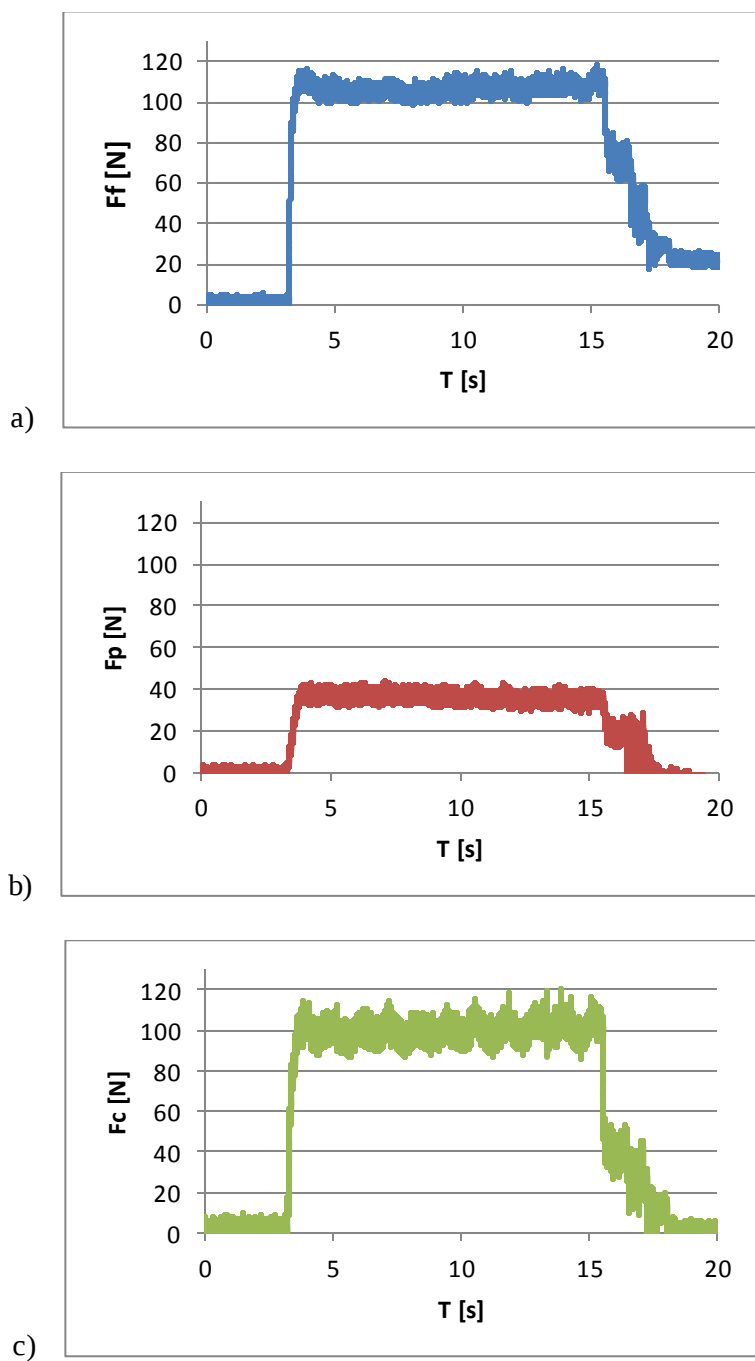
Obr. 2.29 Měření sil při obrábění.

Měrná řezná síla je vyjádřena jako řezná síla vztažená na jednotku plochy řezu, dle vztahu:

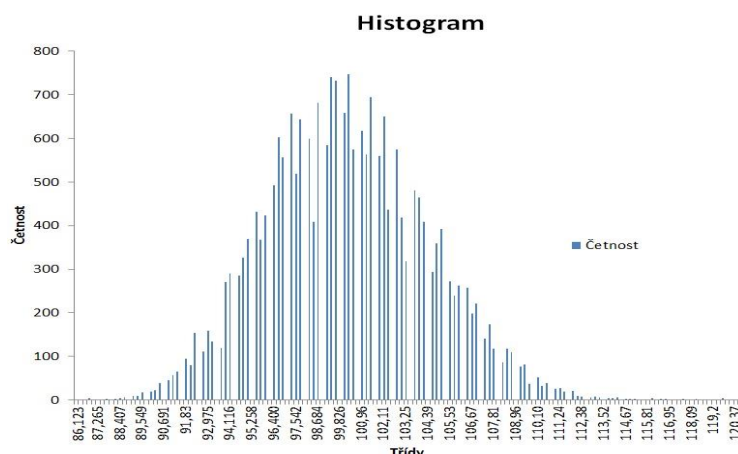
$$k_c = \frac{F_c}{A_D} [\text{MPa}] \quad (5)$$



Obr. 2.30 Znárodnění rozkladu celkové síly na její složky – řeznou sílu $\vec{F}_c$, posuvovou sílu $\vec{F}_f$ a pasivní sílu $\vec{F}_p$, a ortogonální složky $\vec{F}_x$, $\vec{F}_y$, $\vec{F}_z$ při podélném soustružení.



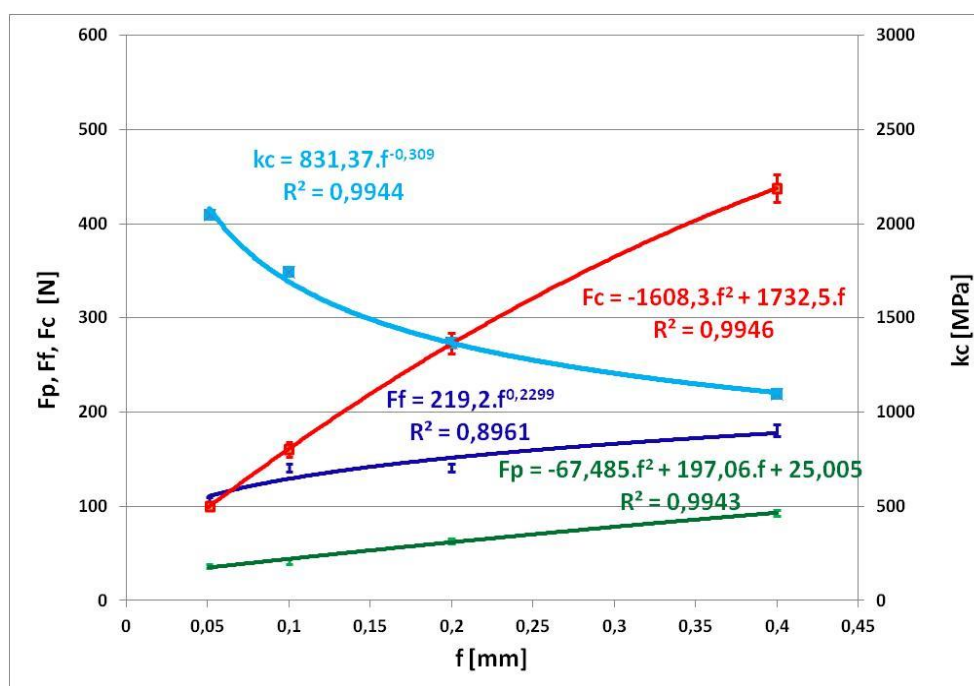
Obr. 2.31 Ukázka průběhu obráběcích sil – vzorek 31f1 a) posuvová síla F_f , b) pasivní síla F_p , c) řezná síla F_c .



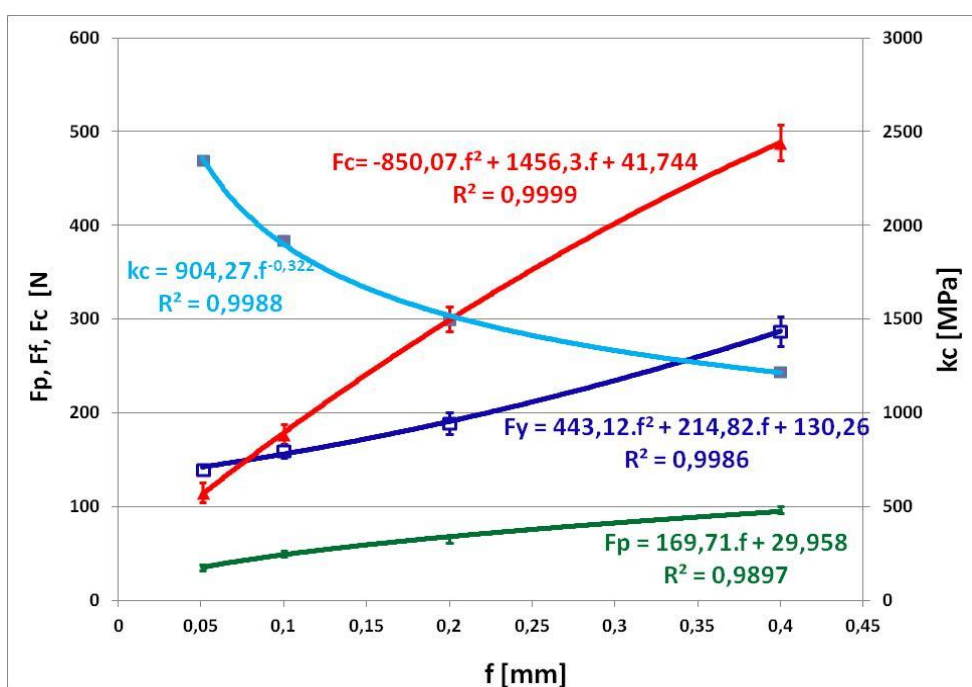
Obr. 2.32 Ukázka rozložení hodnot řezné síly pro vzorek 31f1 (střední hodnota 100,06 a směrodatná odchylka 4,21).

Tabulka 2.16 Přehled středních hodnot a směrodatných odchylek řezných sil v závislosti na posuvu na otáčku.

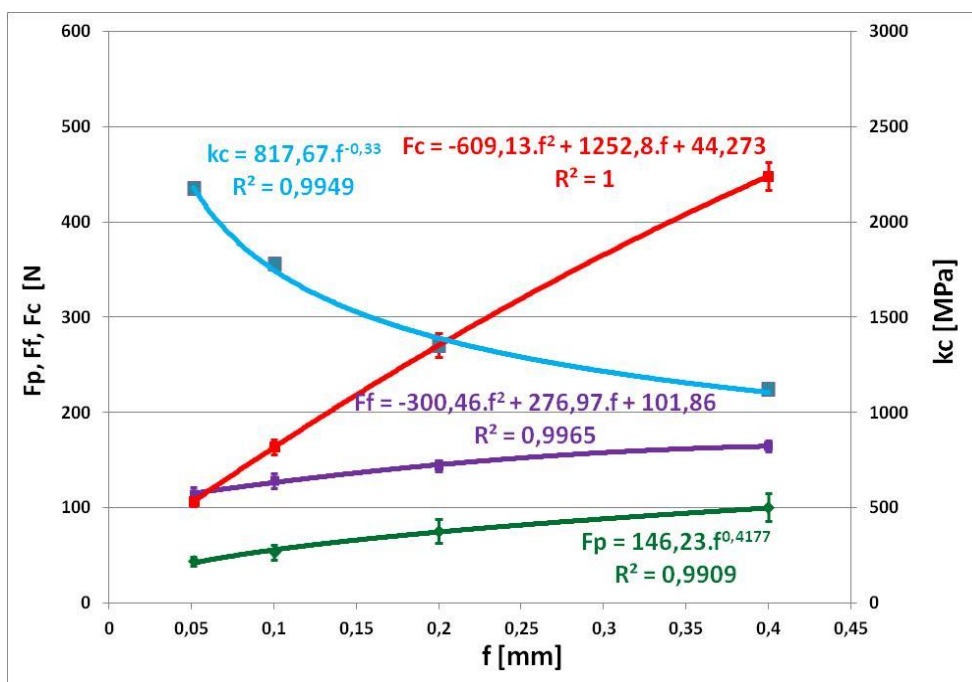
Vzorek	31f1	31f2	31f3	31f4	51f1	51f2	51f3	51f4	61f1	61f2	61f3	61f4
Střední hodnota Ff [N]	107	141	141	181	114	128	144	165	140	160	189	287
Střední hodnota Fp [N]	36	41	63	93	43	53	75	101	35	50	65	97
Střední hodnota Fc [N]	100	160	273	438	106	164	270	448	115	177	177	488
Směrodatná odchylka Ff [N]	2	4	4	6	7	8	6	6	10	12	13	19
Směrodatná odchylka Fp [N]	2	2	2	3	4	5	7	7	3	3	3	3
Směrodatná odchylka Fc [N]	4	8	11	15	5	8	13	15	4	7	11	16



Obr. 2.33 Znázornění středních hodnot a směrodatných odchylek měrných řezných sil v závislosti na posuvu pro vzorek spěkaný pod úhlem 0°.

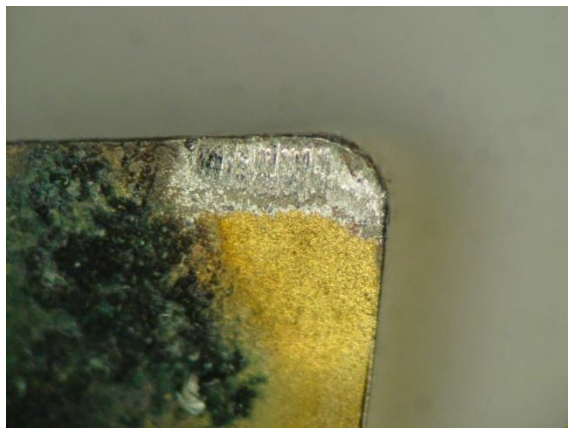


Obr. 2.34 Znáznornění středních hodnot a směrodatných odchylek měrných řezných sil v závislosti na posuvu pro vzorek spěkaný **pod úhlem 45°** .

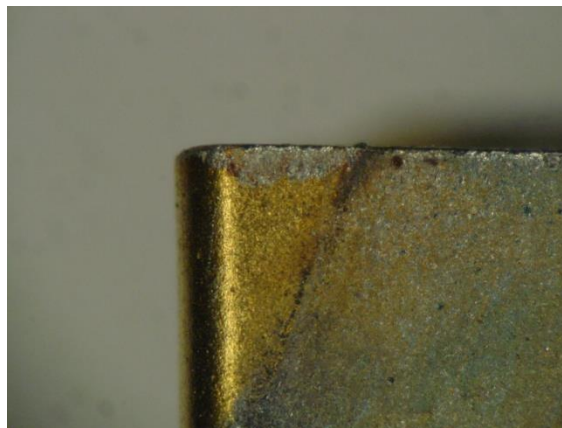


Obr. 2.35 Znáznornění středních hodnot a směrodatných odchylek měrných řezných sil v závislosti na posuvu pro vzorek spěkaný **pod úhlem 90°** .

U všech vzorků je pozorována stejná tendence – se zvyšujícím se posuvem klesá exponenciálně měrná řezná síla a naopak složky celkové řezné síly rostou kvadraticky.

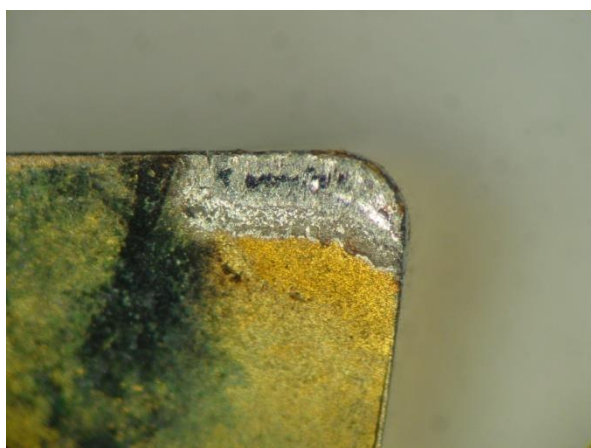
Opotřebení břitové destičky

a)

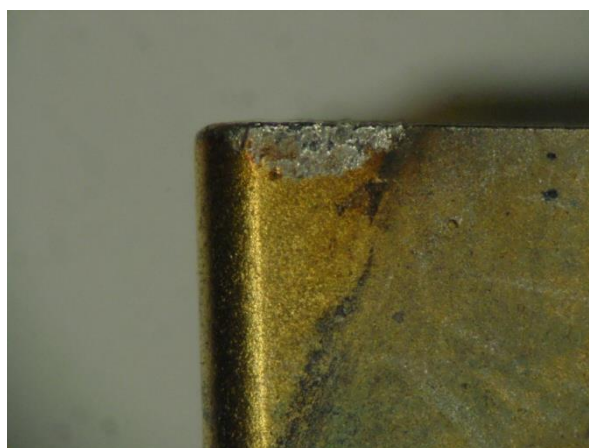


b)

Obr. 2.36 Opotřebení břitové destičky a) na čele, b) na hřbetě, použití při obrábění vzorků s **úhlem spékání 0°**.

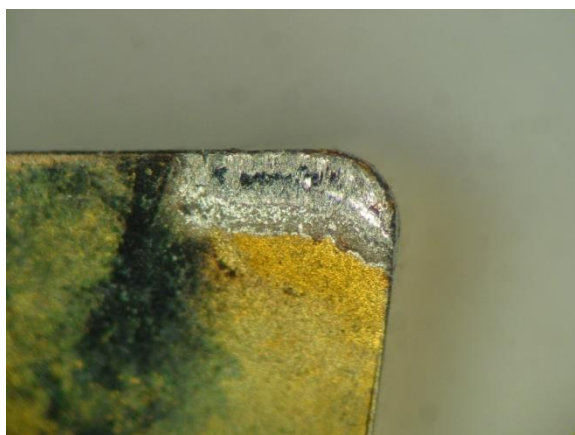


c)

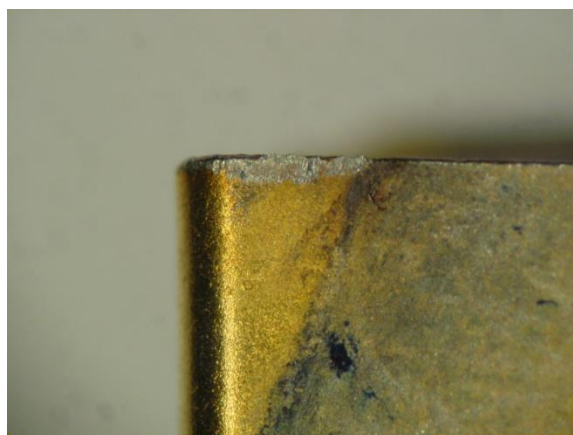


d)

Obr. 2.37 Opotřebení břitové destičky c) na čele, d) na hřbetě, použití při obrábění vzorků s **úhlem spékání 45°**.



e)



f)

Obr. 2.38 Opotřebení břitové destičky e) na čele, f) na hřbetě, použití při obrábění vzorků s **úhlem spékání 90°**.

Nejvíce opotřebená byla destička obrábějící vzorky spékané pod úhlem 45°, která byla tudíž nejodolnější vůči obrábění a nejvíce zatěžovala břitové nástroje (potvrzeno i měření na mikroskopu Alicona IF G5 - záznamy z měření tvoří přílohu 7-8 této práce).

2.6. Omílání

V poslední době se rozvíjí mnoho inovačních způsobů úpravy povrchů jak přímo po výrobě součástí, tak po obrábění či frézování. Jedním z nich je také proces omílání, vyvinutý Německou společností OTEC, zaměřený na kovové výrobky. Jedná se o leštění drobných obrobků pomocí brusných a leštících tělísek a procesní kapaliny, obrobek koná rotační pohyb či planetární pohyb.

2.6.1. Abraziva

Jedním z hlavních faktorů ovlivňující kvalitu výsledného povrchu je volba omílacího abraziva, konkrétně chemické složení, kvalita, tvar a velikost média. Pro tuto práci byly použity tři druhy abraziv:

- DBS 6/6
- KM 12
- M5/400 DIA

Ad a) DBS 6/6

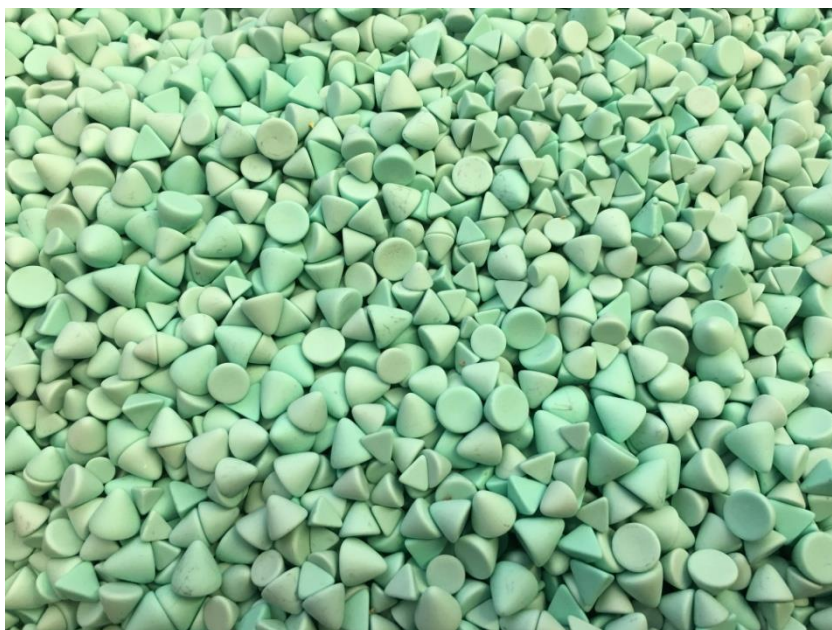
Jedná se o keramická brusná tělíska na bázi karbidu křemíku, která se používají zejména pro broušení a leštění slitin ocelí [93]. Značení určuje geometrii tělíska a stupeň omílání, ke kterému jsou určeny. V případě média BDS 6/6 se jedná o rovnostranné trojúhelníčky o straně 6 mm a výšce 6 mm, velmi silně omílající, používané pro hrubý výbrus. Toto médium bylo použito v prvotní fázi omílání, kdy dochází k nejvýraznějšímu úběru materiálu.



Obr. 2.39 Abrazivo DBS 6/6 na bázi karbidu křemíku SiC.

Ad b) KM 12

Jedná se o tělíska z plastické hmoty blíže nespecifikovaného složení z důvodu ochrany know-how. Díky měkkému pojivu se povrch obrobku nevytvrzuje a dochází tak k jemnému broušení a omílání. Značení udává barvu a geometrii tělíska, jedná se tedy o zelené mini-kužely s průměrem podstavy 12 mm. Médium bylo použito po omílání karbidem křemíku.



Obr. 2.40 Abrazivo KM 12 na bázi plastické hmoty.

Ad c) M5/400 DIA

Jedná se o granulát obsahující zrna diamantu o velikosti 0,8-1,3 μm , impregnovaný leštícím práškem, využívaný například pro dokončování implantátů, součástí pro automobilový průmysl (povrchy válců), hodinky apod. [93]. Médium bylo použito v závěrečné fázi leštění pro dosažení povrchu vysoké kvality.



Obr. 2.41 Abrazivo M5/400 DIA.

2.6.2. Omílací zařízení DF5

Opracovávané obrobky byly upevněny ve speciálních držácích. Kruhovým pohybem vysokou rychlostí byly vlečeny nádobou s brusným nebo leštícím médiem. Mezi obrobkem a brusnými částmi tak vzniká vysoký přitlačný tlak, čímž se docílí zaoblení hran, odjehlení, vyhlazení či lesklé finální úpravy jako v případě leštění [94]. Funkční plochy implantátů obecně vyžadují hladký povrch.

Řezné podmínky při omílání:

- Otáčky velkého rotoru o průměru 800 mm: 45 [1/min],
- rotace unašeče o průměru 200 mm se vzorkem: střídavé po deseti minutách: +40/-20 [1/min].



a)



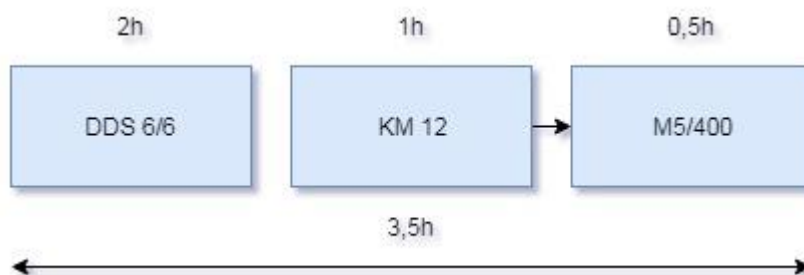
b)

Obr. 2.42 Omílací zařízení DF5 a), upevnění vzorků b).

2.6.3. Postup omílání

Proces omílání byl aplikován celkem na devět vzorků, jednalo se o tři série vždy po třech kusech-úhel natočení při spékání 0° , 45° , 90° .

První série byla omílána z hrubého polotovaru, tzn. ze stavu vzorku po spékání, bez úpravy povrchu obráběním.



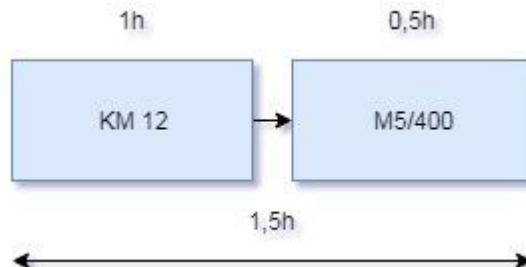
Obr. 2.43 Znázornění procesu omílání.



Obr. 2.44 Série omílaná z hrubého polotovaru.

Na těchto vzorcích je možné pouhým okem spatřit, že nedokonalosti povrchu jako vlnitost a vrásčitý povrch zůstanou zachovány i po omílání. Opracování vzorků obráběním zůstává tedy nevyhnutelné.

Další dvě série, tedy 6 vzorků, prošlo postupně spékáním, obráběním a na závěr omíláním. Byly aplikovány a následně porovnávány dva procesy a to s použitím finálního leštění pomocí abraziva s obsahem diamantu a bez tohoto leštění.



Obr. 2.45 Znáznornění finálního procesu leštění abrazivem s obsahem diamantu.



Obr. 2.46 Série zpracovaná obráběním a omílaná abrazivem s obsahem diamantu.

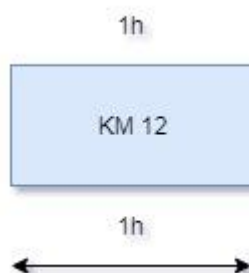
Analýzou této série bylo možné vyhodnotit, že vliv použité posuvové rychlosti na výsledný stav povrchu po omílání je prakticky zanedbatelný, tzn. pro všechny posuvové rychlosti bylo dosaženo přibližně stejných hodnot parametrů drsnosti a to: $Ra=0,036\mu\text{m}$, $Rq=0,047\mu\text{m}$ a $Rt=0,311\mu\text{m}$, což dokumentuje silný brusný účinek částic SiC.

Tabulka 2.17 Naměřené hodnoty po spékání, po obrábění a po omílání:

	po spékání	po obrábění				po omílání diamantem			
[μm]/-		f1	f2	f3	f4	f1	f2	f3	f4
Ra	30,90	0,70	0,90	1,60	2,70	0,03	0,03	0,03	0,04
Rq	38,20	1,00	1,20	2,00	3,30	0,04	0,03	0,04	0,05
Rt	254,50	11,50	11,90	15,70	16,20	0,27	0,23	0,40	0,38

Dílčí závěr je, že střední aritmetická úchylka profilu byla zlepšena 1066krát při porovnání s výchozím stavem po spékání a 24krát při porovnání se stavem po obrábění nejnížší posuvovou rychlostí.

Poslední skupina vzorků byla zpracována stejně jak předchozí s vynecháním závěrečné fáze leštění abrazivem obsahující diamant.



Obr. 2.47 Znáznornění procesu leštění bez diamantu.

Výsledný stav povrchu nedosahoval takových kvalit, jako za použití diamantu. Konkrétní hodnoty parametrů drsnosti povrchu jsou: $Ra=0,067\mu\text{m}$, $Rq=0,086\mu\text{m}$, $Rt=0,543\mu\text{m}$.

Tabulka 2.18 Naměřené hodnoty po spékání, po obrábění a po omílání:

	po spékání	po obrábění				po omílání bez diamantu			
[μm]/-		f1	f2	f3	f4	f1	f2	f3	f4
Ra	27,00	0,70	0,90	1,60	2,70	0,05	0,05	0,05	0,05
Rq	34,00	1,00	1,20	2,00	3,30	0,07	0,07	0,07	0,06
Rt	226,00	11,50	11,90	15,70	16,20	0,38	0,37	0,39	0,32

Po vyhodnocení výsledků můžeme podobně konstatovat, že střední aritmetická úchylka profilu byla zlepšena oproti výchozímu stavu po spékání přibližně 508krát a oproti stavu po obrábění 13krát.

2.19 Hodnoty parametrů křivky nosného podílu pro stav po spékání, po obrábění, po omílání.

	Po spékání	Po obrábění	Po omílání	Celkový násobek dosažené redukce parametru
R_k [μm]	103,20	2,20	0,09	1144
R_{pk} [μm]	34,50	1,30	0,04	862
R_{vk} [μm]	31,60	1,20	0,03	1053

3 DISKUZE

Předmětem experimentální části bylo zkoumání vlivu náklonu součásti ve stavební komoře na finální kvalitu součásti, ať už z hlediska geometrických a tvarových odchylek, mechanických vlastností či strukturních vlastností.

Rozbořem prášku Ti6Al4V ELI, použitého pro výrobu vzorků, byla stanovena nejpočetnější třída částic aritmetických průměrem obsahu kruhové plochy $163 \mu\text{m}^2$, tedy velikosti kruhového průměru $14,4 \mu\text{m}$. Obecně však prášek obsahoval částice velmi odlišné v rozmezí $1\text{--}14814 \mu\text{m}^2$. Arcam dle [79, 86] uvádí rozmezí velikosti částic $45\text{--}100 \mu\text{m}$. Za předpokladu, že se jedná o hodnoty kruhového průměru, lze konstatovat, že reálné průměrné hodnoty se nachází mimo toto rozmezí, tzn. částice byly až trojnásobně menší.

Trend obvodového házení v poloze A nebyl zřejmý, jelikož vzorky spékané pod úhlem 90° vykazaly nejmenší i největší hodnoty úchylek v rozmezí $0,5$ až $1,1 \text{ mm}$. Nicméně lze konstatovat, že tato poloha ve stavební komoře může být nejvíce náchylná k nepřesnostem tohoto typu. Při analýze kruhovitosti (ovality) se vzorky spékané pod úhlem 90° ukázaly opět jako nejméně přesné, zde již byl trend zcela zřejmý (viz obr. 2.10, 2.11, 2.12) s odchylkami $0,35\text{--}0,91 \text{ mm}$. Naopak vzorky spékané pod úhlem 0° byly nejpřesnější – odchylky $0,05\text{--}0,21 \text{ mm}$, což je až čtyřnásobně méně. Tato analýza tedy zamítla původní předpoklad, že vzorky postavené svisle se budou snadno a nejvíce deformovat.

Při analýze přímosti byly vzorky spékané pod úhlem 0° určeny jako nejpřesnější s odchylkami $0,05$ až $0,51 \text{ mm}$ oproti vzorkům spékaným pod úhlem 45° s odchylkami $0,49$ až $1,04 \text{ mm}$, což je až dvakrát tolik. Zde se již potvrdil předpoklad, že vzorky položené vodorovně budou „nejstabilnější“ a tedy nejvíce odolné vůči případným deformacím ve stavební komoře.

Analýza povrchové struktury materiálu po spékání pomocí elektronové mikroskopie pomohla objevit nedokonalosti povrchu, jako jsou dutiny (o průměru cca $10 \mu\text{m}$) a trhliny (o délce cca $50\text{--}100 \mu\text{m}$). Co se týče parametrů drsnosti povrchu po spékání, nejlepší průměrné výsledky byly dosaženy u vzorků orientovaných vodorovně. S výjimkou parametru R_t a R_p se zvětšujícím se úhlem natočení se převážně zlepšuje kvalita povrchu. Předpokládané hodnoty R_a pro technologii EBM se uvádí přibližně $20,3\text{--}25,4 \mu\text{m}$ [73], nicméně reálné naměřené hodnoty v této práci byly v rozmezí $21\text{--}31 \mu\text{m}$. U technologie spékání laserem se uvádí předpokládané hodnoty po dokončení operace přibližně $R_a=7,6 \mu\text{m}$ [73], vzorky zpracované EBM v této práci mají tedy zhruba 3krát horší hodnoty povrchu. To může být způsobeno vyššími technologickými režimy zpracování, vyššími procesními teplotami a vyšším příkonem energie, jak již bylo zmíněno v teoretické části, i kruhovitým tvarem vzorků. Po obrábění byla pozorována u všech vzorků stejná tendence – s rostoucí hodnotou posuvu na otáčku se hodnoty parametrů drsnosti povrchu zvyšují, což koresponduje s rovnicí (4), kde je R_a kvadraticky závislé na posuvu. Nejvyšší povrch byl dosažen nejmenším posuvem $f=0,02 \text{ mm}$ pro všechny polohy vzorků v rozmezí $0,7\text{--}0,8 \mu\text{m}$. Predikované hodnoty R_a dle rovnice (4) neodpovídají zcela přesně naměřeným hodnotám a rozdíl může být vysvětlen vyšší tvrdostí vzorků a nižší plasticitou obráběného materiálu. Parametry vlnitosti W_a po spékání ležely v rozpětí $3\text{--}11 \mu\text{m}$ a nevykázaly jednotný trend. Nejvyšších i nejnižších hodnot W_a dosáhly vzorky umístěné svisle, což patrně odrazilo rychlé opotřebení břitových destiček. Při stanovení průměrných hodnot parametrů vlnitosti vykazaly nejlepší výsledky vzorky spékané vodorovně a to ve

všech parametrech. Obráběním byl dosažen nejkvalitnější povrch převážně posuvem $f=0,04$ mm, nejnižší hodnota parametru $W_a=0,2$ μm . Lze konstatovat, že jak u parametrů drsnosti, tak u parametrů vlnitosti došlo ke zlepšení povrchu obráběním přibližně o 95-97%. Co se týče křivky nosného podílu, jádro profilu drsnosti R_k , tzn. výška jádra, oddělená od vyčnívajících výstupků a prohlubní, byla zredukována obráběním až 47krát, redukována výška výstupku R_{pk} až 27krát a redukována výška prohlubní až 26krát.

Analýza sil při obrábění zaznamenala trend růstu všech sil s rostoucím posuvem. Měrná řezná síla klesala polynomiálně, což je v souladu s teorií a rovnicí (4), a je tak prokázána závislost měrné řezné síly na tloušťce třísky (a vlastním materiálu). Nejvyššího opotřebení dosáhla břitová destička obrábějící vzorky spékané pod úhlem 45° , které jsou tudíž nejvíce odolné vůči obrábění a nejvíce zatěžovaly břitové nástroje.

Na vzorcích zpracovaných omíláním ihned po spékání byla patrná nezlepšená vlnitost povrchu. Opracování povrchu obráběním tedy zůstává nevyhnutelné. Procesem omílání je možno dosáhnout hodnot drsnosti až $R_a=0,03\mu\text{m}$, a to téměř pro všechny zkoumané posuvy. Vliv posuvu na výslednou kvalitu povrchu po omílání je prakticky zanedbatelný pro pásmo posuvů 0,0-0,12 mm, ve všech případech je výsledkem procesu omílání přibližně stejná hodnota R_a . Je zajímavé tyto hodnoty porovnat s měřením na přístroji Nanofocus, které bylo uskutečněno ihned po omílání ve firmě OTEC, s nejnižší dosaženou hodnotou $R_a=0,036$ μm . Výsledky jsou přibližně stejné s naměřenými hodnotami na Aliconě. Při porovnání stavu povrchu vzorků po spékání a po omílání diamantem je patrné, že parametr R_a byl zlepšen přibližně 1066krát, vůči stavu po obrábění pak 24krát. Při omílání pouze plastickým abrazivem se dosáhlo hodnoty $R_a=0,067$ μm a povrch byl zlepšen přibližně 508krát oproti stavu po spékání a 13krát oproti stavu po obrábění. Je možné konstatovat, že proces omílání je vhodnou dokončovací technologií pro finální úpravu povrchů implantátů, jelikož je schopen dosáhnout požadovaných kvalit povrchu.

4 ZÁVĚR

Aditivní technologie pro výrobu implantátů jsou čím dál více uplatňovány v chirurgické praxi, především díky možnosti vyrábět implantáty přímo na míru pacienta, rychlosti výroby, i tvorbě komplexních tvarů s pórovitou strukturou, které jsou obvykle nedosažitelné konvenčními technologiemi jako je CNC obrábění. Mechanické vlastnosti jsou srovnatelné, i lepší.

Rozborem vstupního materiálu bylo zjištěno, že:

- prášek Ti6Al4V ELI obsahoval nejvíce částice relativně kulovité, s kruhovitým průměrem 14 μm ,
- tento prášek neobsahoval cizorodé příměsi.

Z vyhodnocení tvarové a rozměrové přesnosti vyplývá, že:

- vzorky spékané svisle dosahují vyšší přesnosti, co se týče obvodového házení a kruhovitosti (ovality), než vzorky spékané v ostatních polohách,
- vzorky spékané vodorovně dosahují vyšší přesnosti v přímosti,
- nejlepší kruhovitosti dosáhly vzorky spékané pod úhlem 0° (s odchylkami 0,05-0,21 mm), nejnižší vzorky spékané pod úhlem 90° (0,35-0,91 mm).

Z analýzy povrchové struktury vyplývá, že:

- materiál vykazuje určité vady, jako dutiny a trhliny,
- naměřené hodnoty parametru R_a byly v rozmezí 21-31 μm , dílčí úprava povrchu pro další funkci součástí je tedy nezbytná,
- obráběním byla dosažena kvalita povrchu až $R_a=0,7 \mu\text{m}$ pro nejnižší posuv, tzn. $f=0,02\text{mm}$,
- s rostoucím posuvem se hodnoty parametrů drsnosti zvyšují,
- mezi predikovanými hodnoty R_a a naměřenými byly pozorovány rozdíly, přisuzované zejména vyšší tvrdosti vzorků a nižší plasticitě obráběného materiálu,
- parametry vlnitosti W_a po spékání ležely v rozpětí 3-11 mm a nevykázaly jednotný trend. Nejvyšších i nejnižších hodnot po spékání W_a dosáhly vzorky umístěné svisle,
- nejnižší hodnota byla $W_a=0,2 \mu\text{m}$ dosažená posuvem $f=0,04 \text{ mm}$,
- omíláním lze dosáhnout kvality povrchu až $R_a=0,036 \mu\text{m}$, což odpovídá požadavkům pro výrobu implantátů. Nestačí však vzorky zpracovávat po spékání pouze omíláním, jelikož zanechává nezlepšenou vlnitost povrchu a další tvarové nedokonalosti. Je nutné zařadit do výrobního procesu i obrábění.

Z analýzy sil při obrábění vyplývá, že:

- v závislosti na posuvu rostly všechny obráběcí síly,
- měrná řezná síla klesala polynomiálně, což potvrzuje teorii a obvyklé průběhy pro tvářené materiály.

Výrobní technologie EBM v kombinaci s obráběním a omíláním jsou vhodným procesním postupem k výrobě implantátů. Experimentální část umožnila získání poznatků ohledně dosažitelné kvality pomocí těchto technologií a výsledky budou dále použity a analyzovány v navazující práci a při návrhu prototypu reálného implantátu.

Vybrané výsledky práce byly publikovány ve [105], přijaty na XX. European Advanced Material Congress 2018 ve Stockholmu a IX. International Congress on Machining UTIS 2018 v Antalyi.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. ICOR – International Consortium of Orthopaedics Registers. (<http://www.icor-initiative.org/about.aspx>)
2. American Joint Replacement Registry's (AJRR) *2013 Annual Report on Hip and Knee Arthroplasty Data*.
http://icjr.net/report_209_ajrr_report.htm#.VzWmE-SLjh5)
3. STEVEN, K.; KEVIN, O.; EDMUND, L.; FIONNA, M.; MICHAEL H. Projections of Primary and Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States from 2005 to 2030 J Bone Joint Surg Am, 2007 Apr; 89 (4): 780 -785 .
<http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.F.00222>
4. National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. 12th Annual Report 2015
(<http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Portals/0/Documents/England/Reports/12th%20annual%20report/NJR%20Online%20Annual%20Report%202015.pdf>)
5. National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. NJR StatsOnline 2015.
(<http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Healthcareproviders/Accessingthedata/StatsOnline/NJRStatsOnline/tabid/179/Default.aspx>)
6. BOURNE, et al; Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty. Who is Satisfied and Who is Not? Clinical Orthopedics and Related Research; 2010, 468: 57-63.
7. MAHONEY, et al; Overhang of the Femoral Component in Total Knee Arthroplasty: Risk Factors and Clinical Consequences. The Journal of Bone and Joint Surgery; 2010, 92: 1115-1121
8. Swedish Knee Arthroplasty Register. Annual Report. Lund University. Department of Clinical Sciences, Orthopedics. Skånes University Hospital, Lund. Sweden 40 years: 1975-2015. ISBN 978-91-88017-04-8
9. PÍŠKA, M., SEDLÁK, J., PEKÁRKOVÁ, E. New Technologies for Individual Joint Implants. In: NEWTECH 2013, International Conference on Advanced Manufacturing Engineering and Technologies, Stockholm, Volume 2, 2013, pp. 263-272, ISBN 978-91-7501-892-8.
10. CHIN HENG CHUA, M., CHUI, CH. *Optimization of Patient-Specific Design of Medical Implants for Manufacturing*, Procedia CIRP, Volume 40, 2016, Pages 402-406, ISSN 2212-8271.
11. LUIZ JARDINI A. et al. *Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing*, Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, Volume 42, Issue 8, December 2014, Pages 1877-1884, ISSN 1010-5182.
12. UNWIN P. S. , ABTIN ESHRAGHI. *Custom Implants*. Computer-Assisted Musculoskeletal Surgery, pp 181-198. 2016. Springer
13. CHEE MENG BENJAMIN HO, SUM HUAN NG, YONG-JIN YOON. *A review on 3D printed bioimplants*. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing. May 2015, Volume 16, Issue 5, pp 1035-1046
14. DAN LEORDEAN, S. A. RADU, D. FRĂȚILĂ, P. BERCE. Studies on design of customized orthopedic endoprostheses of titanium alloy manufactured by SLM
15. SUMIDA, T. et al. *Custom-made titanium devices as membranes for bone augmentation in implant treatment: Clinical application and the comparison*

- with conventional titanium mesh. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 43, pp.2183 - 2188. 2015.
16. V. BRAILOVSKI AND P. TERRIAULT. *Metallic Porous Materials for Orthopedic Implants: Functional Requirements, Manufacture, Characterization, and Modeling*, In Reference Module in Materials Science and Materials Engineering, Elsevier, 2016, Current as of 28 October 2015, ISBN 9780128035818.
 17. E. KAIVOSOJA et al. *Materials used for hip and knee implants*, In Woodhead Publishing Series in Biomaterials, edited by Saverio Affatato,, Woodhead Publishing, 2013, Pages 178-218, *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints*, ISBN 9780857091284.
 18. CHANGHUI SONG et al. *Research on rapid manufacturing of CoCrMo alloy femoral component based on selective laser melting*. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. October 2014, Volume 75, Issue 1, pp 445-453.
 19. L. E. MURR. *Implant Materials and Structures*. *Handbook of Materials Structures, Properties, Processing and Performance*. pp 1-25. 2014.
 20. S.H. RIZA, S.H. MASOOD and C. WEN, *Laser-Assisted Additive Manufacturing for Metallic Biomedical Scaffolds*, In *Comprehensive Materials Processing*, edited by Saleem Hashmi, Gilmar Ferreira Batalha, Chester J. Van Tyne and Bekir Yilbas, Elsevier, Oxford, 2014, Pages 285-301, ISBN 9780080965338.
 21. SOPHIE C. COX et al. *Adding functionality with additive manufacturing: Fabrication of titanium-based antibiotic eluting implants*, *Materials Science and Engineering: C*, Volume 64, 1 July 2016, Pages 407-415, ISSN 0928-4931.
 22. A. KUMAR et al. *Low temperature additive manufacturing of three dimensional scaffolds for bone-tissue engineering applications: Processing related challenges and property assessment*, *Materials Science and Engineering: R: Reports*, Volume 103, May 2016, Pages 1-39, ISSN 0927-796X.
 23. J. E. BIEMOND et al. *Bone ingrowth potential of electron beam and selective laser melting produced trabecular-like implant surfaces with and without a biomimetic coating*. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. March 2013, Volume 24, Issue 3, pp 745-753.
 24. L. E. MURR et al. *Metal Fabrication by Additive Manufacturing Using Laser and Electron Beam Melting Technologies*, *Journal of Materials Science & Technology*, Volume 28, Issue 1, January 2012, Pages 1-14, ISSN 1005-0302.
 25. L.E. MURR et al. *Microstructure and mechanical properties of open-cellular biomaterials prototypes for total knee replacement implants fabricated by electron beam melting*, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 4, Issue 7, October 2011, Pages 1396-1411, ISSN 1751-6161.
 26. C. LINDAHL et al. *Biomimetic calcium phosphate coating of additively manufactured porous CoCr implants*, *Applied Surface Science*, Volume 353, 30 October 2015, Pages 40-47, ISSN 0169-4332.
 27. OLA L. A. HARRYSSON, DENIS R. CORMIER. *Direct Fabrication of Custom Orthopedic Implants Using Electron Beam Melting Technology*. *ADVANCED MANUFACTURING TECHNOLOGY FOR MEDICAL*

- APPLICATIONS: REVERSE ENGINEERING, SOFTWARE CONVERSION AND RAPID PROTOTYPING. Pages: 191–206, 2006.
DOI: 10.1002/0470033983.ch9
28. L. E. MURR et al. *Additive Layered Manufacturing of Reticulated Ti-6Al-4V Biomedical Mesh Structures by Electron Beam Melting*. 25th Southern Biomedical Engineering Conference 2009, 15 – 17 May 2009, Miami, Florida, USA. Volume 24 of the series IFMBE Proceedings pp 23-28.
29. TRUBAČOVÁ, P., PÍŠKA, M., HORNÍKOVÁ, J., ŠANDERA, P., SLÁMEČKA, K. *Analysis of Selective Laser Melting process parameters effect on mechanical and material properties for stainless steel 316L*. Eight International Conference on Materials structures and mechanics of fracture. Brno. 2016.
30. PÍŠKA, M., P. TRUBAČOVÁ, J. HORNÍKOVÁ, P. ŠANDERA a K. BOIVIE. *A Study of Selective Laser Melting Technology on the Ultra-High Strength Tool Steel Use – Quality, Mechanical Properties and Fatigue*. Fifteenth International Conference NT2F15. 20 - 23 October 2015.
31. PÍŠKA, M., TRUBAČOVÁ, P., HORNÍKOVÁ, J., DEBLIR, I. Analysis of powder steel material, laser sintering technology and machining on surface parameters and fatigue. MATERIALWISSENSCHAFT UND WERKSTOFFTECHNIK. 2017, vol. 48(7,8), pp. 820-830. ISSN 0933-5137. DOI: 10.1002/mawe.201700030.
32. SEDLÁK, J.; SLANÝ, M.; FIALA, Z.; JAROŠ, A.: *Production Method of Implant Prototype of Knee-Joint Femoral Component*, Manufacturing TECHNOLOGY, Vol.15, (2015), No.2, pp.195-204, ISSN 1213-2489, UJEP.
33. SEDLÁK, J.; PÍŠKA, M.; MADAJ, M.; CHARVÁT, O.: Prototyp implantátu; *Využití technologie Direct Metal Laser Sintering při výrobě prototypů*. VUT Brno 1415. (funkční vzorek)
34. SEDLÁK, J.; ŘÍČAN, D.; PÍŠKA, M.: *Study of Materials Produced by Powder Metallurgy Using Classical and Modern Additive Laser Technology*, Procedia Engineering, Vol.2015, (2015), No.1, pp.1232-1241, ISSN 1877-7058, Elsevier.
35. SEDLÁK, J.; CHLADIL, J.; SLANÝ, M.; KOUŘIL, K.: *Introduction to Processing of CT Clinical Metadata of Disabled Part of Patient Knee Joint*, Manufacturing TECHNOLOGY, Vol.14, (2014), No.4, pp.611-618, ISSN 1213-2489, UJEP.
36. HORÁČEK, M.; CHARVÁT, O.; PAVELKA, T.; SEDLÁK, J.; MADAJ, M.; NEJEDLÝ, J.; DVOŘÁČEK, J.: *Medical Implants by Using RP and Investment Casting Technologies*, China Foundry, Vol.8, (2011), No.1, pp.107-111, ISSN 1672-6421, Foundry Journal Agency
37. SEDLÁK, J.; PTÁČKOVÁ, M.; NEJEDLÝ, J.; MADAJ, M.; DVOŘÁČEK, J.; ZOUHAR, J.; CHARVÁT, O.; PÍŠKA, M. Material Analysis of Titanium Alloy Produced by Direct Metal Laser Sintering. *International Journal of Metalcasting*, 2013, roč. 7, č. 2, s. 43-50. ISSN: 1939- 5981.
38. SEDLÁK, J.; PÍŠKA, M.; PTÁČKOVÁ, M.; MADAJ, M.; CHARVÁT, O.; DVOŘÁČEK, J.; ZOUHAR, J. Properties of the Biocompatible Ti-Al6-V4 Material Produced by DMLS. *International virtual journal for science, technics and innovations for the industry*, 2010, roč. 2010, č. 4- 5, s. 74-77. ISSN: 1313- 0226.

39. PÍŠKA, M.; SEDLÁK, J.; MADAJ, M.; CHARVÁT, O. Kloubní implantát, zejména kolenního kloubu. UV 21503. 29.10.2010.
40. PÍŠKA, M., TRUBAČOVÁ, P., HORNÍKOVÁ, J., DEBLIR, I. Analysis of powder steel material, laser sintering technology and machining on surface parameters and fatigue. *MATERIALWISSENSCHAFT UND WERKSTOFFTECHNIK*, Vol.48, (2017), No.7, pp.1-11, ISSN 0933-5137, © 2017 WILEY-VCH Verlag GmbH & CO. KGaA
41. Arcam - CAD to metal. EBM Q10Plus. Dostupné z: www.arcam.com
42. Walter Reed National Military Medical Center in Bethesda, MD, USA (<http://www.wrnmmc.capmed.mil/SitePages/home.aspx>)
43. ISO/ASTM 52900:2015(en). Additive manufacturing - General principles - Terminology.
44. ISO 17296-2:2015(en) Additive manufacturing — General principles — Part 2: Overview of process categories and feedstock.
45. Oznámení č. 51/17 Úřadu pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví. Úkol 01/0023/17. Aditivní výroba - Obecné zásady – Terminologie. Přejímané mezinárodní dokumenty: EN ISO/ASTM 52900:2017 + ISO/ASTM 52900:201. Věstník Úřadu pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví. č. 5/2017, s. 19.
46. ČIHÁK, R., GRIM, M. *Anatomie*. 2. upr. a dopl. vydání. Praha : Grada Publishing, 2001. 497 s. sv. 1. ISBN 80-7169-970-5.
47. UNIVERZITA KARLOVA. Fakulta tělesné výchovy a sportu. *Patobiomechanika a patokinesiologie kompendium. Stavba dlouhých kostí* [online]. [cit. 2018-01-12]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/kosti_stavba_dlouhe.php
48. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. et al. *Medicínská biofyzika*. 5. vydání. 2005. 524 s. ISBN 978-80-247-1152-2.
49. LEKEŠ, J. *Výroba dentálních náhrad: Diplomová práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 65 s., Vedoucí práce: prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
50. UNIVERZITA KARLOVA. Fakulta tělesné výchovy a sportu. *Patobiomechanika a patokinesiologie kompendium. Chrupavčitá tkáň - chrupavka* [online]. [cit. 2018-01-12]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_chrupavka.php
51. GRIM, M., DRUGA, R. *Základy anatomie 1 : Obecná anatomie a pohybový systém*. 1. vydání. Praha : Galén, 2001. 159 s. ISBN 80-246-0307-1.
52. WEST, STERLING G. (2015). *Rheumatology secrets*. The secrets series (3rd ed.). Philadelphia: Elsevier Mosby. p. 19. ISBN 9780323037006. OCLC 908716294.
53. MOCKOVÁ, M. *Zdravé. Osteoartróza – proč vzniká a jak se léčí* [online]. [cit. 2018-01-24]. Dostupné z: <https://artroza.zdrave.cz/osteoartroza-proc-vznika-a-jak-se-leci/>
54. PAVELKA, K. Terapie osteoartrózy. In: Pavelka K, et al. *Farmakoterapie revmatických onemocnění*. Praha: Grada, Avicenum, 2005: 353-371.

55. MACHALOVÁ, P. *Equichannel. Jak vybrat vhodnou kloubní výživu?* [online]. [cit. 2018-01-24]. Dostupné z: <http://www.equichannel.cz/jak-vybrat-vhodnou-kloubni-vyzivu>
56. Healthline. *Knee Replacement: Your Surgical Options.* [online]. [cit. 2018-01-12]. Dostupné z: <https://www.healthline.com/health/total-knee-replacement-surgery/surgical-options#modal-close>
57. Healthline. *Clinical Outcomes and Statistic of Knee Replacement* [online]. [cit. 2018-01-24]. Dostupné z: <https://www.healthline.com/health/total-knee-replacement-surgery/outcomes-statistics-success-rate#1>
58. Oxfordknee. *Oxford Partial Knee* [online]. [cit. 2018-01-24]. Dostupné z: http://www.oxfordknee.com/content/zb-campaigns/oxfordknee-web/en/partialknee/_jcr_content/par/textimage_0/image.img.png/1491316017341.png
59. LEOPOLD SS (April 2009). "Minimally invasive total knee arthroplasty for osteoarthritis". *N. Engl. J. Med.* **360** (17): 174958. doi:10.1056/NEJMct0806027. PMID 19387017.
60. MedicineNet. *Total Knee Replacement* [online]. [cit. 2018-01-24]. Dostupné z: https://www.medicinenet.com/total_knee_replacement/article.htm
61. MyHealth. Alberta. *Knee Replecement Surgery* [online]. [cit. 2018-01-24]. Dostupné z: https://myhealth.alberta.ca/Health/_layouts/15/healthwise/media/medical/hw/h9991264_005.jpg
62. MURR, LAWRENCE & GAYTAN, SARA & MARTINEZ, EDWIN & MEDINA, FRANCISCO & B WICKER, RYAN. (2012). Next Generation Orthopaedic Implants by Additive Manufacturing Using Electron Beam Melting. *International journal of biomaterials.* 2012. 245727. 10.1155/2012/245727. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Edwin_Martinez4/publication/230812136/figure/fig5/AS:213900537667594@1428009270393/Co-29Cr-6Mo-alloy-femoral-knee-implant-prototype-fabricated-by-EBM-and-HIPed-according-to.png
63. Arcam. EBM for Orthopedic implants [online]. [cit. 2018-01-24]. Dostupné z: http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Acetabular_cup_with_SEM.jpg
64. CRONSKAR, M. *The use of Additive Manufacturing in the Custom. Design of Ortopedic Implants.* Department of engineering and sustainable. development, Mid Sweden University: Mid Sweden University Licentiate Thesis 2011, SE – 851 70 Sundsvall, Sweden ISSN 1652-8948. DOI: ISBN 978-91-86694-42-5.
65. Biomedtrix. *The Total Hip Replacement* [online]. [cit. 2018-01-24]. Dostupné z: <https://biomedtrix.com/total-hip-replacement/>
66. Forbes. *Sintering Your Way To Dental Implants And Hip Replacements.* [online]. [cit. 2018-01-24]. Dostupné z: <https://www.forbes.com/sites/tjmccue/2012/09/27/sintering-your-way-to-dental-implants-and-hip-replacements/#4f50a6b397fb>
67. KRŠEK P., KRUPA P., Human tissue geometrical modelling, In: *Applied Simulation and Modeling*, Clagary, CA, IASTED, 2003, s. 357-362, ISBN 0-88986-384-9.

68. ISAZA, J. F., *Design and Manufacturing of a Custom Skull Implant*, Medellín, Colombia - Department of Product Design Engineering, EAFIT University. American J. of Engineering and Applied Sciences 4 (1): s. 169-174, 2011. ISSN 1941-7020 , © 2010 Science Publications
69. Machinate: Arcam – CAD to Metal. [online]. 2. 3. 2009 [cit. 15. ledna 2018]. Dostupné z: <http://blog.ponoko.com/2009/03/02/machinate-arcam-cad-to-metal/>
70. RAMAKRISHNAIAH, RAVIKUMAR, ABDULAZIZ ABDULLAH AL KHERAIF, ASHFAQ MOHAMMAD, et al. Preliminary fabrication and characterization of electron beam melted Ti-6Al-4V customized dental implant. *Saudi Journal of Biological Sciences* [online]. Elsevier B.V, 2017, 24(4), 787-796 [cit. 2018-01-15]. DOI: 10.1016/j.sjbs.2016.05.001. ISSN 1319-562X.
71. WOHLERS TERRY AND GORNET TIM. History of additive manufacturing. Wohlers Report 2014. [online] [cit. 25. listopadu 2017]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.wohlersassociates.com/history2014.pdf>>.
72. PESTKILL. How to Remove and Control Barn Swallows Using the Best Methods and Products You Can Trust. [online] [cit. 25. listopadu 2017]. Dostupné na World Wide Web: <<http://pestkill.org/birds/swallows/>>
73. BOIVIE KLAS. Manufacturing Metals: An Overview of Processes and Materials [online] [cit. 25. listopadu 2017]. Dostupné na World Wide Web: <http://3dp.se/wp-content/uploads/2013/09/Klas-Boivie-Sintef.pdf>
74. LBORO. *About Additive Manufacturing. Powder Bed Fusion* [online]. [cit. 2018-01-30]. Dostupné na: <http://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/powderbedfusion/>
75. MATTHEW, J., DONACHIE, JR. TITANIUM. A technical guide. ASM International. 2000. 382 p. ISBN -13:978-0-87170-686-7.
76. DIRK, H., SEYDA, V., WYCISK, E., EMMELMANN C. Additive manufacturing of metals. *Acta Materialia* [online]. Elsevier, 2016, 117, 371-392 [cit. 2018-01-31]. DOI: 10.1016/j.actamat.2016.07.019. ISSN 1359-6454.
77. W.E. FRAZIER, Metal additive manufacturing: a review, J. Mater. Eng. Perform. 23 (6) (2014) 1917-1928.
78. L.E. MURR, S.M. GAYTAN, A. CEYLAN, E. MARTINEZ, J.L. MARTINEZ, D.H. HERNANDEZ, B.I. MACHADO, D.A. RAMIREZ, F. MEDINA, S. COLLINS, R.B. WICKER, Characterization of titanium aluminide alloy components fabricated by additive manufacturing using electron beam melting, *Acta Mater.* 58 (2010) 1887-1894.
79. DOBEŠOVÁ, L.: *Moderní metody výroby implantátů technologiemi Rapid Prototyping*. Brno 2015. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. 35 s. Vedoucí práce prof. Ing. Miroslav Píška, CSc.
80. Arcam EBM AGE Additive Company [online]. [cit. 2018-01-15]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/justaddbrochure-web.pdf>
81. Arcam EBM AGE Additive Company [online]. [cit. 2018-01-15]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/technology/products/arcam-q10/>

82. Introduction to titanium alloys. [cit. 27.11.2017]. Dostupné na www: < <http://www.dierk-raabe.com/titanium-alloys/>>
83. DROZD, Z. Superlehké slitiny hořčíku. KDF MMF UK. [cit. 27.11.2017]. Dostupné na www: < <http://slideplayer.cz/slide/3099081/>>
84. Azom. *Titanium Alloys – Alpha Alloys, Beta Alloys and Alpha-Beta Alloys* [online]. [cit. 27.11.2017]. Dostupné z: <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=915>
85. LIANG-FENG HUANG, BLAZEJ GRABOWSKI, JIAN ZHANG, MIN-JIE LAI, C. CEM TASAN, STEFANIE SANDLOBES, DIERK RAABE, JOERG NEUGEBAUER. Titanium Phase Diagrams: From electronic structure to phase diagrams: A bottom-up approach to understand the stability of titanium-transition metal alloys. *Acta Materialia*, Vol. 113 (2016), s. 311-319
86. Arcam EBM AGE Additive Company, Ti6Al4V Titanium Alloy [online]. [cit. 27.11.2017]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-Titanium-Alloy.pdf>
87. Arcam EBM AGE Additive Company, Ti6Al4V ELI Titanium Alloy [online]. [cit. 2017-04-21]. Dostupné z: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-ELI-Titanium-Alloy.pdf>
88. FACCHINI, L., MAGALINI, E., ROBOTTI, P., MMOLINARI, A. Microstructure and mechanical properties of Ti-6Al-4V produced by electron beam melting of pre-alloyed powders. *Rapid Prototyping Journal*. 2009, 15(3), pp. 171-178.
89. ZHAO, XIAOLI, SHUJUN LI, MAN ZHANG, et al. Comparison of the microstructures and mechanical properties of Ti-6Al-4V fabricated by selective laser melting and electron beam melting. *Materials & Design* [online]. Elsevier, 2016, **95**, 21-31 [cit. 2018-01-31]. DOI: 10.1016/j.matdes.2015.12.135. ISSN 0264-1275.
90. HOSSEINI, AFSHIN MOHAMMAD, S.H MASOOD, DARREN FRASER A MAHNAZ JAHEDI. Mechanical Properties Investigation of HIP and As-Built EBM Parts. *Advanced Materials Research* [online]. Trans Tech Publications, 2012, **576-576**, 216-219 [cit. 2018-01-31]. DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMR.576.216. ISSN 1022-6680.
91. S.M. GAYTAN, L.E. MURR, F. MEDINA, E. MARTINEZ, M.I. LOPEZ, R.B. WICKER, Advanced metal powder based manufacturing of complex components by electron beam melting, *Mater. Technol.* (2009).
92. BAI, YUN, XIN GAI, SHUJUN LI, et al. Improved corrosion behaviour of electron beam melted Ti-6Al-4V alloy in phosphate buffered saline. *Corrosion Science* [online]. Elsevier, 2017, **123**, 289-296 [cit. 2018-01-31]. DOI: 10.1016/j.corsci.2017.05.003. ISSN 0010-938X.
93. BRUSCHI, STEFANIA, RACHELE BERTOLINI A ANDREA GHIOTTI. Coupling machining and heat treatment to enhance the wear behaviour of an Additive Manufactured Ti6Al4V titanium alloy. *Tribology International* [online]. Kidlington: Elsevier BV, 2017, **116**, 58 [cit. 2018-01-31]. ISSN 0301-679X.
94. OTEC. Procesní média [online]. [cit. 2018-04-19]. Dostupné z: <https://www.otec.de/cz/produkty/procesni-media/obrabeni-za-mokra/keramicka-teliska/>

95. OTEC. Stroje pro procesy omílání [online]. [cit. 2018-02-06]. Dostupné z: <https://www.otec.de/cz/produkty/omilani/>
96. AL-BERMANI, S. S., BLACKMORE, M. L., ZHANG, W., TODD, I. The origin of microstructural diversity, texture, and mechanical properties in electron beam melted Ti-6Al-4V. *Metallurgical and Materials Transactions A: Physical Metallurgy and Materials Science*. 2010, 41(13), pp. 3422-3434.
97. FOUVRY, S. A quantitative approach of Ti-6Al-4V fretting damage: friction, wear and crack nucleation. *Wear* 257.9-10, 2004. pp. 916-29.
98. GALARRAGA, H. Effects of the microstructure and porosity on properties of Ti-6Al-4V ELI alloy fabricated by electron beam melting (EBM). *Additive Manufacturing* 10. 2016. pp. 47-57.
99. GONG, H. Analysis of defect generation in Ti-6Al-4V parts made using powder bed fusion additive manufacturing processes. *Additive Manufacturing* 1-4. 2014. pp. 87-98.
100. GONG, H. Influence of defects on mechanical properties of Ti-6Al-4V components produced by selective laser melting and electron beam melting. *Materials & Design* 86. 2015. pp. 545-554.
101. ANTONYSAMY, A. Effect of Wall Thickness Transitions on Texture and Grain Structure in Additive Layer Manufacture (ALM) of Ti-6Al-4V. *Materials science forum* 706-709. 2012. pp.205-210.
102. KRUTH, J.-P. Material Ingress Manufacturing by Rapid Prototyping Techniques. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*. 1991, 40(2), pp. 603-614.
103. AZO materials. Titanium alloys [online]. [cit. 2018-05-10]. Dostupné: <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1547>
104. METELKOVÁ, J.: Pokročilé metody vyhodnocování topografie povrchu. Brno 2014. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav strojírenské technologie. 77 s. 4 příloh. Vedoucí bakalářské práce prof. Ing. Miroslav Píška, CSc
105. PÍŠKA, Miroslav. BUČKOVÁ, Katrin. Řezné materiály současnosti. *MM Průmyslové spektrum*. Květen 2018. Vol. 22. č.5. s. 50-53. ISSN 1212-2572.

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

Symbol/Zkratka	Jednotka	Popis
2D	[-]	dvourozměrné
3D	[-]	třírozměrné
A	[mm]	poloha 2 mm od okraje
A₅	[%]	prodloužení
Al	[-]	hliník
Al 4047	[-]	hliníková slitina
AlSiMg	[-]	slitina hliníku
AM	[-]	aditivní výroba
ASTMF75	[-]	slitina kobaltu s chromem
B	[mm]	poloha 32 mm od okraje
C	[-]	uhlík
C	[mm]	poloha 62 mm od okraje
CAD	[-]	computer aided design
CNC	[-]	číslicové řízení
CPM-9V	[-]	nástrojová ocel
CT	[-]	výpočetní topografie
D	[mm]	průměr
DBS 6/6	[-]	abrazivo na bázi karbidu křemíku
D_{max}	[mm]	maximální průměr v dané poloze
D_{min}	[mm]	minimální průměr v dané poloze
D_s	[mm]	tloušťka vrstvy
EBM	[-]	tavení elektronovým paprskem
EBDS	[-]	analýza fází pomocí zpětné difrakce odražených elektronů
ELI	[-]	snížené množství intersticiálních vad
E_v	[J/m ³]	objemová energie
$\vec{F}_C$	[N]	řezná síla
Fe	[-]	železo
$\vec{F}_F$	[N]	posuvová síla
$\vec{F}_P$	[N]	pasivní síla
$\vec{F}_X, \vec{F}_Y, \vec{F}_Z$	[N]	odpory při podélném soustružení
$\vec{F}$	[-]	směr předpokládaného zatížení implantátu
H	[-]	vodík
H-13	[-]	nástrojová ocel

HIP	[-]	izostatické lisování za horka
HRC	[-]	tvrdost podle Rockwella
HV	[-]	tvrdost podle Vickerse
I	[A]	proud
ICOR	[-]	mezinárodní sdružení ortopedických registrů
IN-625	[-]	niklová superslitina
IN-738	[-]	niklová superslitina
IT	[-]	interval tolerance
KM 12	[-]	abrazivo na bázi plastické hmoty
L	[mm]	délka
LBM	[-]	tavení laserovým paprskem
Lc	[μm]	mezní vlnová délka
M5/400 DIA	[-]	abrazivo obsahující stopy diamantu
MR	[-]	magnetická rezonance
N	[-]	dusík
O	[-]	kyslík
P	[W]	výkon elektronového svazku
PKRS	[-]	částečná kloubní náhrada
P_L	[W]	výkon laseru
R	[Ω]	elektrický odpor
Ra	[μm]	průměrná drsnost profilu
Rk	[μm]	hloubka drsnosti jádra, výška materiálu jádra
Rm	[MPa]	mez pevnosti
Rmax	[μm]	maximální výška od výstupku k prohlubni profil drsnosti v rámci vzorkovací délky
Rmr1	[%]	špičková materiálová složka, část povrchu, která se skládá z vrcholů nad materiálem jádra
Rmr2	[%]	špičková materiálová složka, část povrchu, která ponese zatížení
Rp	[μm]	maximální výška výstupku profil drsnosti
Rp 0,2	[MPa]	smluvní mez kluzu pro prodloužení 0,2%
Rpk	[μm]	redukováná výška vrcholů, střední výška vrcholů nad materiálem jádra
Rq	[μm]	průměrná kvadratická drsnost profilu

Rt	[μm]	maximální výška od výstupku k prohlubni profil drsnosti
RTG	[-]	rentgen, rentgenové
Rv	[μm]	maximální výška prohlubně profil drsnosti
Rvk	[μm]	redukováná výška prohlubní, střední výška prohlubní pod materiálem jádra
Rz	[μm]	střední výška od výstupku k prohlubni profil drsnosti
SS 316L	[-]	korozivzdorná ocel
SS 420	[-]	korozivzdorná ocel
Stellite 6	[-]	slitina odolná proti opotřebení
T	[s]	čas
Ti	[-]	titan
Ti-6Al-4V	[-]	titanová slitina
TKRS	[-]	totální kloubní náhrada
U	[V]	napětí
V	[-]	vanad
V	[-]	volt
Wa	[μm]	hloubka drsnosti jádra, výška materiálu jádra
Wq	[μm]	redukováná výška vrcholů, střední výška vrcholů nad materiálem jádra
Wz	[μm]	redukováná výška prohlubní, střední výška prohlubní pod materiálem jádra
a_p	[mm]	hloubka řezu
e	[-]	elektronový paprsek
f	[mm]	posuv na otáčku
h_s	[mm]	vzdálenost řádků
kc	[MPa]	měrná řezná síla
l	[μm]	délka profilu
r_ε (r)	[mm]	poloměr špičky břitové destičky
stl	[-]	stereolitografie
v_c	[m.min ⁻¹]	řezná rychlost
v_s	[m/s]	posuvová rychlost laseru
α	[°]	úhel hřbetu (ortogonální)
β	[°]	úhel břitu (ortogonální)

γ	[°]	úhel čela (ortogonální)
$\alpha+\beta$ slitiny	[-]	struktura tvořená směsí tuhého roztoku α a tuhého roztoku β
α -slitiny	[-]	struktura tvořená homogenním tuhým roztokem α
α -stabilizátory	[-]	prvky stabilizující tuhý roztok α a rozšiřující jeho oblast
α -Ti	[-]	čistý titan, hexagonální těsně uspořádaná krystalová mřížka
β -slitiny	[-]	struktura tvořená homogenním tuhým roztokem β
β -stabilizátory	[-]	prvky stabilizující tuhý roztok β a rozšiřující jeho oblast
β -Ti	[-]	čistý titan, kubická, prostorově středěná krystalová mřížka
Δ	[mm]	smluvní odchylka od přímosti
ω	[°]	úhel spékání

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1	Kompletní tabulka naměřených hodnot a variačního rozpětí.
Příloha 2	Měření drsnosti profilu na mikroskopu Alicona IF G5.
Příloha 3	Měření drsnosti profilu na mikroskopu Alicona IF G5.
Příloha 4	Měření křivky nosného podílu na mikroskopu Alicona IF G5.
Příloha 5	Měření vlnitosti profilu na mikroskopu Alicona IF G5.
Příloha 6	Měření nosného podílu vlnitosti profilu na mikroskopu Alicona IF G5.
Příloha 7	Měření opotřebení břitových destiček na mikroskopu Alicona IF G5 – opotřeбенý břit (obráběný vzorek 31).

PŘÍLOHA 1

Kompletní tabulka naměřených hodnot a variačního rozpětí.

Číslo vzorku	Poloha	Vzdálenost od okraje [mm]	Dmin [mm]	Dmax [mm]	Diference [mm]	Min Dmin [mm]	Max Dmax [mm]	Variační rozpětí
31	A	2	13,85	13,98	0,13	13,81	13,98	0,17
			13,81	13,94	0,13			
			13,81	13,95	0,14			
	B	32	13,87	14,01	0,14	13,85	14,04	0,19
			13,86	14,04	0,18			
			13,85	14,00	0,15			
	C	62	13,86	14,04	0,18	13,84	14,08	0,24
			13,88	14,08	0,20			
			13,84	14,07	0,23			
51	A	2	13,83	14,22	0,39	13,80	14,22	0,42
			13,80	14,22	0,42			
			13,87	14,20	0,33			
	B	32	13,74	13,92	0,18	13,72	14,07	0,35
			13,72	14,06	0,34			
			13,76	14,07	0,31			
	C	62	13,74	14,18	0,44	13,74	14,27	0,53
			13,79	14,27	0,48			
			13,75	14,25	0,50			
52	A	2	13,85	14,41	0,56	13,80	14,54	0,74
			13,82	14,44	0,62			
			13,80	14,54	0,74			
	B	32	13,82	14,56	0,74	13,82	14,68	0,86
			13,85	14,64	0,79			
			13,86	14,68	0,82			
	C	62	13,81	14,31	0,50	13,78	14,64	0,86
			13,78	14,62	0,84			
			13,80	14,64	0,84			
53	A	2	13,78	14,54	0,76	13,75	14,54	0,79
			13,75	14,52	0,77			
			13,77	14,48	0,71			
	B	32	13,79	14,25	0,46	13,79	14,50	0,71
			13,81	14,35	0,54			
			13,80	14,50	0,70			
	C	62	13,85	14,62	0,77	13,75	14,66	0,91
			13,84	14,66	0,82			
			13,75	14,64	0,89			
54	A	2	13,86	14,12	0,26	13,54	14,18	0,64
			13,66	14,15	0,49			

	B	32	13,54	14,18	0,64	13,45	14,22	0,77
			13,46	14,13	0,67			
			13,45	14,22	0,77			
			13,58	14,22	0,64			
	C	62	13,80	14,02	0,22	13,38	14,04	0,66
			13,62	14,04	0,42			
			13,38	14,00	0,62			
61	A	2	13,93	14,01	0,08	13,89	14,02	0,13
			13,92	14,00	0,08			
			13,89	14,02	0,13			
	B	32	13,91	13,92	0,01	13,91	14,05	0,14
			13,93	14,02	0,09			
			13,92	14,05	0,13			
	C	62	13,90	14,05	0,15	13,90	14,05	0,15
			13,94	14,04	0,10			
			13,95	14,00	0,05			
62	A	2	13,85	13,96	0,11	13,83	13,98	0,15
			13,88	13,95	0,07			
			13,83	13,98	0,15			
	B	32	13,91	13,99	0,08	13,91	13,99	0,08
			13,93	13,98	0,05			
			13,92	13,98	0,06			
	C	62	13,88	13,99	0,11	13,84	14,03	0,19
			13,89	14,01	0,12			
			13,84	14,03	0,19			
63	A	2	13,90	14,14	0,24	13,88	14,14	0,26
			13,88	14,12	0,24			
			13,89	14,03	0,14			
	B	32	13,88	14,03	0,15	13,88	14,04	0,16
			13,90	14,04	0,14			
			13,90	13,98	0,08			
	C	62	13,90	14,09	0,19	13,89	14,09	0,20
			13,90	14,09	0,19			
			13,89	14,08	0,19			
64	A	2	13,83	13,93	0,10	13,72	13,95	0,23
			13,87	13,95	0,08			
			13,72	13,94	0,22			
	B	32	13,85	14,02	0,17	13,84	14,02	0,18
			13,84	13,92	0,08			
			13,86	13,96	0,10			
	C	62	13,90	13,99	0,09	13,88	14,02	0,14
			13,91	14,01	0,10			
			13,88	14,02	0,14			

31	A	2	13,85	13,98	0,13	13,81	13,98	0,17
			13,81	13,94	0,13			
			13,81	13,95	0,14			
	B	32	13,87	14,01	0,14	13,85	14,04	0,19
			13,86	14,04	0,18			
			13,85	14,00	0,15			
	C	62	13,86	14,04	0,18	13,84	14,08	0,24
			13,88	14,08	0,20			
			13,84	14,07	0,23			
32	A	2	13,80	14,00	0,20	13,77	14,01	0,24
			13,77	14,01	0,24			
			13,78	13,95	0,17			
	B	32	13,86	14,03	0,17	13,82	14,07	0,25
			13,82	14,07	0,25			
			13,87	14,02	0,15			
	C	62	13,83	14,04	0,21	13,82	14,05	0,23
			13,85	14,04	0,19			
			13,82	14,05	0,23			
33	A	2	13,83	13,95	0,12	13,81	13,98	0,17
			13,81	13,96	0,15			
			13,82	13,98	0,16			
	B	32	13,87	13,97	0,10	13,81	14,02	0,21
			13,82	14,02	0,20			
			13,81	14,00	0,19			
	C	62	13,85	14,01	0,16	13,84	14,04	0,20
			13,84	14,03	0,19			
			13,84	14,04	0,20			
34	A	2	13,89	13,97	0,08	13,89	13,97	0,08
			13,90	13,94	0,04			
			13,89	13,95	0,06			
	B	32	13,95	13,96	0,01	13,92	14,00	0,08
			13,92	14,00	0,08			
			13,95	13,99	0,04			
	C	62	13,97	14,03	0,06	13,94	14,03	0,09
			13,95	13,99	0,04			
			13,94	14,00	0,06			
35	A	2	13,86	13,92	0,06	13,86	13,94	0,08
			13,88	13,93	0,05			
			13,89	13,94	0,05			
	B	32	13,93	13,96	0,03	13,93	13,98	0,05
			13,94	13,97	0,03			
			13,94	13,98	0,04			
	C	62	13,92	13,96	0,04	13,92	13,98	0,06

36			13,94	13,97	0,03			
			13,93	13,98	0,05			
			13,88	13,95	0,07			
	A	2	13,85	13,96	0,11	13,85	13,97	0,12
			13,87	13,97	0,10			
			13,90	13,96	0,06			
	B	32	13,91	13,98	0,07	13,90	13,98	0,08
			13,92	13,97	0,05			
			13,90	14,00	0,10			
	C	62	13,95	14,02	0,07	13,90	14,02	0,12
			13,93	14,02	0,09			

PŘÍLOHA 2

Měření drsnosti profilu na mikroskopu Alicona IF G5.

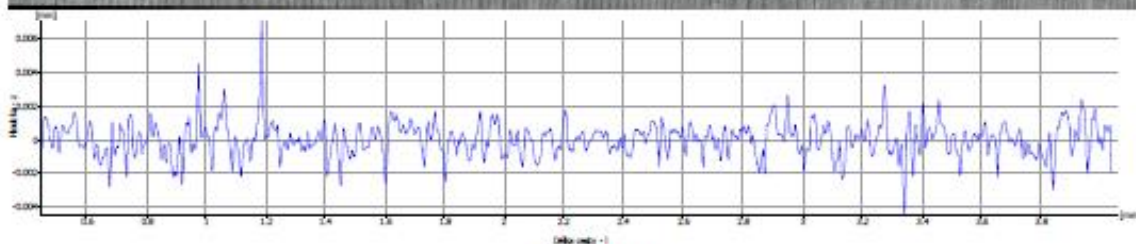
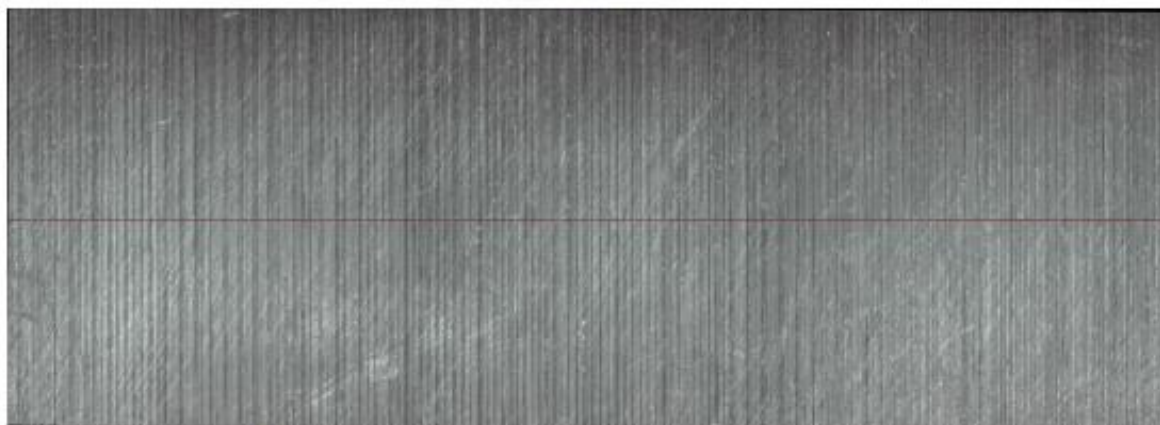
Alicona Imaging GmbH
Dr.-Auner Strasse 21a
A-8074 Raaba/Graz



Measurement Report

Měření profilu

31f1



Ra: 0.0007mm
Rq: 0.0010mm
Rz: 0.0066mm

Filtr:

horní propust - profil drsnosti
Lc:= 0.8000mm

PŘÍLOHA 3

Měření drsnosti profilu na mikroskopu Alicona IF G5.

Alicona Imaging GmbH
Dr.-Auner Strasse 21a
A-8074 Raaba/Graz



Measurement Report

Měření drsnosti profilu

Parametry profilu drsnosti

31f1



Histogram Nastavení histogramu

Počet tříd: 58
Minimální hodnota: -0.0045mm
Maximální hodnota: 0.0071mm
Šířka třídy: 0.0002mm

Statistika

Název	Hodnota	[u]
Prvky	6554	
Třídy	58	
Střední hodnota	0.0000	mm
Standardní odchylka	0.0010	mm

Parametry

Název	Hodnota	[u]	Popis
Ra	0.0007	mm	Průměrná drsnost profilu
Rq	0.0010	mm	Průměrná kvadratická drsnost profilu
Rt	0.0115	mm	Maximální výška od výstupku k prohlubni profil drsnosti
Rz	0.0066	mm	Střední výška od výstupku k prohlubni profil drsnosti
Rmax	0.0098	mm	Maximální výška od výstupku k prohlubni profil drsnosti v rámci vzorkovací délky
Rp	0.0071	mm	Maximální výška výstupku profil drsnosti
Rv	0.0045	mm	Maximální výška prohlubně profil drsnosti
Rc	0.0045	mm	Střední výška nepravidelnosti povrchu profil drsnosti
Rsm	0.1673	mm	Střední vzdálenost nepravidelnosti povrchu profil drsnosti
Rsk	0.4520		Kosost profil drsnosti
Rku	7.3284		Špičatost profil drsnosti
Rdq	0.1756		Průměrný kvadratický sklon profil drsnosti
Rt/Rz	1.7463		Hodnota mimořádného škrábance/vrchol profil drsnosti, (≥ 1), vyšší hodnoty znamenají větší škrábance/vrcholy

PŘÍLOHA 4

Měření křivky nosného podílu na mikroskopu Alicona IF G5.

Alicona Imaging GmbH
Dr.-Auner Strasse 21a
A-8074 Raaba/Graz

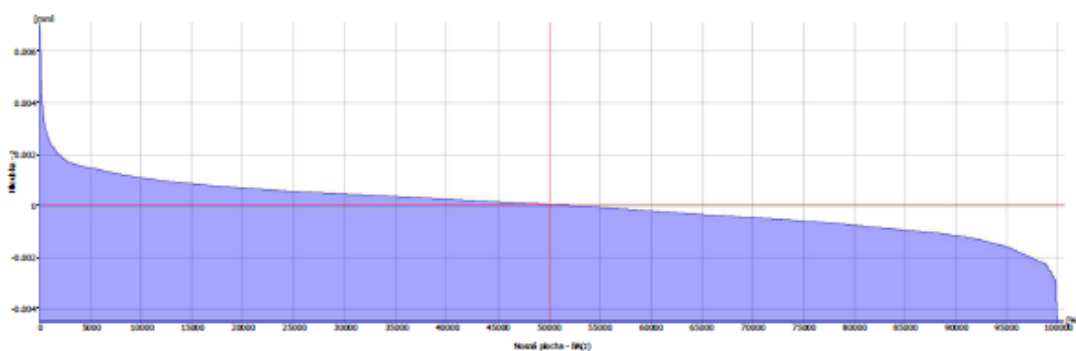


Measurement Report

Měření profilu

$L_c = 0.8000\text{mm}$

31f1



Měřicí čára

$BA(z) [\%] = 50.0000$

$z = 0.0001\text{mm}$

Název	Hodnota	[u]	Popis
Rk	0.0022	mm	Hloubka drsnosti jádra, výška materiálu jádra
Rpk	0.0013	mm	Redukovaná výška vrcholů, střední výška vrcholů nad materiálem jádra
Rvk	0.0012	mm	Redukovaná výška prohlubní, střední výška prohlubní pod materiálem jádra
Rmr1	9.6200	%	Špičková materiálová složka, část povrchu, která se skládá z vrcholů nad materiálem jádra
Rmr2	89.1200	%	Špičková materiálová složka, část povrchu, která ponese zatížení

PŘÍLOHA 5

Měření vlnitosti profilu na mikroskopu Alicona IF G5.

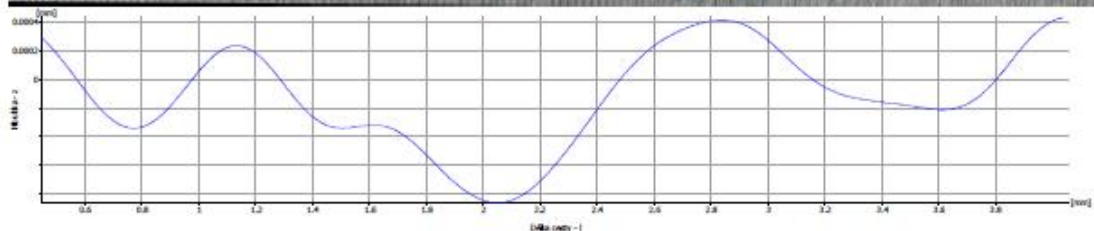
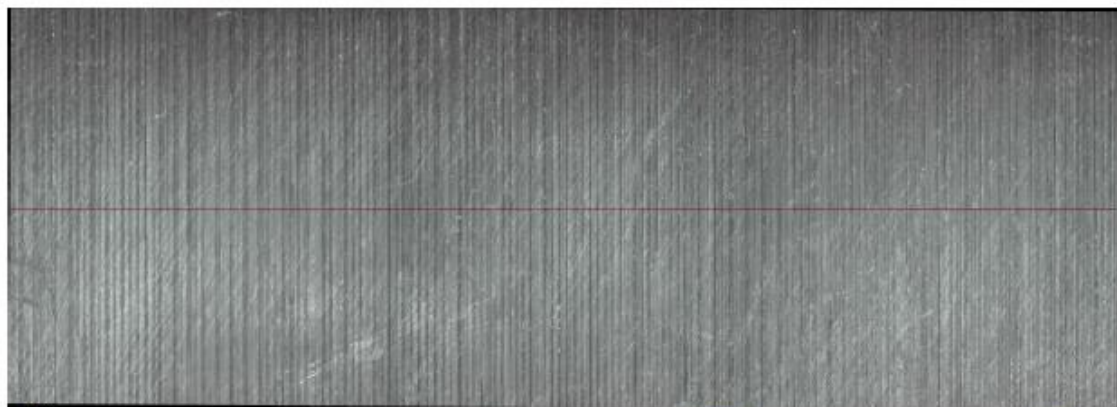
Alicona Imaging GmbH
Dr.-Auner Strasse 21a
A-8074 Raaba/Graz



Measurement Report

Měření profilu

31f1



Wa: 0.0003mm
Wq: 0.0004mm
Wz: 0.0008mm

PŘÍLOHA 6

Měření nosného podílu vlnitosti profilu na mikroskopu Alicona IF G5.

Alicona Imaging GmbH
Dr.-Auner Strasse 21a
A-8074 Raaba/Graz

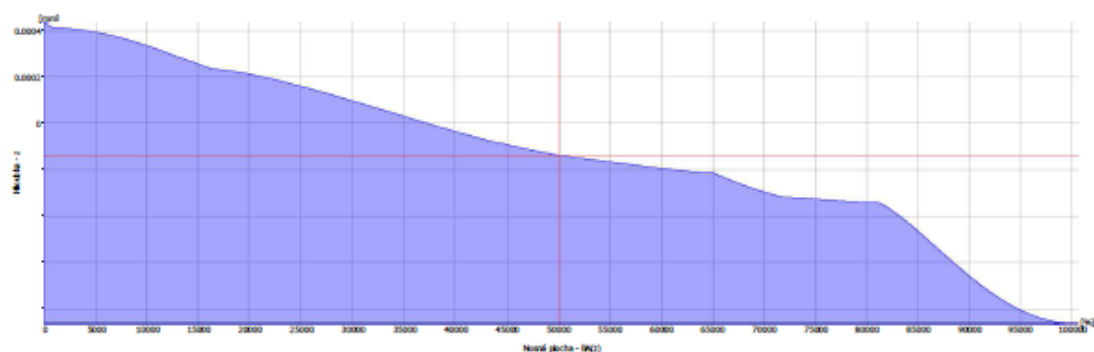


Measurement Report

Měření profilu

$L_c = 0.8000\text{mm}$

31f1



Měřicí čára

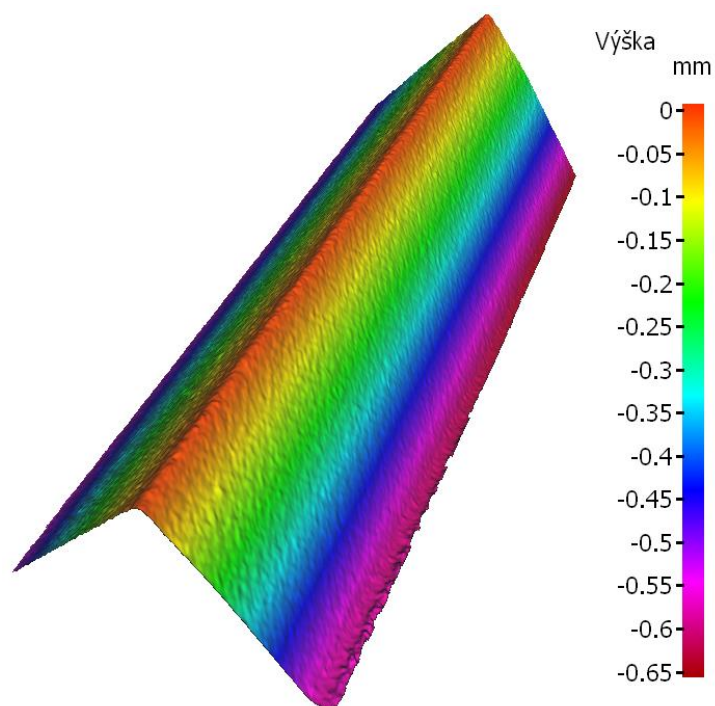
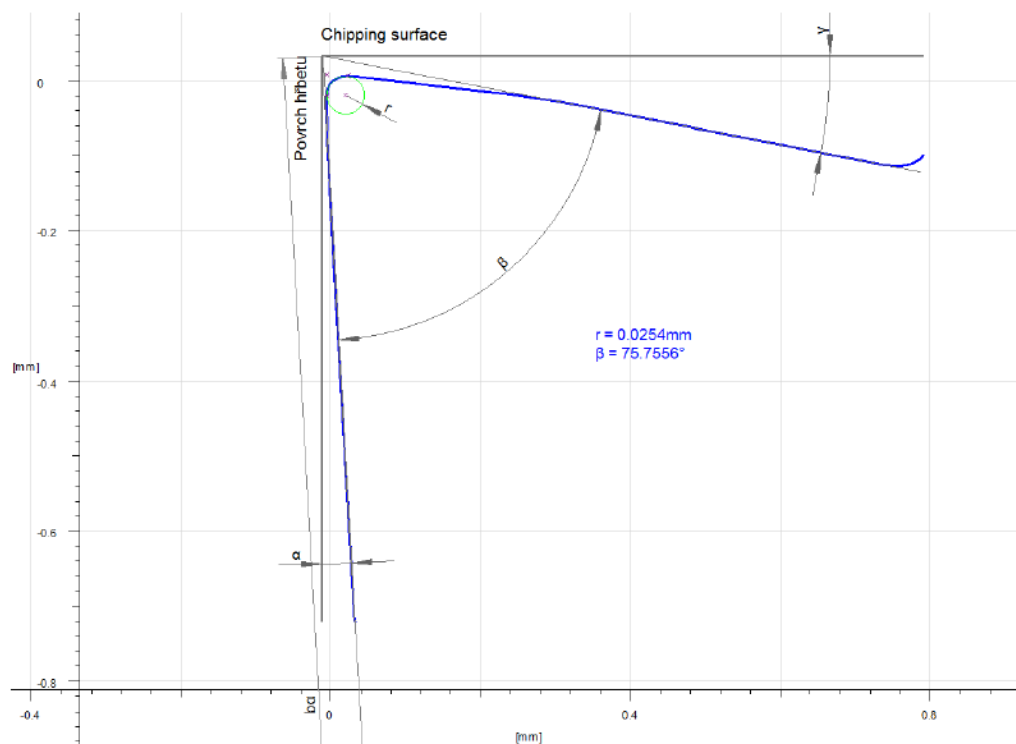
$BA(z) [\%] = 50.0000$

$z = -0.0001\text{mm}$

Název	Hodnota	[u]	Popis
Wk	0.0007	mm	Hloubka drsnosti jádra, výška materiálu jádra
Wpk	0.0002	mm	Redukovaná výška vrcholů, střední výška vrcholů nad materiálem jádra
Wvk	0.0005	mm	Redukovaná výška prohlubní, střední výška prohlubní pod materiálem jádra
Wmr1	15.2400	%	Špičková materiálová složka, část povrchu, která se skládá z vrcholů nad materiálem jádra
Wmr2	85.3600	%	Špičková materiálová složka, část povrchu, která ponese zatížení

PŘÍLOHA 7

Měření opotřebení břitových destiček na mikroskopu Alicona IF G5 – nový břit.



PŘÍLOHA 8

Měření opotřebení břitových destiček na mikroskopu Alicona IF G5 - opotřeбенý břit (obráběný vzorek 31).

