



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV STROJÍRENSKÉ TECHNOLOGIE

INSTITUTE OF MANUFACTURING TECHNOLOGY

ŽÁROVÉ NÁSTŘIKY BIODKRAMIKY

THERMAL SPRAY COATINGS OF BIOCERAMICS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Kristýna Kašpárková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jaroslav Kubíček

BRNO 2018

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav strojírenské technologie
Studentka:	Kristýna Kašpárková
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Strojírenská technologie
Vedoucí práce:	Ing. Jaroslav Kubíček
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:

Žárové nástřiky biokeramiky

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Implantáty různých typů jsou v lidském těle používány již celá desetiletí. Řada aplikací na endoprotézách kyčelních kloubů a dentálních implantátech využívá plazmových nástřiků biokeramiky pro vytvoření vazného povlaku s kostní dření.

Cíle bakalářské práce:

1. Vypracování literární studii se zaměřením na problematiku biopovlaků pro povrchovou úpravu implantátů v lidském těle.
2. Rozbor přípravy povlaků pomocí plazmového nástřiku.
3. Zpracování technologického postupu nástřiku a technického hodnocení.
4. Závěr a doporučení pro praxi.

Seznam doporučené literatury:

ASM handbook. Surface Engineering Volume 5. 10th editon. Materials Park, Ohio: ASM International, 2016. ISBN 978-0-87170-384-2.

AMBROŽ, Oldřich a Jiří KAŠPAR. Žárové nástřiky a jejich průmyslové využití. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1990. ISBN 80-030-0347-4.

KUNEŠ, Josef, Zdeněk VESELÝ a Milan HONNER. Tepelné bariéry. Praha: Academia, 2003. ISBN 80-200-1218-4.

MOHYLA, Miroslav. Technologie povrchových úprav kovů. 3. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita, 2006. ISBN 80-248-1217-7.

SEDLÁČEK, Vladimír. Povrchy a povlaky kovů. Praha: ČVUT, 1992. ISBN 80-01-00799-5.

PODJUKLOVÁ, Jitka. Speciální technologie povrchových úprav I. Dot. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 1997. ISBN 80-7078-235-8.

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

KAŠPÁRKOVÁ Kristýna: Žárové nástřiky biokeramiky.

Bakalářská práce je zaměřena na žárové nástřiky biokeramiky. Biokeramika je určena pro náhradu poškozených částí lidského těla. Praktické využití má především v ortopedii, čelistní a obličejové chirurgii. Do této kategorie materiálů patří hydroxyapatit, který se vyznačuje biokompatibilitou a schopností tvořit pevnou vazbu mezi kostí a implantátem. Hydroxyapatit je používán jako povrchový povlak na titanových implantátech. Cílem experimentální části práce byl nástřik 40 – ti kusů zubních implantátů pro firmu LASAK s.r.o. Pro nanesení hydroxyapatitového povlaku byla použita technologie nástřiku plazmou. Požadovaná tloušťka povlaku byla 60 μm . Implantát byl před samotným nástřikem otryskán a očištěn. Nástřik proběhl ve specializované laboratoři dentálních a skeletálních implantátů ÚST FSI VUT Brno. Po nástřiku byla provedena 100% rozměrová kontrola.

Klíčová slova: Hydroxyapatit, žárové nástřiky, plasma, povlak, implantáty

ABSTRACT

KAŠPÁRKOVÁ Kristýna: Thermal spray coatings of bioceramics.

Bachelor's thesis is focused on thermal spraying bioceramics. Bioceramic is designed to replace damaged parts of the human body. Practical use is mainly in orthopedics, jaw and facial surgery. This category of materials includes hydroxyapatite, which is characterized by biocompatibility and the ability to form a strong bond between the bone and the implant. The experimental part of the thesis was spraying 40 - pieces of dental implants for the company LASAK s.r.o. Plasma spraying technology was used to apply the hydroxyapatite coating. The required coating thickness was 60 μm . The implant was sprayed and cleaned before spraying. Spraying was carried out in the laboratory of plasma coatings dental and skeletal implants ÚST FSI VUT Brno. A dimensional control was performed after plasma spraying.

Keywords: Hydroxyapatite, thermal spraying, plasma, coating, implants

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

Kašpárková, Kristýna. *Žárové nástřiky biokeramiky*. Brno, 2018. 39s, 2 přílohy, CD. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Ústav strojírenské technologie, Odbor technologie svařování a povrchových úprav. Vedoucí práce Ing. Jaroslav Kubíček.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Tímto prohlašuji, že předkládanou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně, s využitím uvedené literatury a podkladů, na základě konzultací a pod vedením vedoucího bakalářské práce.

V Brně dne 24.5.2016

.....

Podpis

PODĚKOVÁNÍ

Tímto děkuji panu Ing. Jaroslavu Kubíčkoví za cenné připomínky a rady týkající se zpracování bakalářské práce. Dále děkuji celé rodině za podporu a firmě LASAK s.r.o. za umožnění experimentální části práce.

OBSAH

Zadání	
Abstrakt	
Bibliografická citace	
Čestné prohlášení	
Poděkování	
Obsah	

ÚVOD	9
1 BIOMATERIÁLY	10
1.2 Rozdělení biomateriálů.....	11
2 HYDROXYAPATIT	12
2.1 Fosforečnany vápníku.....	13
2.2 Princip vazby kosti na implantát.....	15
2.3 Struktura žárově nanášeného HA povlaku	17
2.3.1 Oxidické vměstky.....	17
2.3.2 Porezita	18
2.4 Problematika hydroxyapatitu	19
2.5 Kovové implantáty	21
3 ŽÁROVÉ NÁSTŘIKY	22
3.1 Ekonomické srovnání jednotlivých technologií.....	23
3.2 Plazmatický nástřik.....	24
3.2.1 Proces plazmatického nástřiku	26
3.2.2 Tvorba povlaku na substrátu.....	27
3.2.3 Přídavné materiály	28
3.2.4 Metoda výroby práškového materiálu	28
3.2.5 Procesní parametry.....	29
4 EXPERIMENT- NÁSTŘIK DENTÁLNÍCH IMPLANTÁTŮ	30
4.1 Návrh technologického postupu vytváření povlaku	30
4.2 Výsledky experimentu	35
4.2.1. Technické zhodnocení	36
4.3 Doporučení pro praxi	36
5 ZÁVĚRY	39

Seznam použitých zdrojů	
Seznam použitých symbolů a zkratk	
Seznam obrázků	
Seznam tabulek	
Seznam příloh	

ÚVOD [24], [29], [31], [5], [3], [4], [2]

Během posledních dvou desetiletí byl zaznamenán významný vývoj biomateriálů. Biomateriály jsou syntetické sloučeniny určené k náhradě poškozené části lidského těla nebo regeneraci poškozené tkáně. Denně jsou používány v chirurgických aplikacích (obr. 2). Nejrozšířenějším zákrokem v této oblasti je totální endoprotéza kyčelního (obr. 1) a kolenního kloubu. V dentálních aplikacích (obr. 4) se používají zubní implantáty (obr. 3), které slouží jako náhrada zubního kořene upevněného v čelisti. Ve spojení s pilířem tvoří základ pro připevnění nového zubu.

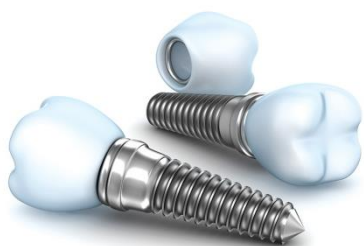
Bez ohledu na typ vybraného materiálu reaguje lidský organismus citlivě na jakýkoliv materiál přicházející do styku se živou tkání. Materiál musí mít zvláštní vlastnosti, které zajistí, aby nedošlo k žádné negativní interakci se živými tkáněmi. Mezi bioaktivní materiály patří hydroxyapatit, který vyniká podobností s fosforečnanem vápenatým přítomným v kostech. Do této kategorie řadíme i biomedicínské povlaky. Hydroxyapatitový povlak urychluje přímé upevnění implantátu ke kosti a pooperační hojení. Doba srůstu protézy potažené hydroxyapatitovým povlakem je totožná s hojivým procesem zlomeniny kosti.



Obr. 1 Totální endoprotéza kyčelního kloubu [5]



Obr. 2 Příklady kloubních implantátů [3]



Obr. 3 Zubní implantáty [4]



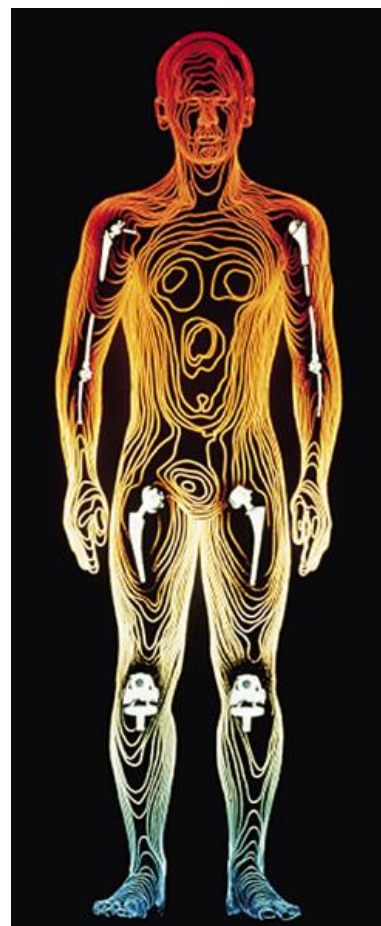
Obr. 4 Dentální aplikace [2]

1 BIOMATERIÁLY [27], [26], [29], [9], [30], [31], [32], [31]

Pojem biomateriál zahrnuje syntetické sloučeniny sloužící pro regeneraci nebo nahrazení tkání nebo orgánů v lidském těle, v případě ztráty jejich funkce. Biomateriál je v kontaktu s tekutinami, buňkami a tkáněmi živého organismu. Lidský organismus citlivě reaguje na cizí materiály přicházející do styku se živou tkání. Základním požadavkem na implantovaný materiál splňující funkci určenou pro náhradu části lidského těla, je biokompatibilita. Předpokladem pro vhodný syntetický materiál implantovaný do těla je dobrá mechanická pevnost, vysoká chemická stabilita, vysoká odolnost proti korozi a velmi nízká toxicita. Materiál nesmí žádným způsobem poškozovat organismus

Většina biomateriálů dokáže obnovit funkci poškozených kostí. Příkladem může být náhrada kyčelního a kolenního kloubu, zubní implantáty (kapitola 4.3). Stejně tak se podílí na regeneraci poškozených měkkých tkání a také stimulaci růstu nových tkání. Náhrada probíhá bezpečným, spolehlivým, ekonomickým a fyziologicky přijatelným způsobem. Pro ilustraci je uveden na obrázku 5 příklad synteticky vyměnitelných částí.

Do této kategorie řadíme i biomedicínské povlaky, které musí obecně vyhovovat specifickým požadavkům, jako je vysoká krystalinita a pórovitost, více v kapitole 1.5. Nanášené povlaky mají důležitou funkci spočívající ve zlepšení fixace s implantátem, tedy k velké přilnavosti povlaku k implantátu. Tvoří se silné mezifázové vazby, které chrání kovový implantát. Zároveň se minimalizují nežádoucí reakce imunitního systému. Biomateriály můžeme klasifikovat do čtyř hlavních tříd. Keramika, kovy, polymery a kompozity s různým stupněm bioaktivity.



Obr. 5 Biomateriály v lidském těle [9]

Biokompatibilita

Biokompatibilita je obecně definována jako snášenlivost materiálu protézy, která má schopnost zůstat v nedegradovaném stavu v biologickém prostředí. Materiály musí mít specifické vlastnosti, které zajistí, aby nedocházelo k negativním interakcím se živou tkání. Mezi nejdůležitější požadavky pro materiál patří, schopnost nevyvolávat obranné imunitní reakce v těle, nesmí být karcinogenní a nesmí vylučovat toxické látky narušující buňky. Materiál je biologicky vhodný, stabilní a nevyvolává biodegradaci. Je důležité zmínit, že biokompatibilita urychluje pooperační hojení a zlepšuje srůst kosti s implantátem.

Byla stanovena komplexní norma ISO pro hodnocení biologické kompatibility, která zahrnuje in vitro a in vivo testy sloužící na vyhodnocení cytotoxicity, genotoxicity, karcinogenity, reprodukční toxicity, podráždění či systémovou toxicitu.

In vitro: Vzorky materiálu jsou vystaveny umělému fyziologickému roztoku, samotné testování probíhá ve skle.

In vivo: Vzorky jsou zavedeny do těla hostitele, testování se uskutečňuje na zvířatech.

1.2 Rozdělení biomateriálů [17], [26], [30], [31], [46], [34], [40], [41]

Bioinertní materiály:

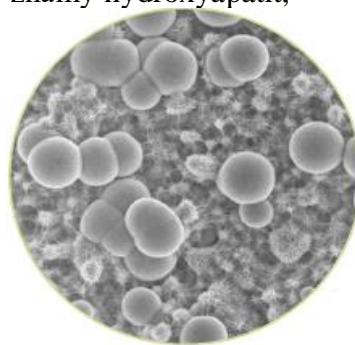
Materiály, které během kontaktu s fyziologickými látkami produkují minimální množství nežádoucích reakcí. Biologicky akceptovatelný, neaktivní materiál, je vytvářen bez vazivové vrstvy, protože imunitní systém brání účinné oseointegraci. To znamená přímé upevnění implantátu ke kosti. Tvoří se vláknité tkáně s proměnnou tloušťkou. Bioinertní materiály označujeme za vhodné kvůli kombinaci dobrých mechanických vlastností spolu s dostatečnou biokompatibilitou. Mezi tyto materiály patří aluminiumoxidová keramika, zirkoniumoxidová keramika, oxid hlinitý, tantal, titan a slitiny titanu nebo kobalt-chromové slitiny s vysokou odolností proti opotřebení, vynikají pro použití v kloubech.

Nejpoužívanějším materiálem je titan a slitina Ti-6Al-4V. V současné době se tyto materiály používají pouze v dočasných implantátech.

Bioaktivní materiál:

Materiál netoxický a biologicky aktivní, vytváří se interfaciální (mezipovrchová) vazba. Hlavní skupinou bioaktivních materiálů je fosforečnan vápenatý známý hydroxyapatit, β -trikalciumfosfát a dvoufázová keramika obsahující hydroxyapatit - HA a

β -TCP. Pro bioaktivní keramiku byly vyvinuty různé techniky nástřiku kovových materiálů. Technika plazmového nástřiku je nejúspěšnější díky rychlosti a účinnosti. Tato technika způsobuje problémy, jako je nedostatečná rovnoměrnost tloušťky povlaku a špatná přilnavost keramického povlaku ke kovovému substrátu. Většina moderních technik využívá směsi titanu nebo tantalu s fosforečnanem vápenatým, který zlepšuje adhezi mezi povlakem a substrátem.



Obr. 6 Bioaktivní povrch [46]

Do skupiny bioaktivních materiálů patří bezesporu perspektivní titan a jeho slitiny. Jsou široce používány pro dentální a ortopedické implantáty. Povrchové vlastnosti těchto kovů hrají zásadní roli ve složitých interakcích, ke kterým dochází mezi implantovaným materiálem a biologickým prostředím. Bioaktivní povrchy podporují nukleaci a krystalový růst kostního minerálu. U takových povrchů lze předpokládat rychlejší a bezpečnější oseointegraci než u bioinertních povrchů.

Resorbovatelná keramika:

Specifickou skupinou bioaktivních materiálů je resorbovatelná keramika. Umožňuje regeneraci živých tkání pacienta prostřednictvím pěstování a rozmnožování zdravých buněk na biologicky resorbovatelných strukturách. Základní matrice slouží jako fyzická podpora a adhezivní substrát je určen pro izolovaný buněčný růst. Bioresorbovatelný materiál, je připraven k napodobování podmínek původní tkáně. Degraduje se, když se tkáň regeneruje. Implantát je vysoce porézní s propojenými póry vhodný pro růst buněk a tok živin. Tvoří je biokompatibilní a biologicky odbouratelné materiály s řízenou rychlostí degradace a resorpce, které mají vhodný povrch pro adhezi buněk. Resorbovatelná keramika se rozpouští bez vzniku metabolicky škodlivých látek.

Mezi resorbovatelné keramiky patří vápenaté soli, fosforečnany, uhličitanu a sírany, dále hydroxyapatit, fosforečnan β -trikalcium a bioaktivní sklo.

2 HYDROXYAPATIT [24], [26], [6], [29], [30], [33], [40], [41], [14]

Keramika na bázi fosforečnanu vápenatého má vynikající bioaktivitu, zejména hydroxyapatitu, dále HA $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Jedná se o preferovaný biomateriál jak pro zubní, tak pro ortopedické použití, především kvůli jeho příznivým osteokonduktivním a bioaktivním vlastnostem. Má podobné chemické složení a krystalovou strukturu jako apatit, jenž je hlavní anorganickou součástí v lidském těle. Hydroxyapatit je keramický, anorganický, krystalický materiál používaný jako povrchový povlak na kovových implantátech. HA také vytváří silné mezifázové vazby s titanovými implantáty. Prodlužuje životnost protéz.

Vlastnosti hydroxyapatitu

Plazmově stříkané hydroxyapatitové povlaky jsou schopné se vázat přímo na kost, uvolňují ionty, které stimulují tvorbu a zvyšují růst kostí. Hydroxyapatit vytváří pevnou vazbu mezi kostní tkání a implantátem, bez intermediální vazivové vrstvy. Bylo dokázáno, že přítomnost HA omezuje tvorbu vláknitých membrán. Místo toho tvoří extrémně tenké, epitaxiální vazebné vrstvy s existující kostí. Dokonce je schopna překonat mezeru 1 mm mezi implantátem a kostí. HA povlaky mají dobré těsnící účinky proti uvolňování kovových iontů a částic polyetyleny z kovového implantátu. Hydroxyapatitové povlaky byly zavedeny pro lepší fixaci mezi kostí a implantátem.



Obr. 7 Struktura hydroxyapatitu 100 μm [6]

Mnoho preklinických a klinických testů prokázalo vynikající schopnost biokompatibility a osteokondukce. Testy se zaměřovaly na cytotoxicitu, karcinogenitu a na mutagenní aktivitu.

Osteokondukce:

Je definována jako vlastnost materiálu umožňující migraci osteogenních buněk a vaskularizaci z okolní kosti, tedy schopnost kosti vniknout do materiálu. Má rozhodující úlohu při tvorbě kostí. Obecně se předpokládá, že optimální velikost pórů pro osteokondukcii je v rozmezí 150 – 500 μm , což umožňuje účinnou migraci osteogenních buněk. HA porézní struktura je zobrazená na obrázku 7.

Kvalita HA povlaku:

Celková kvalita HA povlaku je dána výběrem práškových surovin, typem a strukturou kovového implantátu a parametrů nástřiku. Mezi parametry patří výkon nástřiku a vzdálenost od substrátu. Pro nanášení HA keramického povlaku na povrch kovového substrátu, může být použito mnoho technik, které jsou shrnuty v tabulce 1. Jako příklad je uvedeno plazmové stříkání, ponořování, elektroforetické nanášení, rozprašování iontovým paprskem a další. Nejpriznivější je metoda žárového stříkání s atmosférickým plazmovým nástřikem.

Přestože je plazmový nástřik jedinou dostupnou komerční technikou, dochází k problémům, jako je tepelná degradace povlaku na materiálu, nízká adheze mezi povlakem a substrátem a chemická heterogenita více v kapitole 1.5.

Ideální nástřik HA pro ortopedické implantáty by měl být porézní, se silnou kohezní pevností, dobrou přilnavostí k substrátu, vysokým stupněm krystalinity a vysokou chemickou a fázovou stabilitou.

Tab. 1 Tabulka zobrazující metody nanášení povlaku na materiál [29]

Metoda	Charakteristika
Ponoření/Slinování	Zhoršuje mechanické vlastnosti kovových implantátů a vede k nízké pevnosti vazby a nečistotám HA.
Ponorný povlak	Vysokoteplotní proces (> 1500 °) vede k nepovlakují HA a mají velmi špatnou přilnavost.
Elektroforetická depozice	Stejné problémy jako ponoření / slinování, způsobuje nerovnoměrnou tloušťku HA.
Izostatické lisování za tepla	Obalované materiály reagují na povlak HA. Obtížné utěsnění hranice implantátů s komplexními tvary.
Rozprašování	Příliš pomalý a má nízkou úroveň nanášení. Poměr Ca / P povlaku je vyšší než poměr syntetické HA.
Nanášení roztoku	Proces srážení při nízkých teplotách, vede k čistému, vysoce krystalickému, pevně přilnavému HA povlaku. Maximální tloušťka 20 μm omezuje jeho použití jako primární způsob fixace.
Žárové nástřiky	Vysoká rychlost nanášení. Dobrá regulace chemikálií a mikrostruktury, odolnost proti korozi. Může získat různou tloušťku povlaku. Je určen i pro složité tvary.

2.1 Fosforečnany vápníku [26], [27], [29], [21], [20], [33], [39]

Hlavní minerální složkou kostí a zubů je fosforečnan vápenatý CaP. Kostí jsou složeny ze tří hlavních složek: minerální složka, voda a kolagenová vlákna. Kolagen je velmi tvrdý a flexibilní. Kostní matrice má podpurnou funkci a minerální kost slouží jako zpevňující fáze kompozitů. Minerální fáze je složena fosforečnanem vápenatým s apatitickou strukturou a složkou připomínající hydroxyapatit.

Hydroxyapatit ve své krystalické struktuře tvoří přibližně 60 – 70 % hmotnosti kosti. Poskytnutí prostředí s vysokým obsahem vápníku a fosforu podporuje rychlou tvorbu kostí v blízkosti implantátu s HA povlakem (obr. 8). Je známo, že HA může vytvářet silné biologické vazby s kostní tkání bez přítomnosti měkkých vláknitých tkání. Při plazmovém nástřiku se v HA povlaku tvoří krystalická a skelná fáze v poměru daném parametry nástřiku. Optimální poměr krystalické ke skelné fázi je 60 / 40 %.

Fáze zahrnují:

- amorfni fosforečnan vápenatý (ACP);
- fosfáty α - a β -tri-vápenaté (TCP);
- hydroxyapatit (HA).

Uvedená relativní biologická rozpustnost těchto sloučenin je následující:

- ACP » α - nebo β -TCP » HA.

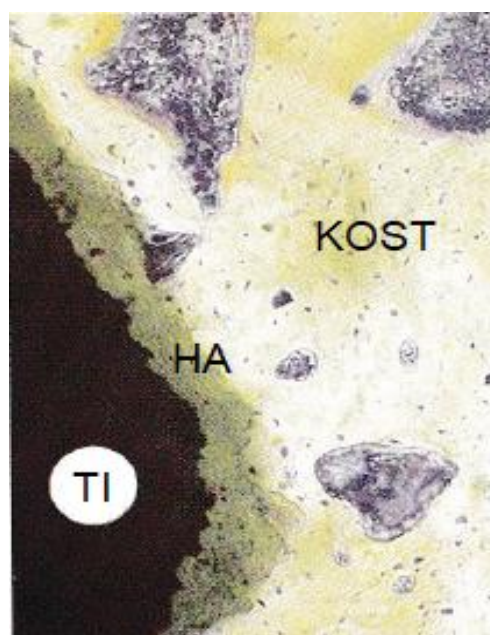
Ke špatné fixaci a uvolnění implantátu může dojít, pokud má aplikovaný povlak příliš mnoho amorfního fosforečnanu vápenatého (ACP) nebo α - a β -tri-vápenaté fosfáty (TCP). Vysoká koncentrace těchto dvou fází vede k rychlé tvorbě kosti na úkor dlouhodobější oseointegrace. Jejich rychlost rozpouštění se netýká jen krystalické chemie, ale také ovlivňují fyzikální parametry, jako je velikost roztavených částic, množství porezity uvnitř povlaku, přítomnost tepelně indukovaných trhlin nebo jiných defektů a krystalinity povlaku.

Poměr Ca / P:

Obecně platí, že fosforečnan vápníku s poměrem $Ca / P < 1,0$ nemohou být použity, kvůli vysoké rozpustnosti. Obsah vápníku v biologických apatitech je v poměru $Ca / P = 1,5$.

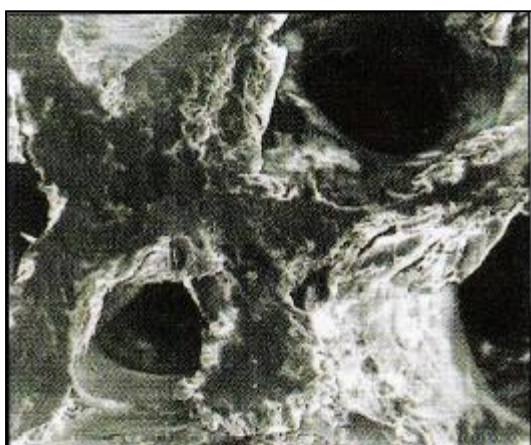
Biokompatibilita a biomedicínská funkčnost fosforečnanů vápenatých se liší, ale jsou zvláště patrné na hydroxyapatitu (HA) s $Ca/P = 1,67$ a na trikalciumfosfátu (TCP) s $Ca/P = 1,5$.

Naleptáním povrchu kyselinou fosforečnou, dochází ke snížení poměru Ca / P na povrchu HA z 1,67 na 1,50, což podporuje adhezi a diferenciaci osteoplastických buněk. Příznivá je také počáteční buněčná adhezní schopnost a smáčitelnost. Nicméně nevýhodou je snížení mechanické pevnosti v důsledku odvápnění Ca. Obecně platí, že mechanická pevnost lidské kosti je v rozmezí od 0,2 do 4 Mpa.



Obr. 8 Osteointegrace implantátu Ti s povlakem HA [21]

Při atmosférickém plazmovém nástřiku se zjistilo, že povlak obsahuje pouze 18% amorfního fosforečnanu vápenatého. Počáteční růst kostí se aktivuje, když povlak obsahuje vyšší procento amorfní fáze. Na obr. 9 a obr. 10 lze porovnat podobnost struktury mezi hydroxyapatitem a kostí.



Obr. 9 Struktura kosti [20]

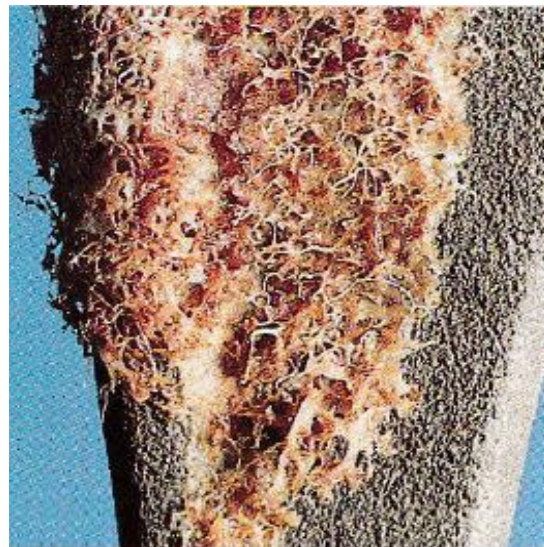


Obr. 10 Struktura Hydroxyapatitu [20]

Navzdory vynikajícím vlastnostem má hydroxyapatit omezené mechanické vlastnosti. Projevuje křehkost, špatnou pevnost v tahu a špatnou odolnost proti nárazům, to omezuje jeho použití při zátěžových situacích. Díky tomu byl vyvinut koncept aplikace HA na kovové implantáty v podobě povlaku. Implantát pokrytý HA kombinuje dobrou pevnost a tvárnost kovu a zároveň má vynikající biokompatibilitu a bioaktivitu.

2.2 Princip vazby kostí na implantát [26], [22], [29], [31], [45]

Jak již bylo zmíněno, bioaktivní materiály stimulují přímou vazbu mezi implantátem a okolní kostí. Zlepšují oseointegraci poskytující funkční spojení mezi kostí a povrchem implantátu. Tato vazba kostního implantátu je jedním z nejdůležitějších faktorů fixace a funkce implantátu. HA povlaky dosahují velmi silné vazby se živou kostní hmotou v poměrně krátkém čase a to i za zátěžových podmínek a za přítomnosti mezery. Po implantaci v prostorech mezi granulemi hydroxyapatitu dochází k novostavbě kostní tkáně. Vytváří se spojení syntetického materiálu a živé kostní tkáně. Na obrázku 11 je možné vidět tvorbu kosti v blízkosti implantátu po 9 měsících od operace.



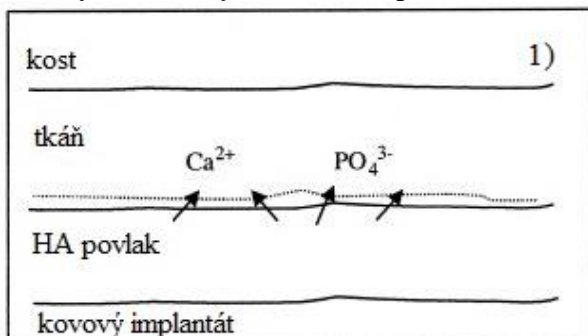
Obr. 11 Tvorba kosti na povrchu implantátu [22]

Proces může být popsán následovně:

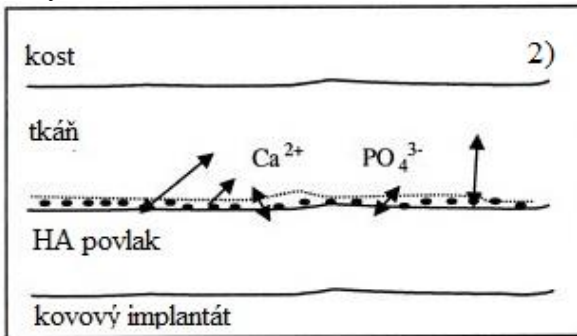
U biomateriálů použitých v kontaktu s kostí, je žádoucí zvýšit růst apatitu na povrchu implantátu.

1) Předpokládá se, že proces je zahájen rozpuštěním HA povlaku po implantaci. Jsou uvolňovány vápenaté a fosfátové ionty (obr. 12), které způsobují vzestup koncentrace vápníku a fosfátových iontů v místním prostředí kolem povlaku. Vzniká chemická vazba mezi kostí a biomateriálem.

2) Vysrážení krystalů na HA povlaku a iontová výměna s okolními tkáněmi (obr. 13).



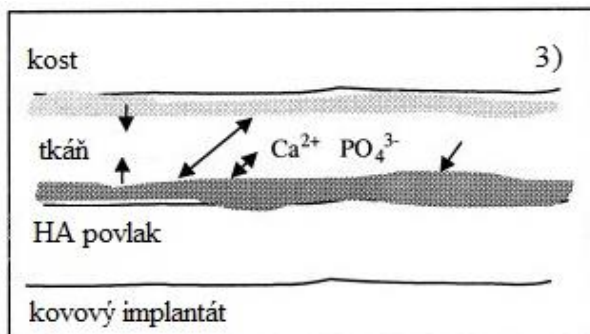
Obr. 12 Rozpuštění HA povlaku [29]



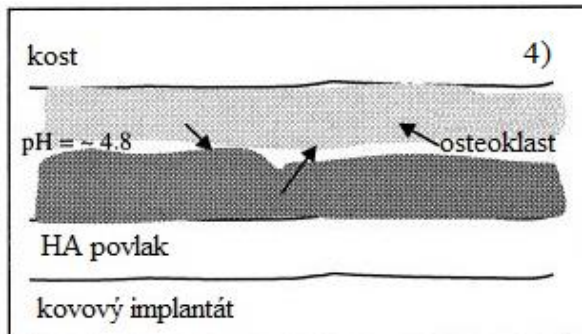
Obr. 13 Iontová výměna [29]

3) Vytvoření vrstvy mikro a makrokrystalů fosfátu vápenatého s vytvořením kolagenní matrice a růstu kostí k implantátu (obr. 14). Počáteční růst kostí se vyskytuje, když povlak obsahuje vyšší procento amorfni fáze. Jeho rozpouštění zvyšuje lokální koncentraci iontů vápníku a fosfátů a následné vysrážení kalcium fosforečnanu vápenatého s kompozicí podobnou nativní kosti.

4) Vysrážená apatitová vrstva slouží jako substrát pro následnou fixaci kostí. Tyto sraženiny přitahují osteoblasty, které indukují růst kostí směrem k implantátu (obr. 15). Současně osteoklasty remodelují nativní kost, která obklopuje implantát. Vytvářejí lokální pH přibližně 4,8. Vedou k rychlé resorpci karbonátu hydroxyapatitu v kostní minerální fázi i v hydroxyapatitovém povlaku. Osteoklastové buňky rozpouštějí uhličitanové sraženiny, protože nová přirozená kost se rozrůstá do trhlin.



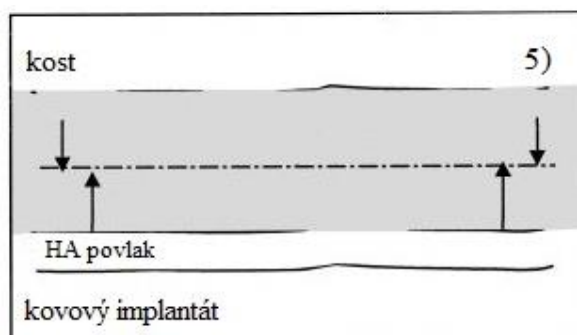
Obr. 14 Počáteční růst kostí [29]



Obr. 15 Kost se rozrůstá do trhlin [29]

5) Rozhraní kostního implantátu je podrobena dalšímu zvětšení a remodelování kostí. Biologická fixace může být dosažena obousměrným růstem vazebné vrstvy (obr. 16). Proteiny z těla slouží jako buněčné receptory a adsorbují na povrch apatitu, čímž se buňky mohou připojit k implantátu.

Vysoká koncentrace amorfního fosforečnanu vápenatého (ACP) nebo α - a β -tri-vápenaté fosfáty (TCP) vede k rychlé tvorbě kosti na úkor dlouhodobější osseointegrace. Naopak, nedostatečné množství těchto sloučenin nedokáže přilákat potřebné osteoblasty k zahájení fixace. Vyšší koncentrace HA uzavírá porezitu podkladového kovového povrchu, následkem je nedosažení odpovídajícího přilnutí implantátu a přirozené kosti.



Obr. 16 Fixace kosti na implantát [29]



Obr. 17 Bioaktivní povrch [45]

Vznik vazby:

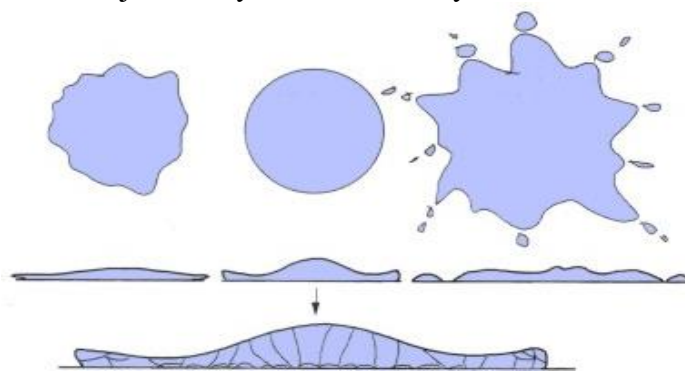
Podporou tvorby kostního minerálu na povrchu implantátu urychluje BIO povrch vznik funkčního rozhraní implantát-kost a poskytuje implantátu rostoucí sekundární stabilitu, již v nejčasnějších fázích hojení (Obr. 17). Tento jev umožňuje zkrácení hojící doby a bezpečnou aplikaci nejmodernějších léčebných protokolů zahrnujících časné i okamžité zatížení implantátu.

Mechanická zátěž se obvykle urychluje resorpcí povlaku, remodelováním kostí a růstovými procesy. Rychlejší rozpouštění nebo resorpce pravděpodobně povedou k rychlejší a silnější fixaci v počátečním období implantace, ale může také vést k rozpadu povlaku s rychlou ztrátou vazebné pevnosti a mechanické fixace, delaminací a tvorbou částic, které jsou uvedeny jako potenciální komplikace. Naproti tomu pomalá kontrolovaná resorpce může dovolit okolní kosti možnost nahradit resorbovaný povlak a udržet dlouhodobou stabilitu. Vlastní vznik vazby je však složitý a zahrnuje mnoho faktorů. Včetně faktorů souvisejících s implantací, jako je výběr vhodných kovů materiálu, povrchovou úpravou, tvarem nebo mechanickým zatížením. Faktory ovlivňující výkon HA povlaku zahrnují jeho složení, fyzikální a mechanické vlastnosti.

2.3 Struktura žárově nanášeného HA povlaku [33], [9], [35], [37], [17]

Mezi faktory charakterizující kvalitu žárově stříkaného povlaku řadíme nenatavené nebo částečně natavené částice, oxidické vměstky, metastabilní fáze a póry (obr. 19).

Lamelární mikrostruktura povlaku je tvořena jednotlivými deformovanými částicemi, tzv. splaty, které vyplňují mezery povrchu. Typické tvary splatů jsou zobrazeny na obrázku 18. Splaty jsou ovlivněny rychlostí a teplotou částice dopadající na materiál. Záleží i na teplotě samotného materiálu. Ideální splat má tvar disku. Tvaru lze dosáhnout zvýšením teploty součásti. Tím se zlepšuje smáčivost povrchu a oblast tuhnutí se rozšíří. Naopak podstatný rozdíl mezi teplotou letící natavené částice a teplotou součásti, způsobuje rychlé ztuhnutí střední části splatu. Po úplném ztuhnutí jsou okraje splatu nepravidelné. Rychle ochlazená částice po dopadu na povrch součásti způsobuje krystalizaci velmi jemných zrn a zabraňuje segregaci rovnovážných fází. Rozložení prvků ve struktuře je homogenní, kromě oxidů, které vznikly na povrchu horké částice během letu na povrch materiálu.

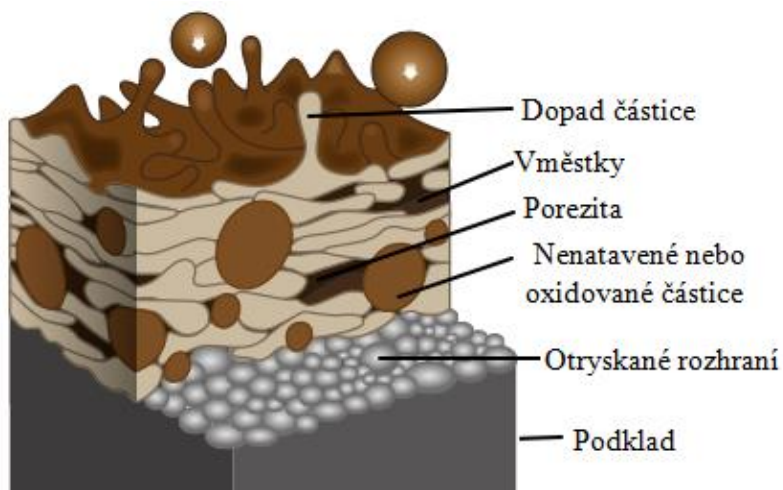


Obr. 18 Možné druhy splatů [9]

2.3.1 Oxidické vměstky [37], [8], [17]

Oxidické vměstky ve struktuře jsou považovány jako hlavní faktor charakterizující kvalitu povlaku. Vznikají vlivem vysoké teploty na povrchu povlaku nebo při interakci okolní atmosféry s letící částicí. Teplota částice a doba letu má vliv na oxidaci povrchu a množství oxidů ve struktuře.

Přítomné oxidy ve struktuře jsou definovány jako tmavé, podlouhlé útvary. Způsobují křehkost a tvrdost povlaku, pokud je koncentrace povlaků orientována pouze na jednom místě, může dojít ke snížení kohezní pevnosti povlaku. Vměstky se snažíme ve většině případů minimalizovat. V některých případech jsou oxidické vměstky žádoucí, především kvůli zvýšení odolnosti proti opotřebení nebo kvůli snížení tepelné vodivosti.



Obr. 19 Schéma řezu žárově nastříkané vrstvy [8]

Obsah oxidů ve struktuře povlaků lze snížit pomocí těchto parametrů:

- Snížit teplotu nástřiku;
- Upravit velikost nanášeného prášku;
- Snížit teplotu částic a depoziční vzdálenost;
- Zabránit interakci s atmosférou.

2.3.2 Porezita [24], [25], [26], [28], [13], [37], [38]

Obecně je pórovitost příčinou přítomnosti různých povrchových nehomogenit. Následkem vysokého obsahu pórů je horší kvalita povrchu, celkové snížení tvrdosti povlaku a kohezní pevnosti. Největším zdrojem porezity je vysoký počet špatně natavených a nenatavených částic. Způsobuje odlupování a praskání povlaku, přičemž množství přesahující 10 % porezity tvoří průchozí kanály pro korozi a oxidaci substrátu.

Porezita HA povlaků:

Ovšem v našem případě je vyšší obsah pórů záměrný, jelikož ovlivňuje fyzi chemické interakce implantát - hostitel. Implantáty s porézními povrchy zlepšují fixaci a tvoří silnější vazbu mezi kostí a implantátem. Povlaky tepelných bariér a jejich schopnost tepelně izolovat je zajištěna vysokou mírou porezity. Keramická tepelná bariérová vrstva poskytuje tepelnou ochranu podkladovým materiálům. Vrstva funguje jako štít, který chrání podkladové kovové části před erozí a korozi. Kovová vazba má chránit podkladový substrát ze slitiny před oxidací, vyrovnávat tepelný nesoulad mezi vrchním povlakem a substrátem a zabráňovat interdifuzi elementů v substrátu a pojivovém povlaku. TBC přispívají ke snížení teploty kovu, čímž se zlepšuje trvanlivost součástí. Obvykle má systém TBC čtyřvrstvou strukturu: keramickou tepelnou bariérovou vrstvu, vrstvu kovového pojivového povlaku, vrstvu oxidu tepelně vypěstovanou mezi vrchní vrstvou, povlakem a substrátem.

Účelem medicínských speciálních povlaků na bázi hydroxyapatitu je snížit opotřebení implantátu a zlepšit přilnavost v okolní části. K tomuto účelu jsou vhodné povlaky s vyšší mírou porezity a vyšší povrchovou drsností. Ha je vysoce hutná keramika se zdánlivou porezitou 1,7 %.

Vznik porezity :

- Špatná vzájemná koheze splatek a praskání splatek;
- Malá smáčivost splatek a povrchu substrátu;
- Smrštění materiálu při tuhnutí;
- Mezery mezi nenatavenými nebo špatně natavenými částicemi

Částice dopadající na povrch materiálu mohou být kapalné, tuhé nebo kombinované v závislosti na teplotě. Zcela protavené, tekuté částice po dopadu jednoduše zaplní nerovnosti povrchu a póry. Tuhé nenatavené částice se většinou od povrchu odráží, pokud ulpí a uchytí se k povrchu, stávají se součástí struktury povlaku. Mezi těmito částicemi vznikají mezery a póry, protože nejsou v kontaktu s předchozími splateky a dopad dalších částic už nemůže zaplnit vzniklé póry. Čím je energie částice při dopadu vyšší, tím je rozptřeni částic lepší. Dochází ke zlepšení vzájemné koheze splatek a ke snížení míry porezity.

Další příčinou porezity mohou být nástřiky pod špatným ostrým úhlem tzv. stínění. K zamezení vzrůstu míry porezity nástřiku pod ostrým úhlem je vhodné udržovat větší úhel nástřiku než 30° a používat vhodně navržené krytování. Přítomnost nevhodně navrženého krytování nebo ostrých hran vede k lokálnímu zvýšení porezity.

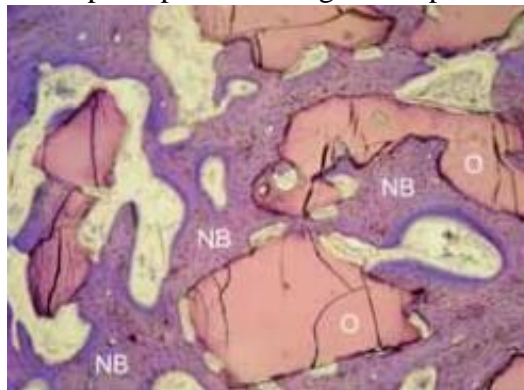
Póry vznikají v okolí oxidických částic, kvůli rozdílné míře smáčivosti vůči základnímu materiálu. Lokálně zhoršená smáčivost spolu s vlivem vnitřního pnutí může vést až ke vzniku prasklin povlaku. Příčinou je rozdílný koeficient teplotní roztažnosti mezi oxidy a materiálem.

Množství porezity lze ovlivnit:

- mírou protavení částic;
- jejich kinetickou energií;
- v okamžiku dopadu a úhlu dopadu.

2.4 Problematika hydroxyapatitu [26], [28], [29], [38]

Vzhledem k dlouhodobé stabilitě HA povlaků je jedním z důležitých problémů resorpce a rozložitelnost v biologickém prostředí. To může vést k rozpadu povlaku. Degradace povlaku postupně vede ke ztrátě pevnosti vazby mezi povlakem a substrátem. Nejdůležitějším aspektem je kvalita HA povlaku, protože ovlivňuje hlavní faktory fixace implantátu a jeho dlouhodobou stabilitu a také samotný růst kostní hmoty zobrazený na obrázku 20. Částice materiálu HA 6 měsíců po implantaci jsou obklopeny vitální novotvořenou kostí (NB). Nově tvořená kost je i uvnitř makropórů materiálu (O). Barveno toluidínovou modří. Degradace HA se obvykle vyskytuje v důsledku extrémně vysoké teploty plazmového nástřiku. Vede k tvorbě sekundárních fází. Aby se zabránilo rozpouštění těchto sekundárních fází, musí se dosáhnout nižší teploty plazmového paprsku. Fáze zahrnují převážně amorfní fosforečnan vápenatý (ACP), fosfáty α - a β -tri-vápenaté (TCP) a hydroxyapatit (HA). Uvedená relativní biologická rozpustnost těchto sloučenin je následující: ACP » α - nebo β -TCP » HA.



Obr. 20 Částice materiálu HA (6 měsíců po implantaci) [44]

Kritické specifikace kvality HA povlaků zahrnují:

- Čistotu složení fáze a krystalinitu;
- Poměr Ca / P;
- Mikrostrukturu, porezitu, povrchovou drsnost;
- Tloušťku a typ implantátu;
- Texturu povrchu.

Všechny tyto proměnné vedou k různým mechanickým vlastnostem, jako je kohézní pevnost, pevnost v tahu, pevnost ve smyku, Youngův modul, zbytkový stres a únavovou životnost. Výsledkem kritických specifikací je odlišná bioaktivita a trvanlivost hydroxyapatitového povlaku. Zbytková napětí jsou přítomna v blízkosti rozhraní mezi kovovým substrátem a povlakem, kvůli rozdílu koeficientů tepelné roztažnosti mezi oběma materiály. Tato napětí se mohou lišit v závislosti na chlazení substrátu, parametrech nástřiku a tloušťce povlaku. Obecně se předpokládá, že zvýšená tloušťka povlaku a teplota vzorku při plazmovém nástřiku jsou hlavními důvody pro zbytková napětí.

Problematika ohledně plazmového nástřiku HA zahrnuje:

- Indukované chemické změny vedoucí k odchylce od stechiometrie a rozkladu;
- Amorfizace při nástřiku;
- Indukované napětí způsobené rychlým ohřevem a chlazením;
- Úplná kvantifikace fází (včetně amorfní fáze) po nástřiku.

❖ Mechanické vlastnosti

Mechanické vlastnosti jsou důležité pro dlouhodobý výkon implantátů. Podle navržených norem musí být pevnost ve smyku $\tau = 22 - 29$ MPa. Minimální pevnost v tahu pro povlak by měla být $R_m = 51$ MPa. Materiál vykazuje pevnost v ohybu 60 MPa a pevnost v tlaku $R_{mt} = 200$ MPa. Pevnost srůstu s kostní tkání měřená testem push out, tedy stříhovým namáháním je po dvou měsících implantace $R_m = 19$ MPa a po 4 měsících $R_m = 29$ MPa.

Při zkoušce tahové adheze dochází k běžnému selhání povrchu povlaku a substrátu spíše než uvnitř povlaku. Pevnost pojiva HA povlaku je kromě povlakových vlastností také vztažena k tloušťce povlaku, stejně jako k typu implantátu. Přiměřený Youngův modul je pro implantát rozhodující, aby nedošlo ke stresu a resorpci kostí, a také určuje únavové chování povlaku při cyklickém zatížení.

❖ **Tloušťka**

Tloušťka HA povlaku ovlivňuje jeho resorpci i mechanické vlastnosti. Tlusté povlaky vykazují horší mechanické vlastnosti. Optimální tloušťka je $t = 50 \mu\text{m}$, u povlaků silnějších než $t = 100 \mu\text{m}$ se objevuje únavové selhání. Zároveň tloušťka $t = 50 \mu\text{m}$ má také výrazně vyšší pevnost ve smyku, než například $t = 200 \mu\text{m}$ povlak.

❖ **Čistota a krystalinita**

Výchozí látkou povlaku je plně krystalický čistý prášek HA. Obvykle se vyrábí chemickým vysrážením ze směsi roztoku obsahujícího iont vápenatý a roztoku obsahujícího fosforečnan, dále následuje proces kalcinace. Po plazmovém nástřiku se čistota a krystalinita HA snižuje, kvůli rozkladu hydroxyapatitu při vysoké teplotě a rychlosti ochlazování. Hydroxyapatit je velmi stabilní v tělesné tekutině, ale rychlost rozpouštění dalších fází vzniklých při nástřiku je mnohem vyšší, než HA. Fázové složení HA povlaků závisí na výběru výrobních parametrů. Rychlejší rozpouštění produkuje přesycené prostředí, které umožňuje, že fyziologicky produkované HA se vysráží na povlaku a zvýší růst kostí. Zároveň vede k resorpci nebo degradaci povlaku. Pro získání HA povlaků s předvídatelnými vlastnostmi, musí být efektivně navržena jak čistota, tak krystalinita HA.

HA povlak:

- Chemická čistota HA s nejvyšší mírou $> 90 \%$ s poměrem $\text{Ca} / \text{P} = 1,67$.

Měření krystalinity se provádí rentgenovou diffrakcí, doplněnou infračervenou spektroskopií. Při měření je zvažována nižší krystalinita způsobená ochlazením z vysokých teplot, ale i amorfní fáze. Růst kosti se objevuje rychleji, když má povlak vyšší obsah amorfní fáze, kvůli rychlejšímu počátečnímu rozpouštění. Rychlá resorpce povlaku HA může vést k ztrátě fixace a lepení povlaku, tj. uvolnění implantátu nebo dochází k tvorbě nečistot.

❖ **Mikrostruktura, porezita a drsnost**

Porezita je charakteristická vlastnost všech povlaků. Výrazný vliv na velikost pórovitosti má především dopadová rychlost a dopadový úhel částic. Určité množství pórů nebo mikrotrhlin je příznivé pro dosažení vysoké úrovně odolnosti proti tepelnému šoku. Mikrotrhliny a póry mohou sloužit jako pole koncentrace napětí, kde dochází k poškození a namáhání povlaku. Vysoké procento získané porezity 70% je však vhodné pro osteoblastové buňky. V případě jemných práškových surovin a velmi vysokého stupně vstřikovacího výkonu, se objeví mikrotrhliny. HA povlaky mohou selhat delaminací nebo uvolněním potahových segmentů. Možnost je zvýšena pro povlaky s vysokou krystalinitou. V povlacích je více částečně roztavených částic a vyšší pórovitost, což vede ke špatné soudržnosti a vazebné síle. Pokud jsou povlakové segmenty nebo částice zbytků v blízkosti implantátu příliš velké, tělo není schopno je rozpustit. Důsledkem je snížení místního fyziologického pH v pokusu o rozpouštění částice. Nižší pH může vést k degradaci povlaku.

Drsnost povrchu HA povlaku také ovlivňuje rozpouštění a přilnutí kosti na povlak součásti nebo růst kostí. Implantována povrchová vrstva je v přímém kontaktu s kostí a tělesnou tekutinou. Vysoká drsnost povrchu zvýší rozhraní implantátu s kostní tkání a tím zvýší rychlost rozpouštění a srážení apatitu.

2.5 Kovové implantáty [26], [1], [29], [34], [41], [42]

Po implantaci by ideální materiál implantátu (obr. 21) měl nést funkční zátěž a integrovat s hostitelskými kostními tkáněmi, tudíž by měly mít podobné vlastnosti jako lidské kosti. Tyto biokeramické látky jsou však tak křehké, že nemohou nést funkční zatížení. Špatné mechanické vlastnosti objemové HA keramiky poskytly impuls k výzkumu HA povlaků na kovových substrátech. Je zachována biokompatibilita a zároveň zlepšeny mechanické vlastnosti.

Titanové implantáty:

Historicky jsou slitiny na bázi titanu nejčastějším materiálem pro tento účel. Je známo, že jsou v lidském těle přijatelným kovem. V současné době se používá 80% kovových materiálů v ortopedických aplikacích. Přestože čisté titanové slitiny mají vynikající mechanické vlastnosti a biokompatibilitu, a v klinických aplikacích se staly široce používanými materiály implantátů, nemohou se dobře integrovat s okolní hostitelskou kostní tkání kvůli špatné bioaktivitě.

HA povlak na kovových substrátech:

Hlavním důvodem je udržení mechanických vlastností kovu. Je využito nosnosti implantátu a současně využití chemické podobnosti a biokompatibility povlaku s kostí.

Kovové materiály, které se běžně používají jako implantát:

- Titan (Ti);
- Slitina Ti-6Al-4V;
- Nerezová ocel;
- Slitiny na bázi CoCr.

Běžně se používají pro své vynikající vlastnosti z hlediska statické a dynamické mechanické pevnosti, např. dobrá odolnost proti korozi a přiměřená únavová životnost.

Ti-6Al-4V:

Slitiny vykazují mnoho žádaných vlastností, jako je biokompatibilita, vysoká odolnost proti korozi, dlouhodobá spolehlivost, vynikající poměr pevnosti k hmotnosti. Z toho důvodu jsou široce používány v ortopedických aplikacích. Příklad titanového implantátu určeného pro totální endoprotézu kyčelního kloubu je v příloze 2. Tyto slitiny jsou mnohem tužší než kortikální kosti, následkem je nižší resorpce kostí kvůli nižšímu Youngovu modulu. Jejich odolnost proti korozi je přičítána pasivační vrstvě na povrchu implantátu, která se může snadno opotřebovat. Při opotřebování dochází k selhání v důsledku reakcí elektrických článků mezi pasivovanými a nepasivovanými vrstvami.

Dalším důležitým faktorem, který je třeba zvážit je koeficient tepelné roztažnosti, kde je opět shoda mezi titanem ($9 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$) a hydroxyapatitem ($12 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$).

Menší rozdíl v tepelné roztažnosti je důležitý pro minimalizaci zbytkových napětí v povlaku. Dodatečnou výhodou slitiny Ti je nízká hustota a dobrá kapacita pro spojování kostí.



Obr. 21 Titanový Ti-6Al-4V implantát [1]

3 ŽÁROVÉ NÁSTŘIKY [33], [11]

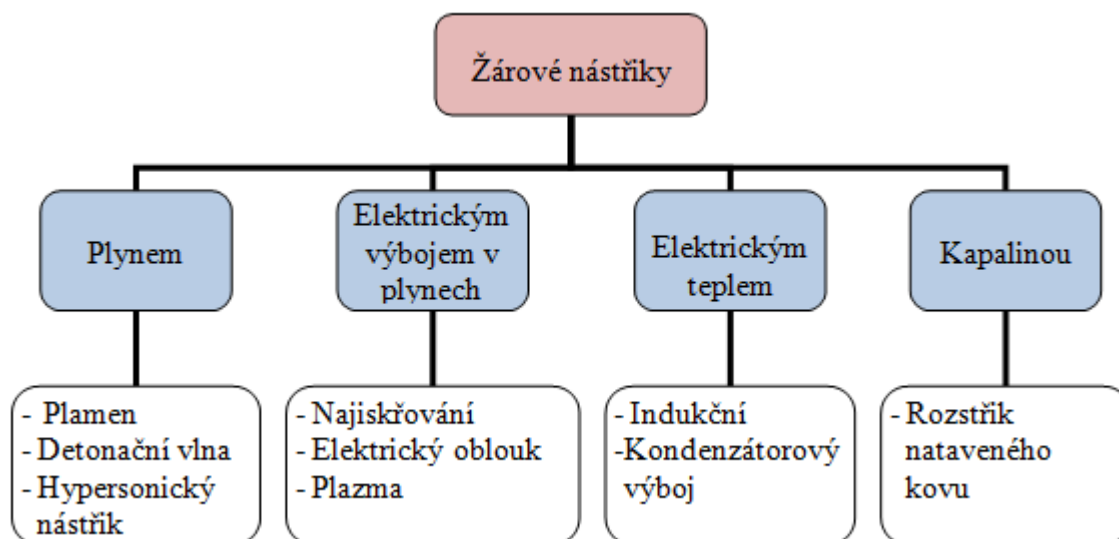
Žárový nástřík je tepelně mechanický proces sloužící pro vytváření ochranného povlaku. Používáný v mnoha odvětvích průmyslu. Aplikace žárově stříkaných povlaků se zaměřuje na zvýšení kvality povrchu. Tato vysoce kvalitní a ekonomická technologie přizpůsobuje povrchové vlastnosti součásti provozním podmínkám. Výsledkem je prodloužení životnosti stříkaného materiálu a navíc vede ke zvýšení bezpečnosti a spolehlivosti součásti.

Povlaky disponují vynikajícími vlastnostmi jako:

- Odolnost proti mechanickému opotřebení;
- Odolnost vůči korozi, oxidaci i proti agresivnímu chemickému působení;
- Odolnost proti vysokým teplotám, žáruvzdornost;
- Biokompatibilitnost, zdravotně nezávadné povlaky.

Metody žárového nástříku

Technologie žárových nástříků jsou rozděleny podle typu zdroje energie potřebného pro natavení přídavného materiálu a podle typu přiváděné energie. Na základní rozdělení navazují jednotlivé technologie provádění žárového nástříku, přehled je uveden na obr. 22.



Obr. 22 Přehled metod žárových nástříků pro vytváření povrchových povlaků [11]

Podle druhu tepelného zdroje používaného k natavení nanášeného materiálu lze metody rozdělit do dvou skupin:

- Tepelná energie hoření směsi kyslíku a paliva:
 - Detonační nástřík: D-Gun;
 - Nástřík plamenem;
 - Vysokorychlostní nástřík plamenem: HVOF (Hight Velocity Oxygen Fuel)
- Tepelná energie elektrického zdroje:
 - Nástřík elektrickým obloukem: TWAS (twin wire arc spraying)
 - Plasmatický nástřík: APS (air plasma spraying); VPS (vacuum plasma spraying)
 - RFPS (radio-frequency plasma spraying)

Jednotlivé technologie používané pro nanášení přídavného materiálu a jejich základní charakteristiky jsou shrnuty v tabulce č. 3

3.1 Ekonomické srovnání jednotlivých technologií [11], [8]

Rozhodující faktor pro zavedení technologie žárového nástřiku je ekonomický faktor, při kterém je z pravidla posuzována pořizovací cena zařízení a její návratnost. Dále nás zajímají provozní náklady zvažující jednotku plochy povlakované součásti nebo jednotku hmotnosti nanášeného přídavného materiálu.

Ekonomické propočty jsou závislé na okamžitých cenách zařízení, které se s časovým obdobím mění. Provozní náklady jsou velmi závislé na ceně vody i energie. V tabulce 2 je pro porovnání uvedeno přibližné srovnání metody žárového nástřiku plazmou, plamenem a elektrickým obloukem z hlediska pořizovacích nákladů na zařízení a z hlediska provozních nákladů dané metody. Jedná se o velmi přibližné porovnání, přičemž cenová relace je zachycena v rozpětí uvedených součinitelů.

Tab. 2 Porovnání metod žárového nástřiku z hlediska pořizovacích a provozních nákladů [11]

Technologická metoda žárového nástřiku	Pořizovací náklady	Provozní náklady
Žárový nástřik plazmou	17 až 30	20 až 30
Žárový nástřik el. Obloukem	3 až 5	1
Žárový nástřik plamenem	1	8 až 12

Tab. 3 Základní charakteristiky jednotlivých technologií žárových nástřiků [8]

Technologie	El. oblouk	Plamen	HVOF	Plasma
Forma materiálu	drát	prášek/drát	prášek	prášek
Teplota plamene[°C]	3000-6000	2700-3000	3000	5000-25000
Rychlost částic[m/s]	50-150	80-100	400-800	80-300
Pórovitost %	7 - 15	10 - 18	0,5 - 3	2 - 8
Přilnavost MPa	10 – 20	do 15	40 – 90	13 – 50
Typické materiály	kovy, slitiny, cermety	kovy, slitiny, plasty	kovy, slitiny, cermety	keramika
Vlastnosti povlaku	větší tloušťka, vyšší hustota	vyšší porézita a obsah oxidů	velká hustota, tlakové pnutí	porézní u keramik
Vhodné aplikace	otěru-vzdorné povlaky, renovace	méně náročné aplikace	ochrana proti opotřebení a korozi	tepelné bariéry, izolátory

3.2 Plazmatický nástřík [27], [10], [17], [42], [11]

Mezi mnoha dostupnými technikami nanášení vrstev HA povlaku na kovové substráty je pro medicínské účely nejvhodnější způsob právě plazmatický nástřík (obr. 23), je zobrazen na obrázku 15. Důvodem je dosažení vyšší kvality nanesených povlaků. Plazma je definována jako čtvrtý stav hmoty, ostatní tři jsou pevný, kapalný a plynný stav. Plazma je částečně ionizovaný plyn sestávající z nabitých částic, které mají vysokou kinetickou energii a jsou obvykle při velmi vysokých teplotách v řádech přibližně 10 000 K.



Obr. 23 Plazmou nanášený HA povlak na kovové implantáty [10]

Plazma je vhodná pro nástřík všech materiálů, které jsou stabilní až do teploty tavení. Do této kategorie spadá většina keramik, cermetů i kovů. Pro cermety může být vysoká teplota nevýhodná, jelikož může způsobovat oxidaci a změnu fázového složení.

Vysoká teplota a rychlost dopadajících částic má za následek velmi jemný povlak s hustou strukturou. Výborná je i adheze k základnímu materiálu.

Princip plazmatického nástříku:

Pochopení plazmového paprsku lze získat zjednodušeným vysvětlením plazmatu z mechaniky plynu. Vlastností plynu jsou primárně závislé na pohybu svých molekul. Během tohoto pohybu si molekuly neustále vyměňují energii a navzájem se srážejí. Když je určité množství energie dodáváno plynu, rychlost molekul se zvyšuje, kolize se stávají častějšími a teplota plynu se zvyšuje. Pokud je rychlost dostatečně velká, molekuly plynu se při vzájemných srážkách rozpadají na atomy. Tento proces známý jako disociace. Při použití vyšší energie, například z vysokého elektrického pole, jsou vytlačeny i elektrony tvořící atomové kryty. Tento proces se nazývá ionizace.

Po ionizaci je uvolněný elektron ve vyšším stavu energie a brzy se vrátí na svou původní cestu, aby minimalizoval svou energii. Tím se elektron stabilizuje a uvolňuje energii ve formě kinetické nebo elektromagnetické energie, což je rozdíl mezi energií ionizovaného elektronu a energií elektronu v jeho původní dráze. Konečným výsledkem celého disociačního a ionizačního procesu je plazma, která obsahuje elektricky nabitě částice.

Plazma je však neutrální, protože obsahuje stejný počet elektricky pozitivních a záporných nábojů. Také procesy disociace a ionizace jsou tepelně vyvážené. To znamená, že je závislá na teplotě, kde je dosaženo rovnováhy mezi disociačními a ionizačními procesy a vhodnými reverzními reakcemi.

V praxi se používají dvě koncepce plazmových hořáků. První je hořák s kapalinovou stabilizací plazmového hořáku a druhý se širším rozšířením s plynovou stabilizací plazmového hořáku.

Plazmatický nástřik se dělí na tři základní typy:

- Atmosférický plazmatický nástřik APS
- Vakuový plazmatický nástřik VPS
- Nástřik pomocí radiofrekvenčního plazmatu RF plazma

Rozdílná konstrukce zařízení může vést k odlišným charakteristikám procesu. S konstrukcí hořáku a použitým plynem souvisí teplota a rychlost proudu plazmatu. Pro plazmatický nástřik se používá převážně argon (Ar) s příměsí plynu, který zvyšuje entalpii. Argon tvoří nízkoenergetické plazma. Používá se ve směsi s vodíkem 5 – 15 % H₂ nebo s heliem 20 – 50 % He. Obsah oxidických částic je závislý na technologii nástřiku.

U APS nástřiku se mísí inertní plyn s plyny v atmosféře. Může dojít k reakci s letícími natavenými částicemi, což způsobuje tvorbu oxidických vměstků ve struktuře. Při nástřiku v komoře s inertním plynem nebo při VPS nástřiku je interakce s částicemi vyloučena. Oxidy jsou ve struktuře zcela eliminovány. Výsledná trajektorie částice je závislá na rychlosti a hmotnosti částice prášku a také na úhlu, kterým vstupuje do proudu plazmatu. Výsledná rychlost je dána rychlostí nosného plynu, tedy kombinací průtoku nosného plynu a průměru přívodních trysek.

Existuje několik hlavních způsobů generujících plazmu, které se v současné době používají při zpracování materiálů:

- Plazmatický nástřik v řízené atmosféře (APS):

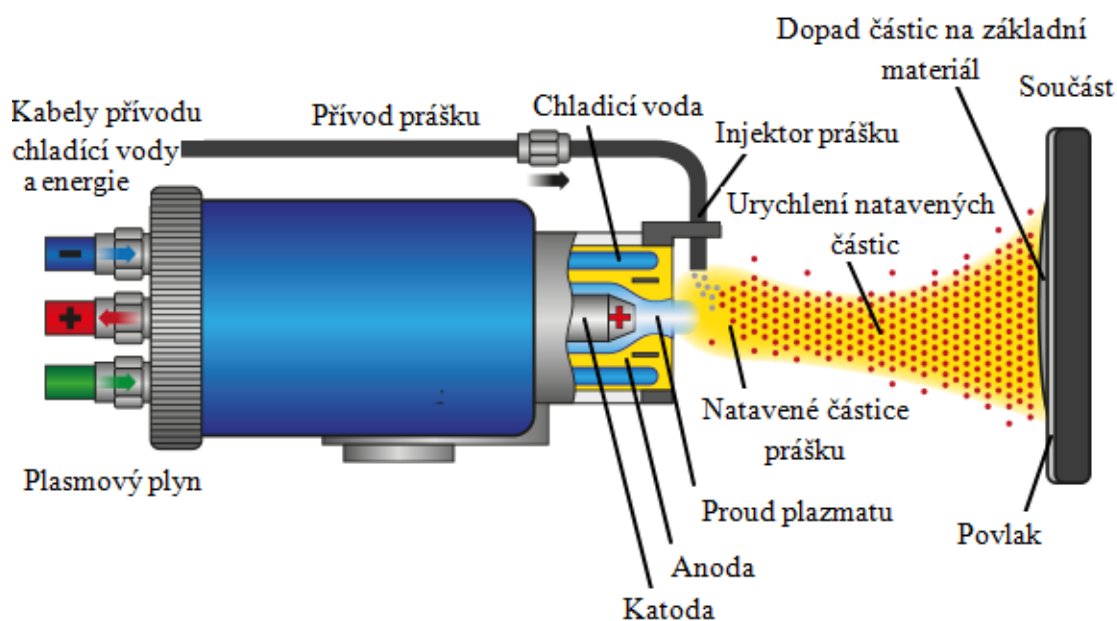
Nástřikové systémy jsou navrženy tak, aby nahradily reaktivní atmosféru inertních plynů a omezily přístup reaktivním plynům k částicím pomocí sníženého tlaku. Hlavním důvodem je přítomnost N₂ v okolní atmosféře, ten reaguje s letícími částicemi, čímž vznikají oxidické vměstky ve struktuře povlaku.

- Nástřik ve vakuu (VPS):

Charakteristické pro nástřik ve vakuu je vakuový systém s chlazením nástřikové komory a dálkovým ovládním pistole. V porovnání s plazmatickým nástřikem v řízené atmosféře lze sledovat určité rozdíly. Struktura substrátu neobsahuje oxidické vměstky, přičemž lze předejít samotný povlak spolu se substrátem na vysokou teplotu. Rozhraní mezi povlakem a substrátem je čistější a je možná větší tloušťka povlaku. Proud plazmatu je širší a delší, depoziční vzdálenost je prodloužena a vede k větší rovnoměrnosti a rozšíření stopy nástřiku. Výsledkem je kvalitnější povlak bez homogenit.

3.2.1 Proces plazmatického nástřiku [17], [42], [7]

Žárový plazmový nástřik je proces, při kterém se přídavný materiál vstříkuje do vysokoteplotního plazmového paprsku, ve kterém jemně rozmělněný prášek v roztaveném nebo polotuhém stavu dopadá na předem připravený substrát (obr. 24). Používá se jako účinná a hospodárná metoda pro výrobu keramických povlaků na kovových substrátech a výrobu sypkých prášků.



Obr. 24 Schéma principu plazmového nanášení HA povlaku na kovový substrát [7]

Proces začíná hořením elektrického oblouku mezi elektrodami a může být zahřán na teploty okolo 6000 - 10000 K. První elektroda je válcová měděná anoda, která tvoří trysku plazmového hořáku a druhá je vodou chlazená wolframová katoda. Pro tvorbu plazmy elektrický oblouk částečně ionizuje plyn, jako je argon či jiný inertní plyn smíšený s plynem zvyšující entalpii. Mezi nejčastěji používané plyny zvyšující entalpii patří např. He, N₂ a H₂. Plazmový plyn je axiálně napouštěn do hořáku. Do něj je pomocí nosného plynu přiveden nanášený materiál v práškové formě.

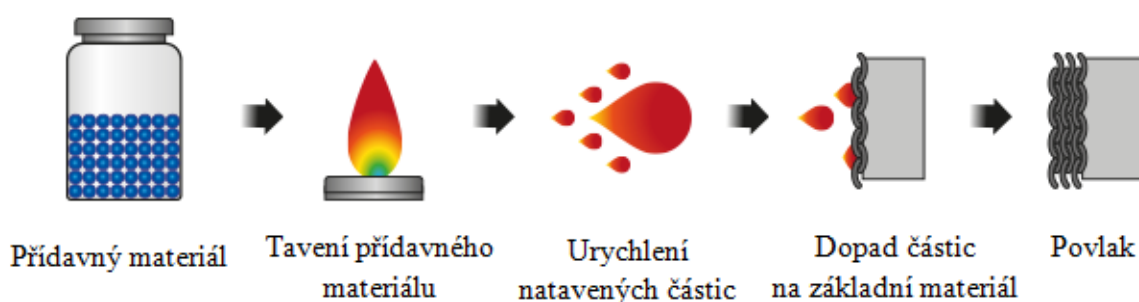
Prášek je promíchán, tak aby se získal prášek s poměrem Ca / P = 1,5. Tavení probíhá téměř okamžitě. Roztavené částice jsou urychlovány směrem k substrátu. Částice přídavného materiálu jsou během svého průletu paprskem tepelného zdroje vystaveny určitým reakcím, mezi které patří nasycování nanášeného materiálu plyny z okolního prostředí nebo oxidaci některých prvků. Dochází i k řízeným reakcím a výsledkem jsou požadované vlastnosti nanosené vrstvy. Když částice narazí na substrát, náhlé zpomalení způsobí zvýšení tlaku na kontaktní ploše, kde vznikají různé morfologie. Velmi nízká kinetická energie znamená špatný kontakt se substrátem a způsobuje, že se vzorek odrazí. Zatímco velmi vysoká kinetická energie způsobí jeho rozstřík. Povlak se skládá z množství lamel tzv. splatů, tvořených zploštěním kapiček přídavného materiálu. Vzhledem k výraznému rozdílu v teplotě prášku a substrátu, bude šíření kapky při nárazu omezeno hlavně procesem tuhnutí, který probíhá současně.

Obvykle je rychlost chlazení kapiček je $\sim 10^6$ Ks⁻¹ nebo větší. Z hořáku vystupuje plazma s teplotou okolo 20 000 K a entalpií, která vyjadřuje energii uloženou v termodynamickém

systemu. Nástřik plazmou se vyznačuje vysokou úrovní hluku, který se pohybuje od 125 až 150 dB a je provázena vysokou spotřebou energie 40 až 120 kW. Nástřiky jsou prováděny ve specializovaných provozovnách. Výhoda procesu spočívá v možnosti povlakovat malé i rozměrné a především složité součásti, které se těžce provádí jinými technologiemi.

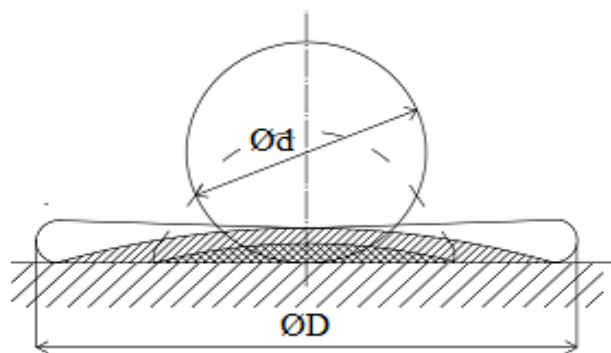
3.2.2 Tvorba povlaku na substrátu [17], [33], [35], [42], [8], [11]

Princip zobrazený na obrázku 25 spočívá v nanášení jemných natavených částic přídavného materiálu pomocí kinetické energie na předem připravený povrch základního kovu. Roztavená částice se po dopadu na základní povrch součásti deformuje, ulpívá na povrchu a po ztuhnutí vytváří příslušný ochranný povlak se specifickými vlastnostmi (obr. 26).



Obr. 25 Proces vytváření povlaku [8]

Žárový nástřik není založen na depozici jednotlivých atomů nebo iontů. Natavené nebo částečně natavené kapky materiálu dopadají na povrch a ulpívají pouze na povrchu ležícím v dráze letících kapek. Částice nanášeného materiálu mají teplotu blízkou liquidu a základní materiál má teplotu okolí. Při žárovém nástřiku nepřesáhne teplota povrchu 120° C. Povrch lze definovat jako rozhraní mezi okolím a pevným objektem na které jsou nanášeny povlaky, aby je chránily před působením okolních pevných těles, kapalin, či plynů. Vhodným typem povlaku je potlačena degradace nebo odstraněna degradace povrchu.



Obr. 26 Deformující se částice na povrchu základního materiálu. [11]

Povlaky jsou vytvářeny z druhů keramik a kovů, u kterých nedochází k rozpadu pod bodem tání. To umožňuje zdrsňený povrch základního materiálu, díky kterému dochází k mechanickému zakotvení povlaku. Správný technologický postup zamezí nežádoucím deformacím povlaku, jelikož zaručí teploty povlakovaných materiálů pod teplotou fázově-strukturálních přeměn (cca 80 - 120 °C).

Vzájemná koheze jednotlivých splatek určuje kvalitu spojení povlaku se substrátem. Adhezi ovlivňuje mechanické zakotvení dopadajících částic na nerovnostech povrchu. Vzájemnou kohezi splatek určují stejné parametry jako pro zakotvení na materiálu. První vrstva částic je v přímém kontaktu s povrchem součásti. Po ztuhnutí na vrstvu dopadají další částice, určující pevnost povlaku, protože záleží na pevnosti spojení nově dopadajících částic s předcházející vrstvou. Povrch materiálu je potřeba upravit tzv. tryskáním, tento proces se provádí před žárovým nástřikem.

3.2.3 Přídavné materiály [17], [8], [19], [11]

Materiály používané pro žárové nástřiky lze rozdělit do 3 kategorií:

- Přídavné materiály – prášky, dráty, tyčinky
- Krytovací materiály – pásy, plechy, gumy, umělé hmoty
- Zatěsňovací materiály – organické, anorganické

Významné zastoupení pro žárové nástřiky plazmou jsou přídavné materiály ve formě prášků. Hlavním důvodem je, že v současné době lze vyrobit všechny druhy přídavných materiálů v této formě. Vliv a velikost částic prášku je velmi významný, protože ovlivňuje mikrostrukturu a mechanické vlastnosti HA povlaků. Jak bylo uvedeno, je nutné, aby jednotlivé částice přídavného materiálu byly nataveny v průběhu nástřiku kvůli vhodné stavbě materiálu, tak aby se po dopadu na podložku deformovali do diskovitěho útvaru. Tvar částic práškového přídavného materiálu má vliv na transport přídavného materiálu do tepelného zdroje a záleží především na způsobu výroby přídavného materiálu. Nejčastějším způsobem výroby je rozprašování taveniny do plynného nebo vodního prostředí. Při rozprašování taveniny do plynného prostředí se používá dusík a argon, který brání nežádoucí nadměrné oxidaci rozprašovaných částic, jako jsou kovy a slitiny kovů. Tímto způsobem lze získat částice větších rozměrů a využívá se především u kovových přídavných materiálů. Částice kovů získávají kulovitý případně zaoblený tvar. Pro výrobu částic keramických materiálů jednotlivého typu je používán další velmi častý způsob výroby částic přídavného materiálu. Jedná se o mechanické drcení. Typický tvar částic je ostrohranný. Dalším způsobem výroby keramických prášků je výroba částic srážením z kapalně fáze nebo z plynů.

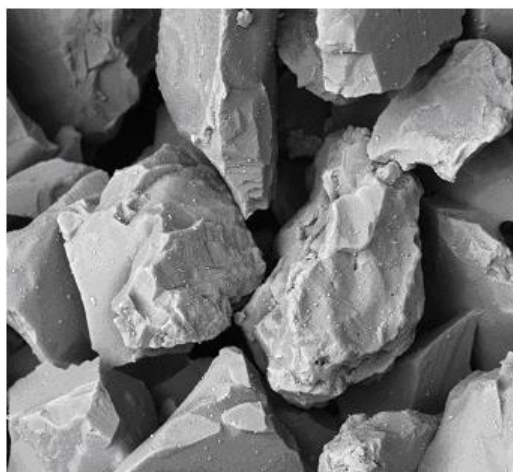
3.2.4 Metoda výroby práškového materiálu [17], [9], [11]

Prášky používané pro žárové nástřiky lze podle materiálu rozdělit na:

- Kovy (např. molybden, nikl) a slitiny (např. na bázi železa, niklu, kobaltu);
- Oxidické keramiky (např. Al_2O_3), Cermety (např. WC-Co);
- Karbidy (např. Cr_3C_2), Ostatní speciální prášky (např. slitina AlSi aglomerovaná se 47 % polyamidem) Směsi jednotlivých druhů prášků.

Podle druhu přídavného materiálu se rozlišují metody průmyslové výroby prášku. Kovy a slitiny se vyrábí zejména atomizací. Oxidy a karbidy se vyrábí litím a poté drcením na požadovanou zrnitost. Kompozitní materiály mohou být vyrobeny povlakováním.

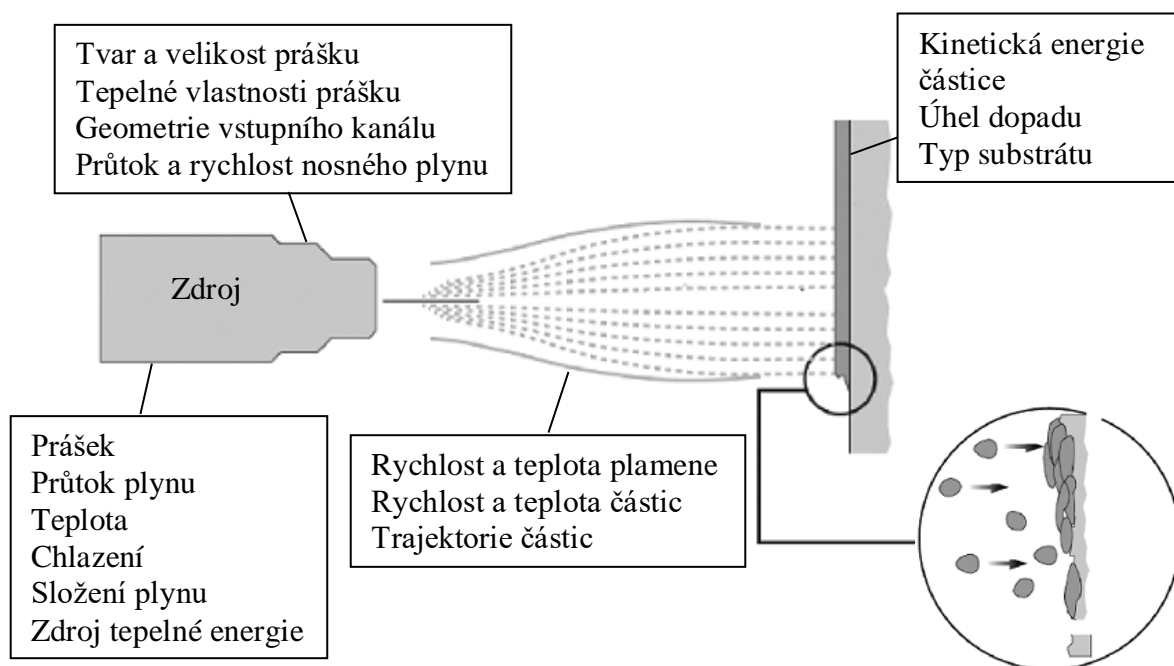
Příprava hydroxyapatitového prášku je prováděna tavením a drcením (obr. 27). Postup metody je následující: pomocí odlití nebo sintrování dostaneme blok požadovaného materiálu, který je následně rozdrcen na jednotlivé částice požadované zrnitosti. Takto připravené prášky mají nepravidelné ostrohranné částice, což výrazně snižuje tekutost těchto prášků. Pro zlepšení tekutosti je možné nadrcené prášky podrobit sferoidizaci pomocí kyslíko-acetylenového plamene nebo plazmatu. Zrnitost hydroxyapatitu je 100 – 160 μm . Proti jiným práškům je zrnitost větší, z důvodu nízké teploty tání a kvůli velké pórovitosti povlaku. Teplota tání HA, v němž převažuje vápník je zhruba 860 $^\circ\text{C}$.



Obr. 27 Drcený prášek Ha prášek 30 μm [9]

3.2.5 Procesní parametry [17], [19], [11]

Teplota a rychlost plamene jsou dva důležité aspekty. Určují, zda je k dispozici dostatek energie a času k natavení přídavného materiálu. Parametry s největším vlivem na kvalitu povlaku jsou znázorněny na obrázku na obrázku 28. Důležitým parametrem je doba, kterou letící částice stráví v plameni o vyšší teplotě, než je teplota tavení. Rychlost letící částice je spojena s dobou setrvání v plameni a dá se ovlivnit působením rychlosti plamene. Vyšší rychlost plamene znamená vyšší rychlost částice. Následkem je vyšší kinetická energie při dopadu částice, která vede k větší hustotě povlaku a lepšímu zakotvení částice na substrátu. Naopak příliš krátká doba v plameni způsobuje nižší protavení částice, nižší hustotu povlaku a ve struktuře se mohou objevovat nenatavené či částečně natavené částice. U jednotlivých procesů se doba liší v závislosti na trajektorii konkrétní částice.



Obr. 28 Hlavní parametry procesu [19]

Rychlost i teplota částice přímo ovlivňují kvalitu výsledného povrchu. Určují kvalitu přilnutí povlaku k povrchu součásti, míru pórovitosti a množství zoxidovaných a nenatavených částic ve struktuře. Všechny procesy nanášení žárového nástřiku bez ohledu na rozdílný způsob produkce tepelné energie vedou ke vzniku horké letící částice, která se deformuje při dopadu na součást podobným způsobem.

Celkový charakter a vlastnosti povrchu ovlivňuje použitý přídavný materiál, oxidické vměstky, adheze, nehomogenity povlaku, poretita a kvalita kohezního přilnutí splatek. Souhrn těchto vlastností určuje chování povlaku při různých zátěžových podmínkách. Nenatavené částice lokálně snižují kontaktní plochu splatek a způsobují vznik nehomogenit v povlaku, který snižují houževnatost i kvalitnímu povlaku.

U žárových nástřiků se sledují vlastnosti jako:

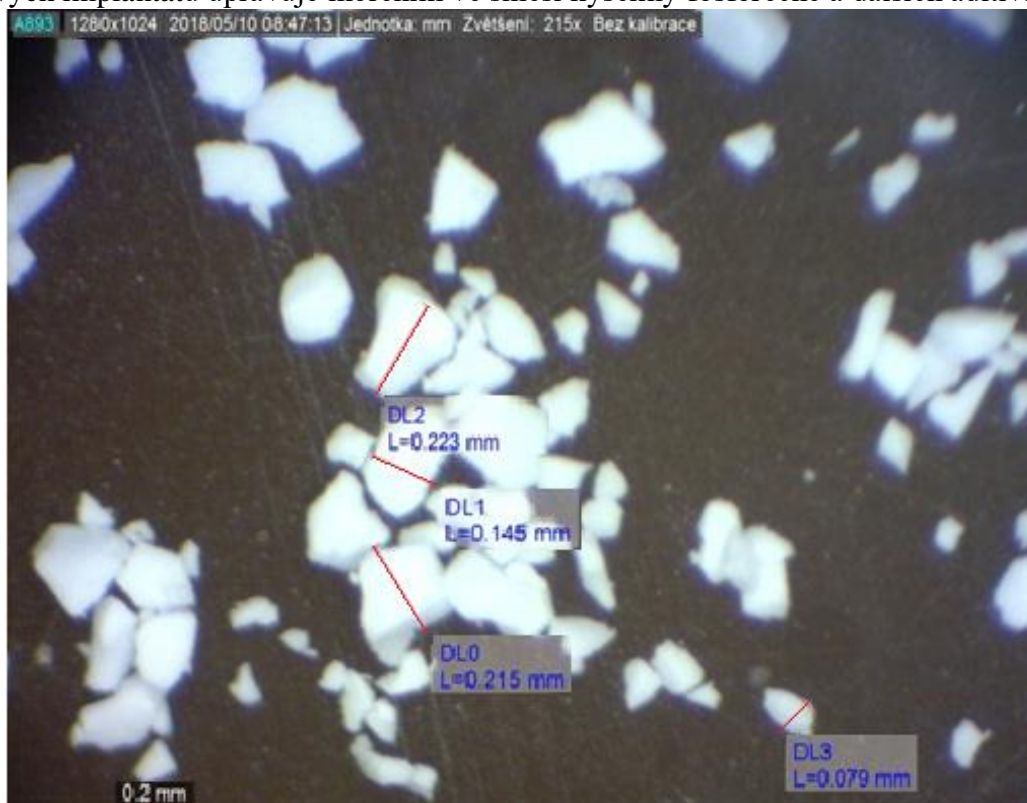
- Tepelná vodivost;
- Tvrdost a pevnost povlaku;
- Adheze povlaku;
- Odolnost proti oxidaci a korozi povlaku.

4 EXPERIMENT- NÁSTŘIK DENTÁLNÍCH IMPLANTÁTŮ

Cílem experimentu byl nástřik dentálního implantátu plazmovým nástřikem. Snímky implantátu byly zhotoveny pod mikroskopem SCHUT SSM-5E, WHP TECHNIK. Velikost nanášeného HA prášku byla v rozmezí 60 – 160 μm (obr. 29). Požadovaná tloušťka povlaku je 60 μm .

Vzorky implantátů byly nástřikány plazmou pro výzkumné a vývojové centrum dentální implantologie LASAK s.r.o. sídlící v Praze. Firma Lasak zajišťuje vlastní výzkum, který je prováděn ve spolupráci s řadou vědeckých pracovišť, univerzit a předních klinik v ČR a je zaměřen především na vývoj nových biomateriálů. Samotný nástřik plazmou byl vyhotoven v laboratoři plazmových nástřiků dentálních a skeletálních implantátů odboru svařování a povrchových úprav ÚST FSI VUT Brno.

Dentální implantáty s HA se používají již méně a některé slouží pouze pro vědecké účely. Projevují se problémy s rozpouštěním HA povlaku. Kyselý zánět zapříčiňuje rozpouštění HA povlaku v lidském těle a implantát nezaroste. Proto se v současnosti většina zubních titanových implantátů upravuje mořením ve směsi kyseliny fosforečné a dalších aditiv.



Obr. 29 Velikost nanášeného HA prášku 60 – 160 μm

4.1 Návrh technologického postupu vytváření povlaku [18], [12], [15], [41]

1) Vstupní kontrola:

Před samotným nástřikem se kontroluje možný výskyt prasklin, trhlin a dalších defektů materiálu. Zjišťuje se, zda na materiálu nejsou stopy zbytkových povrchových úprav, jako je nitridace, tvrdé chromování nebo zbytky stříkaných povlaků. Důležitá je také samotná kontrola součásti porovnáním skutečných rozměrů s výkresovými. Stříkaná součást je ukončena výběhem pod úhlem min 30° od kolmice ke stříkanému povrchu.

Při kontrole implantátu se sleduje kvalita povrchového zpracování rozměrů součásti. Průměr implantátu je $d = 3,7 \pm 0,01 \text{ mm}$.

2) Příprava před nástřikem:

Před plazmovým nástřikem může být povrch kovového implantátu texturovaný do mikrostrukturovaných, makrostrukturovaných nebo porézních morfologií. Tryskání je nutná operace pro přípravu povrchu před žárovým nástřikem. Pro medicínské aplikace jsou vyžadovány přísné podmínky pro zpracování technologického postupu před dosažením úspěšného výsledku žárového nástřiku.

Na obrázku 30 jsou zobrazeny experimentální vzorky dentálních implantátů v otryskané podobě. Přichystané implantáty jsou nejdříve očištěny a vloženy do speciálního držáku, sloužícího k bezpečnému upnutí při plazmovém nástřiku. Důležité je uchránit implantát před poškozením.



Obr. 30 Otryskané vzorky dentálních implantátů

Obrázek 31 zobrazuje detailní pohled na povrch experimentálního otryskaného implantátu. Povrch se chemicky aktivuje v důsledku uvolnění meziatomárních vazeb povrchových atomů a reaguje s okolním prostředím. Tato aktivace má omezenou životnost. Nástřik je nutné provést ihned po tryskání, nejpozději do 4hodin. Oxidace vzdušnou vlhkostí snižuje přilnavost.

Hlavní metodou pro implantáty při klinickém použití je tryskání ostrohranným drceným korundem, který mění hladnost povrchu kovu. Drsnost upraveného povrchu se pohybuje okolo několika mikrometrů $Ra \approx 3-6 \mu m$.

Úhel tryskání s nejlepšími výsledky je kolem 70° . Pod tímto úhlem je napětí ve vzorku nejvyšší.



Obr. 31 Detail otryskaného implantátu

Tryskání vzorku:

- Odstraní oxidy a korozní zplodiny z povrchu materiálu;
- Zdrsňuje se plocha pro mechanické zakotvení povlaku a nátěru;
- Větší kontaktní plocha - zvýšená adhezivní přilnavost povlaku;
- Povrch je přiveden do stavu termodynamické nerovnováhy s okolním prostředím.

Bílý Korund:

Bílý umělý korund (obr. 32) se vyrábí roztavením Al_2O_3 . Jedná se o velice čistý materiál, který obsahuje maximální 0,05 % Fe, chemická analýza korundu je v tabulce 5. Díky tomu nezůstávají na obrobku žádné prachové částice. Zpravidla se využívá pro tryskání nerezových výrobků. Jedná se o jediné používané tryskací médium pro žárové nástřiky. V tabulce 4 jsou uvedeny velikosti korundu pro tryskání implantátů. Vzhledem k jeho ceně jej lze používat jen v uzavřených tryskacích komorách menších rozměrů. Tryskaná plocha se ofoukne stlačeným vzduchem. Proběhne kontrola, zda se tryskací médium nevyskytuje na povrchu. Otryskaná plocha nesmí být před nástřikem znečištěna.



Obr. 32 Bílý korund F40 [18]

Tab. 4 Velikost bílého korundu pro tryskání implantátů [18]

Označení	velikost v mm	Označení	velikost v mm
F40	0.30 - 0.60	F120	0.075 - 0.15

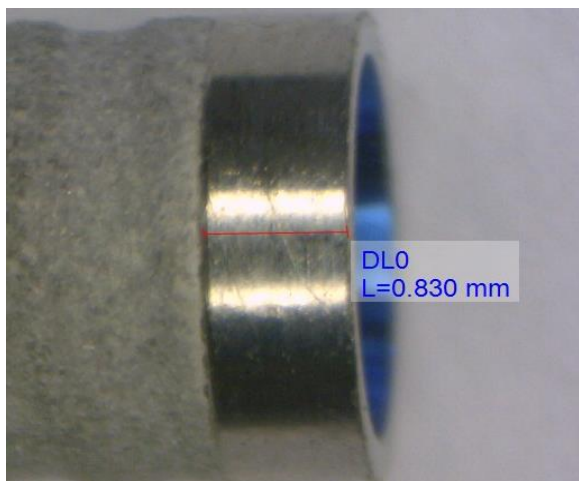
Tab. 5 Chemická analýza korundu [18]

Prvek	Al_2O_3	SiO_2	Fe_2O_3	CaO	Na_2O
Složení	99,7 %	0,03 %	0,04 %	0,01 %	0,02 %

3) Čištění a krytování:

Stříkané vzorky byly již řádně čištěny ve firmě LASAK. V laboratoři plazmových nástřiků byly vzorky pouze preventivně dočištěny (obr. 34) v kádinkách s lékařským benzínem a lihem. Medicínský benzín odmastí a očistí povrch a líh poté odstraní zbytky po benzínu. Po úspěšném očištění je provedena závěrečná inspekce před nástřikem.

Plochy sousedící se stříkanou plochou se krytují např. speciálními pastami, plechy nebo silikonovou gumou. V našem případě se jedná o krytování zasazením do nosiče (obr. 33). Krytování nesmí zasahovat ani stínit do stříkané plochy. Krytovaná plocha je 0,830 mm široká. Připravené vzorky byly položeny do přizpůsobených odkládacích desek.



Obr. 33 Krytovaná plocha implantátu



Obr. 34 Dočištění implantátů v kádinkách

4) Upnutí implantátu:

Držák implantátu je upnut do rotačního manipulátoru, tak aby během nástřiku nedošlo k uvolnění a poškození stříkané součásti. Manipulátor stříkané součásti i hořáku je nastaven s ohledem na vytvoření celistvého a rovnoměrného povlaku. Přídavný HA materiál je nasypán do podavače prášku. Prášky musí být dobře promíchány v poměru Ca / P= 1,5.

5) Nástřik implantátu:

Nástřik byl proveden zařízením firmy PLASMATECHNIK AG Švýcarsko, ručně hořákem HB - 4 zobrazen na obrázku 35. Na stříkacím zařízení proběhla kontrola, při které se kontrolují trysky, injektor prášku a spalovací komory.

Na obrázku 36 lze vidět manipulátor implantátu a samotný plazmatický nástřik. Parametry nástřiku byly před vlastním procesem stříkání ověřovány testovacími pracemi a rentgenologicky byl stanoven poměr krystalické ke skelné fázi 40 / 60 %.

Doba nástřiku se pohybuje okolo 15- 20 s v závislosti na tloušťce povlaku. Teplota musí být v průběhu nástřiku sledována a nesmí

přesáhnout 150 °C. Další potřebné parametry pro nástřik implantátu jsou uvedeny v tabulce 6. Nástřik plazmou je velice hlučná technologie, musí být dodržena ochranná pravidla.

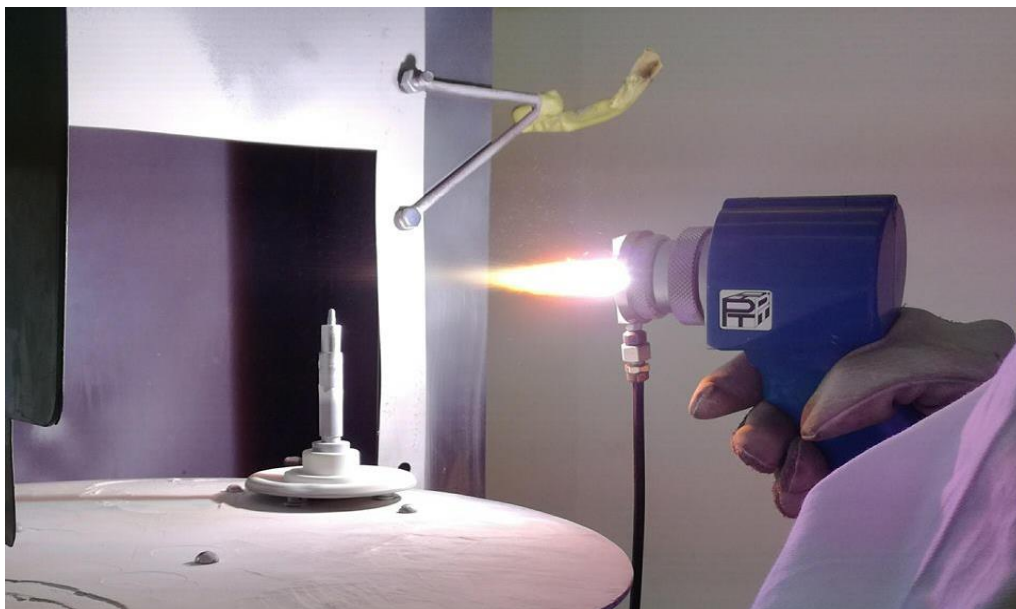


Obr. 35 Hořák HB - 4

Tab. 6 Parametry vlastního plazmatického nástřiku

Počet otáček při nástřiku:	n= 70 ot/min
Plazmatický proud:	I= 450 A
Napětí:	U= 65 V
Vzdálenost nástřiku:	s= 65-80 mm
Teplota:	T <150 °C
Stabilizační plyn:	Ar/N ₂ = 90/10
Doba nástřiku:	t= 15-20 s

Na stříkané ploše je prováděna průběžná rozměrová kontrola. Po ukončení nástřiku, kdy je dosaženo konečného rozměru součásti, se provádí kontrolní měření při pokojové teplotě součásti.



Obr. 36 Plazmatický nástřik implantátu

6) Odstranění krytování a očištění:

Úspěšně nastříkaný HA povlak na dentálních implantátech zobrazen na obrázku 37. Kvůli malé tloušťce povlaku, lze vidět prosvítání implantátu. Implantát je vyjmut z držáku a je odstraněno krytování spolu s nežádoucími přestříky.



Obr. 37 Implantát nastříkaný hydroxyapatitovým práškem

7) Závěrečná inspekce a odeslání:

Závěrečná kontrola rozměru a vizuální kontrola povrchu povlaku. Součást je zabalena vhodnými prostředky a zabezpečena proti poškození povlaku v průběhu převozu.

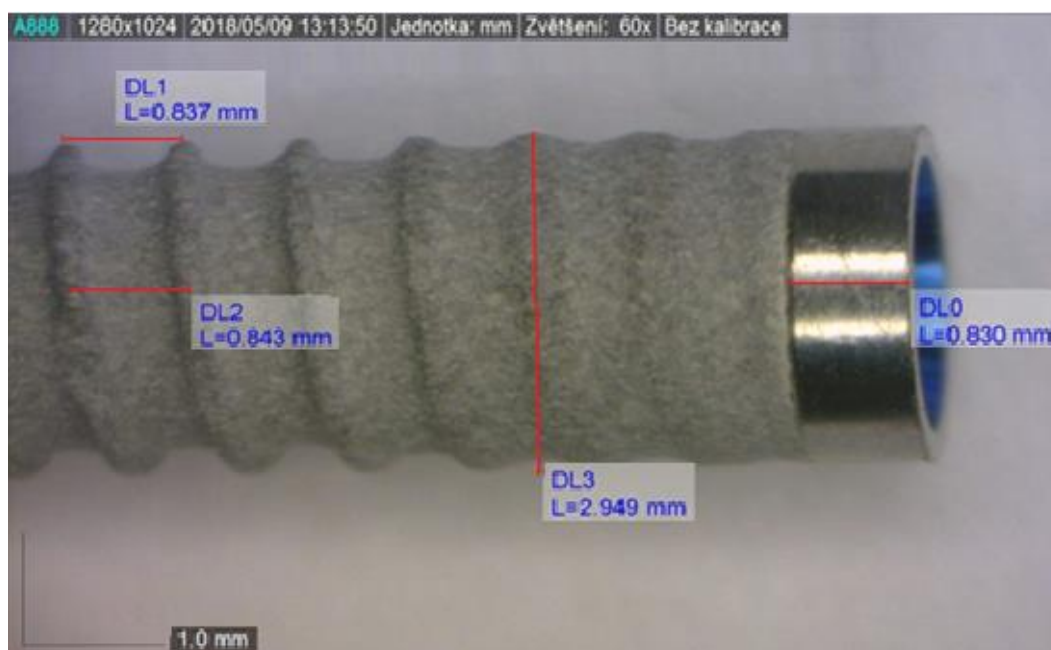
4.2 Výsledky experimentu

Implantáty pro firmu LASAK se nedali z této série získat pro následné měření a focení. Proto byl použit jiný vyřazený implantát s větší tloušťkou HA povlaku. Rozdíl tloušťky je na první pohled znatelný. Implantát měl maximální průměr 2,9 mm, který se postupně zužuje. Šířka krytování je 0,830mm. Další údaje jsou shrnuty v tabulce 7 a zároveň jsou vyznačeny na přiloženém obrázku 38. Na dalším snímku 39 je zobrazen výřez- šestihran pro imbusový klíč. Zmodralý povrch vnitřní části implantátu značí oxidaci titanové slitiny Ti6Al4V.

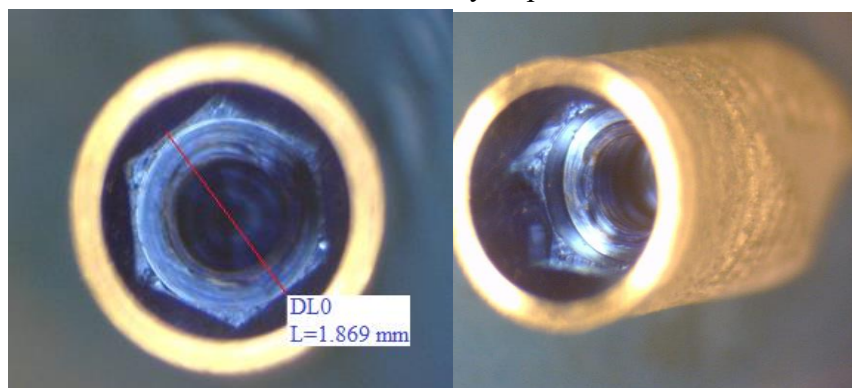
Na obrázku 41 se nachází řezná plocha závitu.

Tab. 7 Rozměry implantátu

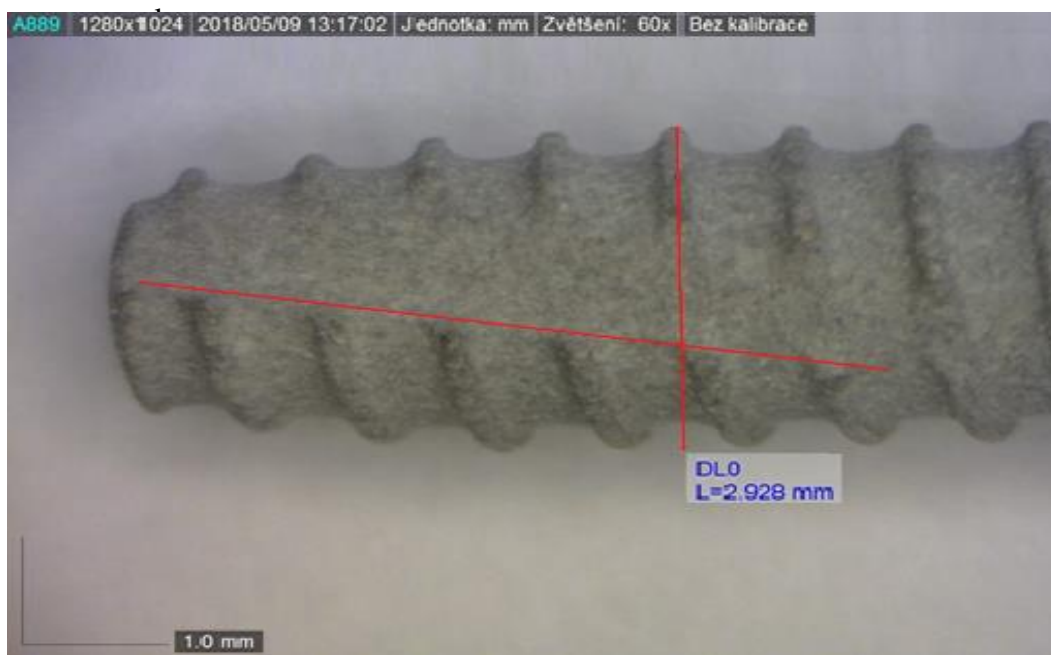
Délka krytování:	DLO L= 0,830 mm
Rozteč vrcholů šroubovice:	DL1 L= 0,837 mm
Průměr vrcholů šroubovice:	DL2 L= 0,843 mm
Max. průměr implantátu:	DL3 L= 2,949 mm
Průměr šestihranu:	DLO L= 1,869 mm



Obr. 38 Rozměry implantátu



Obr. 39 Šestihran pro imbusový klíč



Obr. 40 Zobrazení řezné plochy závitů

4.2.1. Technické zhodnocení

V rámci experimentální práce byl proveden nástřik 40 - ti kusů dentálních implantátů pro firmu LASAK. Před vlastním nástřikem byla provedena rozměrová kontrola a tryskání. Úprava tryskáním proběhla ve firmě LASAK. V laboratoři plazmových nástřiků ÚST FSI VUT Brno bylo provedeno konečné očištění a nástřik hydroxyapatitu s uvedenými parametry. Po ochlazení a vyjmutí z držáku byla provedena 100 % rozměrová kontrola.

Experimentální vyhodnocení bylo získáno mikroskopem SCHUT SSM-5E, WHP TECHNIK. Pro měření a focení výsledků byly použity vzorky z jiné série. Stříkané, relevantní implantáty měly průměr $d = 3,70\text{mm}$. Naše měřené implantáty se pohybovaly v rozmezí $d = 3,68 - 3,71\text{ mm}$. Implantáty mají toleranci rozměrů, které plně vyhovují interním předpisům firmy LASAK.

4.3 Doporučení pro praxi [29], [47], [43], [9], [48], [49]

Dentální implantáty:

Jsou umělé náhrady zubních kořenů, které se implantují do čelistní kosti. Ve spojení s titanovým šroubovitým pilířem (obr. 43), tvoří základ pro připevnění nového zubu (obr. 44). Větší část implantátu je uchycena v čelisti a menší část tvoří pilíř, na který je připevněna umělá zubní korunka. Po zahojení nahrazují funkci ztraceného zubu (obr. 41).

Ke ztrátě vlastních zubů může během života dojít z mnoha důvodů. Nejčastějšími příčinami bývá úraz, onemocnění dásní, zubní kaz nebo jiné zánětlivé onemocnění zubu.



Obr. 41 Uplatnění implantátů ve sportu [47]

Zubní implantát je, na rozdíl od klasického můstku, vhodnějším alternativním protetickým řešením. Splňuje funkci původního zubu a navíc je jeho přirozenou kopií. Vhodným kandidátem pro implantaci je téměř každý člověk, kromě pacientů s některými chronickými či systémovými onemocněními. Metoda taktéž není vhodná pro děti a dospívající, u kterých ještě nebyl ukončen kostní růst. Z estetického hlediska jsou zubní implantáty vyhledávány herci, modelkami, sportovci (obr. 42).



Obr. 42 Uplatnění u mediálně známých osobností [49]

Implantát (obr. 45) je vyráběn z biokompatibilní titanové slitiny Ti6Al4V. Intraoseální část implantátu má buď válcový, nebo šroubový tvar a zároveň je opatřen aktivním povlakem hydroxyapatitu. Válcový tvar zajišťuje rovnoměrné rozložení mechanických napětí na celém povrchu implantátu i při vysokém funkčním zatížení. Šroubový tvar zlepšuje primární stabilitu implantátu. Příklady používaných implantátů jsou v příloze 1.



Obr. 43 Příprava náhrady začíná výběrem vhodného pilíře [43]



Obr. 44 Fixace korunky cementem na pilíř [43]

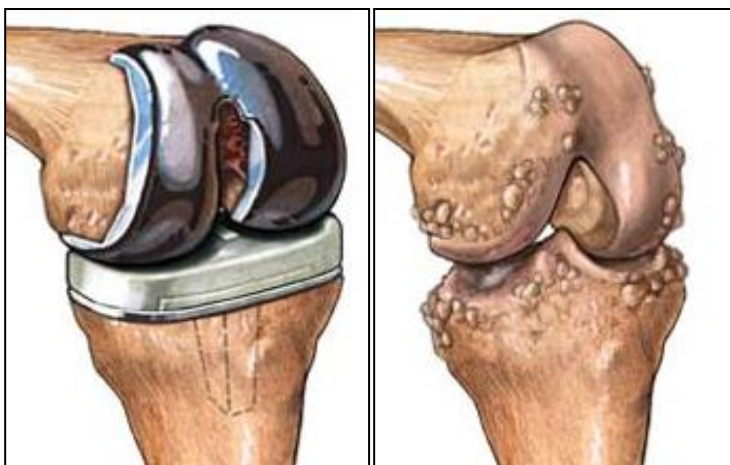


Obr. 45 Dentální implantologický systém [45]

Totální endoprotéza kloubu

Pod pojmem endoprotéza rozumíme umělou náhradu kloubu. Celková náhrada kloubů je jedním z úspěšných zákroků ortopedické chirurgie. V oblasti horních končetin byly vyvinuty ramenní (obr. 49), loketní (obr. 48), zápěstní (obr. 50) i prstní náhrady (obr. 47). V oblasti dolních končetin to jsou převážně kyčelní a kolenní náhrady (obr. 46).

Totální endoprotéza kyčelního kloubu je zapotřebí při onemocnění, jako je artróza nebo kostní nádory. Účinná implantace zlepšuje celkovou kvalitu života.



Obr. 46 Totální endoprotéza kolenního kloubu při artritidě [9]

Příklady dalších aplikací:



Obr. 47 Artroplastika kloubů na prstech [9]



Obr. 48 Artroplastika loketního kloubu [9]



Obr. 49 Artroplastika ramenního kloubu [9]



Obr. 50 Artroplastika zápěstí [9]

5 ZÁVĚRY

Biomateriály jsou určeny pro náhradu poškozených částí lidského těla a napomáhají k regeneraci poškozené tkáně. Praktické využití mají v ortopedii, čelistní a obličejové chirurgii a mnoha dalších odvětvích. Nejrozšířenějším zákrokem je totální endoprotéza kyčelního a kolenního kloubu v oblasti dolních končetin. Byly vyvinuty i aplikace pro horní končetiny. Patří sem zejména ramenní, loketní, prstní a zápěstní náhrady. Denně jsou využívány v podobě dentálních implantátů z důvodu ztráty chrupu při úrazu, zánětlivém onemocnění zubů, v důsledku stárí, ale i z estetického hlediska.

Lidský organismus reaguje citlivě na materiály přicházející do styku se živou tkání, proto nesmí docházet k žádným negativním interakcím se živými tkáněmi. Bioaktivní materiály jsou charakteristické osteokondukčními vlastnostmi. Plazmaticky nanesený bioaktivní povlak hydroxyapatitu má schopnost vytvořit pevnou chemickou vazbu mezi kostní tkání a implantátem. Doba srůstu protézy potažené hydroxyapatitovým povlakem je totožná s hojivým procesem zlomeniny kosti. Povlak zvětšuje plochu implantátu a zajišťuje rozložení napětí na rozhraní kostní tkáně a implantátu při zatížení.

Cílem experimentální části práce byl nástřik 40 - ti kusů zubních implantátů firmy LASAK s.r.o. Plazmový nástřik byl proveden ve specializované laboratoři FSI VUT Brno. Jako povlak byl použit hydroxyapatitový prášek. Požadovaná tloušťka povlaku byla 60 μm . Před nástřikem byla provedena rozměrová kontrola a dočištění implantátu lékařským benzínem a lihem. Po očištění následoval nástřik plazmou na implantát z titanové slitiny Ti6Al4V, který proběhl bez problémů. Po nástřiku následovala 100 % rozměrová kontrola a součást byla zabalena a zabezpečena proti poškození povlaku v průběhu převozu. Pro následné měření a focení implantátů byly použity vyřazené vzorky z jiné série. Měřené implantáty měly oproti relevantním stříkaným implantátům větší tloušťku povlaku.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ [50]

1. *Corin Group* [online]. England: Corin, 2018 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <https://www.coringroup.com/legacy/MetaFix%20Trinity%20ECiMa%20%20HR-o=397.jpg>
2. *Dental Implants* [online]. Croatia: Smile Studio, 2015 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <http://smilestudio.hr/en/dental-implants-why-is-the-brand-important/>
3. *Corin Group* [online]. England: Corin, 2018 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <https://www.coringroup.com/news/odep-clinical-excellence-ratings-2/>
4. *Nha Khoa Xinh Xinh* [online]. Cambodia: Xinh Xinh Dental Clinic, 2017 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <https://nhakhoaxinhxinh.com/cay-ghep-implant-o-quan-1-nha-khoa-xinh-xinh/>.
5. *La prothèse totale de hanche* [online]. France: chirurgien-orthopedique, 2017 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <http://www.chirurgien-orthopedique-metz.com/fr/la-prothese-totale-de-hanche.html>
6. *Coating equipment powder - medicoat* [online]. Switzerland: Medicoat, 2013 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <http://www.medicoat.com/spray-powder/hydroxyapatite-powder/>
7. *PLASMAMETAL, spol. s r.o.* [online]. Česká republika: PLASMAMETAL, 2018 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <http://www.plasmametal.cz/zakladni-metody>
8. *PLASMAMETAL, spol. s r.o.* [online]. Česká republika: PLASMAMETAL, 2018 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <http://www.plasmametal.cz/pouzite-technologie>
9. KUBÍČEK, Jaroslav. *Žárové nástřiky*. VUT FSI Brno: Přednáška, 2018.
10. *Coating equipment powder - medicoat* [online]. Switzerland: Medicoat, 2013 [cit. 2018-05-20]. Dostupné z: <http://www.medicoat.com/coating-solutions/medical-coating/>
11. AMBROŽ, Oldřich a Jiří KAŠPAR. *Žárové nástřiky a jejich průmyslové využití*. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1990. ISBN 80-030-0347-4.
12. *ASM handbook. Surface Engineering Volume 5*. 10th editon. Materials Park, Ohio: ASM International, 2016. ISBN 978-0-87170-384-2
13. KUNEŠ, Josef, Zdeněk VESELÝ a Milan HONNER. *Tepelné bariéry*. Praha: Academia, 2003. ISBN 80-200-1218-4.
14. MOHYLA, Miroslav. *Technologie povrchových úprav kovů*. 3. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita, 2006. ISBN 80-248-1217-7.
15. SEDLÁČEK, Vladimír. *Povrchy a povlaky kovů*. Praha: ČVUT, 1992. ISBN 80-01-00799-5.
16. PODJUKLOVÁ, Jitka. *Speciální technologie povrchových úprav I*. Dot. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 1997. ISBN 80-7078-235-8.
17. *Žárové nástřiky: Moderní technologie povrchových úprav*. HOUDKOVÁ ŠIMŮNKOVÁ, Šárka, Radek ENŤL a Olga BLÁHOVÁ. Fakulty strojní Západočeské univerzity v Plzni: Katedra materiálu a strojírenské metalurgie [online]. 2000 [cit. 2018-5-11]. Dostupné z: <http://www.kmm.zcu.cz/CD/content/2.html>

18. *Prodej brusiva, brusných, řezných a diamantových kotoučů, vrtáků ABRASIV* [online]. Mladá Boleslav: ABRASIV, 2018 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <http://eshop.abrasiv.cz/tryskani/tryskaci-materialy/bily-korund/tryskaci-material-bily-korund-f40>
19. *Keepsake: Engineering Consultancies* [online]. India: KECPL, 2018 [cit. 2018-05-10]. Dostupné z: <http://www.keepsake.in/keepsake-services/thermal-spray-coatings/>
20. KELLER, A., H. LUBINUS, R. MIELHKE a H. THABE. *WALDEMAR LING: RIPPENSYSTEM*. Hamburk, ©1987.
21. URBAN, K. a kol. *LASAK: BAS bioaktivní náhrady pro kostní tkáň: IMPLADENT nitrokostní dentální náhrady*. Praha.
22. AESCULAP. *BiCONTACT: Hip Endoprosthesis System*. Germany.
23. IMPLADENT. *Moderní systém pro náhradu zubu*. Praha. LASAK.
24. MARPLE, B. R. a R. S. LIMA. Engineering nanostructured thermal spray coatings: process–property–performance relationships of ceramic based materials. *Advances in Applied Ceramics: Structural, Functional* [online]. 2007, 106(5), 265-275 [cit. 2018-05-11]. DOI: 10.1179/174367607X202591. ISSN 17436753. Dostupné z: <http://web.b.ebscohost.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=4&sid=b8c9881b-97c5-4681-8e99-30d210bf4d21%40sessionmgr102>
25. MAHADE, Satyapal "et al". *Materials Letters: Engineered thermal barrier coatings deposited by suspension plasma spray*[online]. Volume 209. 2017. Sweden: ELSEVIER, 2017, 517-521 [cit. 2018-05-21]. ISSN: 0167-577X. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167577X17312946>
26. ZHANG, Bill "et al". Bioactive Coatings for Orthopaedic Implants—Recent Trends in Development of Implant Coatings. *International Journal of Molecular Sciences* [online]. 2014, 15(7), 11878-11921 [cit. 2018-05-21]. DOI: 10.3390/ijms150711878. ISSN 1422-0067. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1422-0067/15/7/11878>
27. CAMPBELL, Allison A. Bioceramics for implant coatings. *Materials Today* [online]. 2003, 6(11), 26-30 [cit. 2018-05-21]. DOI: 10.1016/S1369-7021(03)01128-3. ISSN 13697021. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1369702103011283>
28. MBARKI, M., P. SHARROCK, M. FIALLO a H. ELFEDI. Hydroxyapatite bioceramic with large porosity. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2017, 76, 985-990 [cit. 2018-05-21]. DOI: 10.1016/j.msec.2017.03.097. ISSN 09284931. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493116327035>
29. SUN, Limin, Christopher C. BERNDT, Karlis A. GROSS a Ahmet KUCUK. Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: A review. *Journal of Biomedical Materials Research* [online]. 2001, 58(5), 570-592 [cit. 2018-05-21]. DOI: 10.1002/jbm.1056. ISSN 0021-9304. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbm.1056>

30. IN-GU KANG, CHEON-IL PARK, HYUN LEE, HYOUN-EE KIM a SUNG-MI LEE. Hydroxyapatite Microspheres as an Additive to Enhance Radiopacity, Biocompatibility, and Osteoconductivity of Poly(methyl methacrylate) Bone Cement. *Materials (1996-1944)* [online]. 2018, 11(2), 1-13 [cit. 2018-05-21]. DOI: 10.3390/ma11020258. ISSN 19961944.
31. SHANMUGAM, K. a R. SAHADEVAN. Bioceramics—An introductory overview. *Fundamental Biomaterials: Ceramics* [online]. Elsevier, 2018, 2018, , 1-46 [cit. 2018-05-21]. DOI: 10.1016/B978-0-08-102203-0.00001-9. ISBN 9780081022030. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780081022030000019>
32. HOLASOVÁ, Šárka. *Výroba biokeramiky*. Pardubice, 2012. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice, Fakulta Chemicko-Technologická.
33. RÁČKOVÁ, Jana. *Vývoj technologie žárového nástřiku suspenzí pro přípravu pokročilých povrchových úprav*. Brno, 2016. Bakalářská práce. VUT Brno, Fakulta strojního inženýrství.
34. THOMAS, Sabu, Yves GROHENS a Neethu NINAN. *Nanotechnology applications for tissue engineering* [online]. Waltham, Massachusetts: William Andrew, 2015 [cit. 2018-05-21]. ISBN 978-032-3328-890.
35. MATĚJKOVÁ, Michaela. *Únavové vlastnosti materiálů s ochrannými vrstvami nanesenými technologiemi žárového nanášení*. Brno, 2013. Diplomová práce. VUT Brno, Fakulta strojního inženýrství.
36. XU, J. L. a K. A. KHOR. Plasma spraying for thermal barrier coatings: processes and applications. *Thermal Barrier Coatings* [online]. Elsevier, 2011, 2011, , 99-114 [cit. 2018-05-21]. DOI: 10.1533/9780857090829.2.99. ISBN 9781845696580. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9781845696580500053>
37. XU, Huibin. a Hongbo. GUO. *Thermal barrier coatings* [online]. Philadelphia, PA: Woodhead Pub, c2011 [cit. 2018-05-21]. ISBN 978-184-5696-580. Dostupné z: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/B9781845696580500077>
38. XU, H. "et al". *Developments in high-temperature corrosion and protection of materials* [online]. Cambridge: Woodhead Publishing, 2008, 476-491 [cit. 2018-05-11]. ISBN 978-184-5692-193. Dostupné z: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/B9781845692193500162>
39. KULPETHDARA, Krai “et al” a Komsanti. Influence of the nano hydroxyapatite powder on thermally sprayed HA coatings onto stainless steel. *Surface and Coatings Technology* [online]. 2016, 306, 181-186 [cit. 2018-05-11]. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2016.05.069. ISSN 02578972. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0257897216304534>
40. MCENTIRE, B. J. “et al”. Ceramics and ceramic coatings in orthopaedics. *Journal of the European Ceramic Society* [online]. 2015, 35(16), 4327-4369 [cit. 2018-05-11]. DOI: 10.1016/j.jeurceramsoc.2015.07.034. ISSN 09552219. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0955221915300790>

41. HU, Jiang “et al” a Xin. In situ synthesis and fabrication of tricalcium phosphate bioceramic coating on commercially pure titanium by laser rapid forming. *Surface and Coatings Technology* [online]. 2010, 204(23), 3833-3837 [cit. 2018-04-21]. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2010.04.062. ISSN 02578972. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0257897210003294>
42. MOHSENI, E., E. ZALNEZHAD a A.R. BUSHROA. Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti–6Al–4V implant: A review paper. *International Journal of Adhesion and Adhesives* [online]. 2014, 48, 238-257 [cit. 2018-04-21]. DOI: 10.1016/j.ijadhadh.2013.09.030. ISSN 01437496. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0143749613001681>
43. LASAK. *Krásný úsměv po celý život: Informace pro pacienty*. Praha, 2016. Dostupné také z: https://www.lasak.cz/wp-content/uploads/2017/06/2016-05_pacienti_letak_CZ_mail.pdf
44. LASAK. *Implantáty a kostní regenerace*. Praha, 2017. Dostupné také z: https://www.lasak.cz/wp-content/uploads/2017/03/671-2017-04_capability-brochure_cz_mail.pdf
45. LASAK. *Katalog 2014*. Praha, 2014. Dostupné také z: https://www.lasak.cz/wp-content/uploads/data_pdf/498-2014_katalog_cz_bez-cen_mail.pdf
46. LASAK. *BioniQ: Prvotřídní implantáty s dokonalým servisem*. Praha, 2017. Dostupné také z: https://www.lasak.cz/wp-content/uploads/data_pdf/643-2017-03_bioniq_letak-komunikace-vyhod_cz_mail.pdf
47. Deník.cz. *Deník.cz* [online]. Praha: VLTAVA LABE MEDIA, 2016 [cit. 2018-04-21]. Dostupné z: <https://www.denik.cz/hokej/situace-ve-slovanu-je-kriticka-rekl-smolenak-na-platy-cekaji-od-cervence-20161201.html>
48. Zubní implantát. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2018-05-22]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Zubn%C3%AD_implant%C3%A1t#Kdy_u%C5%BE%C3%ADt_zubn%C3%AD_implant%C3%A1t
49. Best Cosmetic Dentist in Mumbai: India – Kadali Dental. *Best Cosmetic Dentist in Mumbai* [online]. India: Kadali Dental, c2010-2015 [cit. 2018-05-22]. Dostupné z: <http://kadalidental.com/>
50. CITACE PRO. *Generátor citací* [online]. 2013 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: <http://citace.lib.vutbr.cz/info>
51. LASAK. *IMPLADENT: Katalog: Nitrokostní dentální implantáty*. Praha.

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

Označení	Legenda	Jednotka
APS	Atmosférický plazmatický nástřik	[-]
Ar	Arsen	[-]
Ca / P	Vápník / Fosfor	[-]
D-Gun	Detonační nástřik	[-]
d	Průměr	[mm]
Fe	Železo	[-]
H ₂	Vodík	[-]
HA	Hydroxyapatit	[-]
HVOF	Vysokorychlostní nástřik plamenem	[-]
I	Proud	[A]
n	Počet otáček při nástřiku	[ot/min]
N ₂	Dusík	[-]
pH	Záporný dekadický logaritmus koncentrace vodíkových kationtů ve zředěném vodném roztoku	[-]
Ra	Drsnost	[μm]
RF	Radiofrekvenční plazmatický nástřik	[-]
Rm	Pevnost v tahu	[MPa]
s	Vzdálenost	[mm]
T	Teplota	[°C]
t	Doba nástřiku	[s]
TCP	Trikalcium fosfát	[-]
Ti	Titan	[-]
U	Napětí	[V]
VPS	Vakuový plazmatický nástřik	[-]
α-TCP	Alfa – trikalcium fosfát	[-]
β-TCP	Beta – trikalcium fosfát	[-]
$\bar{\sigma}$	Skutečné napětí	[MPa]
μm	Mikrometr	[10 ⁶]

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 2 Totální endoprotéza kyčelního kloubu [5].....	9
Obr. 2 Příklady kloubních implantátů [3].....	9
Obr. 3 Zubní implantáty[4].....	9
Obr. 4 Dentální aplikace [2].....	9
Obr. 5 Biomateriály v lidském těle [9].....	10
Obr. 6 Bioaktivní povrch [46].....	11
Obr. 7 Struktura hydroxyapatitu 100 μ m [6].....	12
Obr. 8 Osteointegrace implantátu Ti s povlakem HA [21].....	14
Obr. 9 Struktura kosti [20].....	14
Obr. 10 Struktura Hydroxyapatitu [20].....	14
Obr. 11 Tvorba kosti na povrchu implantátu [22].....	15
Obr. 12 Rozpuštění HA povlaku [29].....	15
Obr. 13 Iontová výměna [29].....	15
Obr. 14 Počáteční růst kostí [29].....	16
Obr. 15 Kost se rozrůstá do trhlin [29].....	16
Obr. 16 Fixace kosti na implantát [29].....	16
Obr. 17 Bioaktivní povrch [45].....	16
Obr. 18 Možné druhy platů [9].....	17
Obr. 19 Schéma řezu žárově nastříkané vrstvy [8].....	17
Obr. 20 Částice materiálu HA (6 měsíců po implantaci) [44].....	19
Obr. 21 Titanový implantát [1].....	21
Obr. 22 Přehled metod žárových nástřiků pro vytváření povrchových povlaků [11]..	22
Obr. 23 Plazmou nanášený HA povlak na kovové implantáty [10].....	24
Obr. 24 Schéma principu plazmového nanášení HA povlaku na kovový substrát [7].	26
Obr. 25 Proces vytváření povlaku [8].....	27
Obr. 26 Deformující se částice na povrchu základního materiálu. [11].....	27
Obr. 27 Drcený prášek Ha prášek 30 μ m [9].....	28
Obr. 28 Hlavní parametry procesu [19].....	29
Obr. 29 Velikost nanášeného HA prášku 60 – 160 μ m.....	30
Obr. 30 Otryskané vzorky dentálních implantátů.....	31
Obr. 31 Detail otryskaného implantátu.....	31
Obr. 32 Bílý korun F40 [18].....	32
Obr. 33 Krytovaná plocha implantátu.....	32
Obr. 34 Dočištění implantátů v kádinkách.....	32
Obr. 35 Hořák HB – 4.....	33
Obr. 36 Plazmatický nástřik implantátu.....	34
Obr. 37 Implantát nastříkaný hydroxyapatitovým práškem.....	34
Obr. 38 Rozměry implantátu.....	35
Obr. 39 Šestihran pro imbusový klíč.....	35

Obr. 40 Zobrazení řezné plochy závitu.....	36
Obr. 41 Uplatnění implantátů ve sportu [47].....	36
Obr. 42 Uplatnění u mediálně známých osobností [49].....	37
Obr. 43 Příprava náhrady začíná výběrem vhodného pilíře [43].....	37
Obr. 44 Fixace korunky cementem na pilíř [43].....	37
Obr. 45 Dentální implantologický systém [45].....	37
Obr. 46 Totální endoprotéza kolenního kloubu při artritidě [9].....	38
Obr. 47 Artroplastika kloubů na prstech [9].....	38
Obr. 48 Artroplastika loketního kloubu [9].....	38
Obr. 49 Artroplastika ramenního kloubu [9].....	38
Obr. 50 Artroplastika zápěstí [9].....	38

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Tabulka zobrazující metody nanášení povlaku na materiál [29]	13
Tab. 2 Metody žárového nástřiku z hlediska pořizovacích a provozních nákladů [11]	23
Tab. 3 Základní charakteristiky jednotlivých technologií žárových nástřiků [8]	23
Tab. 4 Velikost bílého korundu pro tryskání implantátů [18]	32
Tab. 5 Chemická analýza korundu [18]	32
Tab. 6 Parametry vlastního plazmatického nástřiku	33
Tab. 7 Rozměry implantátu	35

SEZNAM PŘÍLOH

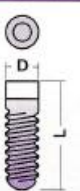
- Příloha 1 Totální endoprotéza kyčelního kloubu [20]
- Příloha 2 Nitrokostní dentální implantáty [51]

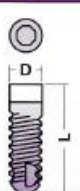
PŘÍLOHA 1

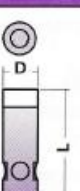
NITROKOSTNÍ IMPLANTÁTY - ENDOSTEAL IMPLANTS

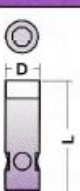
STI	ŠROUBOVÝ IMPLANTÁT TITANOVÝ <i>SCREW TITANIUM IMPLANT</i>		
	KAT.Č.	D(mm)	L(mm)
	111.3	3,6	8
	211.3	3,6	10
	311.3	3,6	12
	411.3	3,6	14


STIO	ŠROUBOVÝ IMPLANTÁT TITANOVÝ S OSMIHRANEM <i>SCREW TITANIUM IMPLANT WITH OCTAGON</i>		
	KAT.Č.	D(mm)	L(mm)
	181.3	3,6	8
	281.3	3,6	10
	381.3	3,6	12
	481.3	3,6	14


SHA	ŠROUBOVÝ IMPLANTÁT S HA POVLAKEM <i>SCREW TITANIUM IMPLANT WITH HA COATING</i>		
	KAT.Č.	D(mm)	L(mm)
	121.3	3,6	8
	221.3	3,6	10
	321.3	3,6	12
	421.3	3,6	14

SHAO	ŠROUBOVÝ IMPLANTÁT S HA POVLAKEM A OSMIHRANEM <i>SCREW TITANIUM IMPLANT WITH COATING AND OCTAGON</i>		
	KAT.Č.	D(mm)	L(mm)
	171.3	3,6	8
	271.3	3,6	10
	371.3	3,6	12
	471.3	3,6	14

VHA	VÁLCOVÝ IMPLANTÁT S HA POVLAKEM <i>CYLINDRICAL TITANIUM IMPLANT WITH COATING</i>		
	KAT.Č.	D(mm)	L(mm)
	131.3	3,6	8
	231.3	3,6	10
	331.3	3,6	12
	431.3	3,6	14

VHAO	VÁLCOVÝ IMPLANTÁT S HA POVLAKEM A OSMIHRANEM <i>CYLINDRICAL TITANIUM IMPLANT WITH COATING AND OCTAGON</i>		
	KAT.Č.	D(mm)	L(mm)
	191.3	3,6	8
	291.3	3,6	10
	391.3	3,6	12
	491.3	3,6	14

STIS	ŠROUBOVÝ IMPLANTÁT TITANOVÝ SAMOŘEZNÝ <i>SCREW TITANIUM SELF-TAPPING IMPLANT WITH OCTAGON</i>		
	KAT.Č.	D(mm)	L(mm)
	1101.3	2,9	10
	2101.3	2,9	12
	3101.3	2,9	14
	4101.3	2,9	16

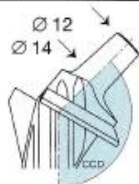
SDK	ŠROUBOVÝ DOČASNÝ KRYT <i>TEMPORARY CLOSURE SCREW</i>		
	KAT.Č.	D(mm)	
	141.3	3,6	
	241.3	2,9	

PŘÍLOHA 2



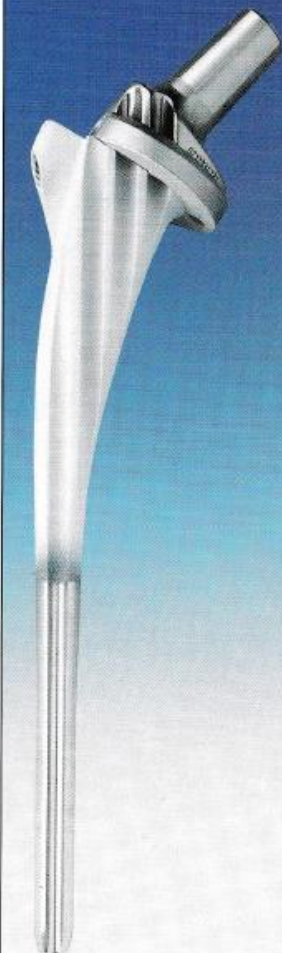
LINK® Rippensystem
Modularschäfte mit Konus und
abnehmbarer Halsauflage
(OHNE VERZÄHNUNG)

KONUS 12/14 mm



Mit **HYDROXYLAPATIT-BESCHICHTUNG**
im proximalen Schaftbereich

Ti6Al4V ELI nach ISO 5832/III



RECHTS		LINKS	
CCD-∠ 126° Art.-Nr.	CCD-∠ 135° Art.-Nr.	CCD-∠ 126° Art.-Nr.	CCD-∠ 135° Art.-Nr.
271-380/26	271-380/35	271-381/26	271-381/35
271-360/26	271-360/35	271-361/26	271-361/35
271-362/26	271-362/35	271-363/26	271-363/35
271-382/26	271-382/35	271-383/26	271-383/35
271-364/26	271-364/35	271-365/26	271-365/35
271-384/26	271-384/35	271-385/26	271-385/35
271-386/26	271-386/35	271-387/26	271-387/35
271-388/26	271-388/35	271-389/26	271-389/35
271-366/26	271-366/35	271-367/26	271-367/35
271-368/26	271-368/35	271-369/26	271-369/35
271-390/26	271-390/35	271-391/26	271-391/35
271-370/26	271-370/35	271-371/26	271-371/35
271-372/26	271-372/35	271-373/26	271-373/35
271-392/26	271-392/35	271-393/26	271-393/35
271-374/26	271-374/35	271-375/26	271-375/35
271-376/26	271-376/35	271-377/26	271-377/35
271-394/26	271-394/35	271-395/26	271-395/35
271-396/26	271-396/35	271-397/26	271-397/35
271-378/26	271-378/35	271-379/26	271-379/35
271-580/26	271-580/35	271-581/26	271-581/35
271-560/26	271-560/35	271-561/26	271-561/35
271-562/26	271-562/35	271-563/26	271-563/35
271-582/26	271-582/35	271-583/26	271-583/35
271-564/26	271-564/35	271-565/26	271-565/35
271-584/26	271-584/35	271-585/26	271-585/35
271-586/26	271-586/35	271-587/26	271-587/35
271-588/26	271-588/35	271-589/26	271-589/35
271-566/26	271-566/35	271-567/26	271-567/35
271-568/26	271-568/35	271-569/26	271-569/35
271-590/26	271-590/35	271-591/26	271-591/35
271-570/26	271-570/35	271-571/26	271-571/35
271-572/26	271-572/35	271-573/26	271-573/35
271-592/26	271-592/35	271-593/26	271-593/35
271-574/26	271-574/35	271-575/26	271-575/35
271-576/26	271-576/35	271-577/26	271-577/35
271-594/26	271-594/35	271-595/26	271-595/35
271-596/26	271-596/35	271-597/26	271-597/35
271-578/26	271-578/35	271-579/26	271-579/35