

MASARYKOVA UNIVERZITA V BRNĚ  
LÉKAŘSKÁ FAKULTA  
STOMATOLOGICKÁ KLINIKA

**Vývoj nové řady dentálních implantátů  
a jejich využití v klinické praxi.**

**HABILITAČNÍ PRÁCE**

**2019**

**MUDr. Patrik Prachár, Ph.D**

## **Poděkování**

Velké poděkování patří mému učiteli, vedoucímu práce,  
panu profesorovi MUDr. Jiřímu Vaňkovi, CS.c.

Dále děkuji za toleranci a pochopení mé rodině.

## Obsah

<b>Abstrakt</b>	4
<b>1. Úvod</b>	8
<b>2. Cíle</b>	15
<b>3. Metodika a výsledky</b>	16
3.1 Vytvoření nové řady dentálního implantátu s antirotačními prvky	16
3.2 Testování mechanicko - fyzikálních vlastností implantátů	24
3.3 Povrchová úprava implantátů a její vyhodnocení, zahrnující mechanicko – fyzikální a biologické vlastnosti povrchové vrstvy	48
3.4 Modelace pomocí metody konečných prvků pro optimalizaci implantátů	77
3.5 Vytvoření nové beta-titanové slitiny a její využití k výrobě implantátů	88
3.6 Aplikační testy na zvířatech	89
3.7 Preklinické hodnocení implantátů	95
3.8 Registrace průmyslových vzorů	100
<b>4. Diskuze</b>	101
<b>5. Závěr</b>	104
<b>6. Literatura</b>	105

## ***Abstrakt***

### **Úvod a cíle**

Dentální implantologie je stále se rozvíjející odborností stomatologie. Jsou zde tři oblasti, které umožňují najít nové možnosti pro dokonalejší oseointegraci dentálních implantátů. První oblastí je materiál pro výrobu implantátů, v současnosti se stále se zvyšujícími nároky na biologické vlastnosti s minimálními alergizujícími riziky. Druhou oblastí je povrchová úprava, která rozšiřuje první oblast, kdy dodržujeme výborné mechanicko-fyzikální vlastnosti těla implantátu a povrchově měníme biologické vlastnosti tak, abychom zachovali pevnost implantátu. A třetí je design implantátu a jeho vývoj za pomoci metody konečných prvků. Cíle byly vytyčeny – vytvořit nový design implantátu s několika podtypy. Zároveň vyzkoušet mechanicko-fyzikální vlastnosti implantátu samotného a dále s povrchovými vrstvami nitridu titanu a nitridu zirkonia. Posledním je vytvoření nové beta titanové slitiny a její vyhodnocení aplikačními testy a preklinickými testy.

### **Materiál a metodika**

Jako první byly testovány mechanicko-fyzikální vlastnosti v simulaci kortikální a spongiózní kosti. Byly zde zkoušky na stoupání závitů, na opakované zatěžování a s ohledem na tvar implantátu.

Jako další bylo vyhodnocení povrchové úpravy pro optimální úpravu implantátu. Následovalo povlakování nitridy a vyhodnocení jak biologických, tak mechanicko-fyzikálních vlastností povrchových vrstev. Pro optimalizaci závitů bylo hodnoceno v simulaci metodou konečných prvků zatížení v kontaktu implantát – kost. Následovalo vytvoření nové beta titanové slitiny a její vyhodnocení v aplikačních testech na miniprasatech a následně preklinické testování.

### **Výsledky**

Zkoušky mechanicko-fyzikálních vlastností v závislosti na podtypu implantátu ukázaly vhodnost dané řady k různé denzitě kosti. Jako povrchová úprava byla optimální při pískování zrnitostí 22 a leptání s pískováním stejnou zrnitostí. Při povrchových úpravách

nitridy vyšly obě varianty jak biologicky, tak i mechanicko-fyzikálně výborně. Při hodnocení metodou konečných prvků bylo potvrzeno nejnižší napětí v oblasti kortikalis s mikrozávity a stejně užitečné bylo zkosení horní části implantátu. Nová beta titanová slitina byla biologicky potvrzena jako vhodná pro preklinické zkoušení, kde bylo vyhodnoceno 150 implantátů. Výsledky byly velmi povzbudivé.

### **Závěr**

Byly vyvinuto 5 řad implantačního systému pod označením PV I. - V. Všechny výsledky samotného implantátu byly pozitivní. Stejně tak povrchové úpravy vyšly jako použitelné pro klinickou praxi. Bylo potvrzeno, že design byl správně koncipován společně s novou beta titanovou slitinou. Výsledky aplikačních testů a preklinických testů potvrdily její využití v klinické praxi i v širších medicínských indikacích.

## ***Abstract***

### **Introduction and Objectives**

Dental implantology is an ever-growing field of dentistry. There are three areas that allow new possibilities for better osseointegration of dental implants. The first area is implant material, with increasing demands on biological properties with minimal allergic risks. The second area is the surface treatment, which extends the first area where we maintain excellent mechanical-physical properties of the implant body and change the biological properties to maintain the implant's strength. And the third is the implant design and its development using the finite element method. The objectives were set - to create a new implant design with several subtypes. At the same time to test the mechanical-physical properties of the implant itself and further with the surface layers of titanium nitride and zirconium nitride. The last one is the creation of a new beta titanium alloy and its evaluation by application tests and preclinical tests.

### **Material and Methodology**

Mechanical-physical properties in simulation of cortical and spongy bones were tested the first. There were tests for thread pitch, repeated loading and with respect to the shape of the implant.

Next, the evaluation of the surface treatment for optimum implant treatment. Nitride coating followed and evaluation of both biological and mechanical-physical properties of surface layers. In order to optimize the threads, the implant-bone contact was evaluated in the finite element simulation. This was followed by the creation of a new beta titanium alloy and its evaluation in application tests on mini-pigs, followed by preclinical testing.

### **Results**

Tests of mechanical-physical properties depending on the subtype of the implant showed the suitability of the given series to different bone density. As a surface treatment, it was optimal for sandblasting with grain size 22 and etching with sandblasting with the same grain size. Both nitrides have been excellent both biologically and mechanically-physically. In the finite element method, the lowest stress in the cortical area with micro-

threads was confirmed, and the chamfering of the upper part of the implant was equally useful. The new beta titanium alloy was biologically confirmed as suitable for preclinical testing, where 150 implants were evaluated. The results were very encouraging.

### **Conclusion**

5 rows of implant system were developed under the designation PV I. - V. All results of the implant itself were positive. Similarly, coatings have been found to be useful in clinical practice. It was confirmed that the design was well conceived with the new beta titanium alloy. The results of application tests and preclinical tests confirmed its use in clinical practice and in wider medical indications.

# 1. Úvod

V současnosti existuje velká spousta dentálních implantátů. Primární rozdělení implantátů je na jednofázové, při nichž je implantát v celku, a dvoufázové, při nichž je implantát členěný. Původní synonymum pro jednofázový implantát bylo čepelkový nebo žiletkový. Jednalo se o implantát velmi tenký, různých tvarů a velikostí, nevyužitelný pro solo pilíře. Takový implantát bylo nutné spojit s přirozeným pilířem nebo s dvoufázovým implantátem. Nyní jsou jednofázové implantáty i implantáty dvoufázové užívány ve vybraných indikacích jako včasné implantáty, které jsou ihned zatížitelné. Původní čepelkové implantáty zůstaly pro dané indikace, především pro oblast implantace v dolní čelisti.

Jako dvoufázový implantát se rozumí většinou závitový, válcový, kónický nebo kaskádovité formy co do tvaru implantátu. Je to implantát, který je šroubovatelný, sestávající minimálně ze dvou částí, kdy jednu část vždy tvoří enoseální část zvaná fixtura. Druhá část je nazývána suprastruktura nebo-li nástavba.

Implantačních systémů je na světě velká spousta. Existují implantační systémy celosvětově známé a užívané, patří sem Branemark, Straumann, AstraTech, Xive, Ankylos a další. Mnoho systémů je často regionálních, které jsou typické pro jednotlivý stát či okolní státy. U těchto systémů není cenová kalkulace tak nadhodnocena jako u renomovaných implantačních systémů. Velmi často tyto systémy jsou podobné. V některých případech se jedná i o kopie renomovaných značek implantátů, většinou po ukončení patentu.

U implantátů najdeme několik specifik, podle kterých je lze odlišovat:

- 1. tvar fixtur**
- 2. závity**
- 3. povrchová úprava**
- 4. ukotvení suprastruktur**
- 5. suprastruktury samotné**
- 6. materiál pro výrobu implantátů**



## **Ad 1. Tvar fixtur**

Hovoříme o enosseálních částech implantátů. Jsou členěny na implantáty čistě válcového tvaru bez větších retencí (od tohoto typu se v současnosti ustupuje pro nižší primární retenci). Další formou jsou implantáty kónické (tvar velmi podobný jednokořenovému zubu). Tohoto tvaru je nyní užíváno nejvíce především pro snadnou aplikaci do kosti. Dále existuje tvar, který má rozšířenou (kónickou část) uzpůsobenou pro užití v měkkých tkáních. Takový tvar zohledňuje gingivální část bez větší iritace; to znamená že v krčkové části implantát nekončí v kortikální části kosti, ale v gingivě. Další formou je forma kaskádovitá. To znamená, že jednotlivé části fixtury mají různý průměr v průběhu těla implantátu, od nejmenšího v apikální oblasti, k největšímu v koronární části. Tento typ implantátu je možné s výhodou využívat u tzv. včasných implantací nebo odložených implantací, kdy je lépe fixován do poextrakční rány. Jako poslední tvar je tvar částečně se zužující v koronární části. Zde se předpokládá zanoření implantátu s nárůstem kosti a větší odolnost s ohledem na periimplantační tkáň.

## **Ad 2. Závity a formy závitů**

Závity obecně dělíme na samořezné a s předvrtáním. To znamená, že u samořezných implantátů se nevyžívá tzv. závitníků, nástrojů, které nám vytvoří v kosti závit. Samozřejmě neplatí to všeobecně, protože kost má různou denzitu (hustotu). Neplatí to tak úplně u jednotlivých denzit kosti. Příkladem může být horní čelist a denzita kosti D3 (což je spongiózní kost bez větší části kortikalis). Zde můžeme užít implantáty s předvrtáním jako samořezné. Tím při inzerci fixtury kondenzujeme kost.

Další členění závitů je podle hloubky závitů a výšky stoupání závitů. U samořezných implantátů jsou implantáty často s vyšším stoupáním závitů a nižší hloubkou závitů. Vlastní hloubka závitů se pohybuje mezi 0,15 – 0,5 mm. Samozřejmě je málo výjimek, kde najdeme závity hlubší, ale jejich využití je velmi omezené, protože tím implantát nabývá na průměru a snižuje se tím možnost indikace v závislosti na horizontálním rozměru kosti.

Výška stoupání závitů se pohybuje mezi 0,6 – 1,2 mm. Novějším prvkem je tzv. mikrozávit pro oblast kortikální kosti, který snižuje napětí v této pro implantaci

nejdůležitější oblasti. Bývá užíván u některých systémů. Vlastní hloubka u mikrozávítů se pohybuje do 0,1 mm a výška stoupání kolem 0,2 mm.

### **Ad 3. Povrchová úprava**

Tato oblast je v současnosti nejvíce diskutovanou a zkoumanou. Jedná se nejen o strukturu povrchu v návaznosti na buněčnou odezvu, ale i o možnosti ovlivnění povrchu pomocí jiného materiálu či sloučeniny. Zde se jedná o možnosti povlakování povrchové vrstvy biologicky kvalitnějšími materiály, a tím zvýšení kvality vhojení implantátů do kosti. U klasických titanových implantátů je hojení ve smyslu oseointegrace. To znamená pevné spojení bez vazeb mezi implantátem a kostí. Materiály užití k povrchové úpravě vykazují minimálně stejnou biokompatibilitu jako technicky čistý titan. Nebo lépe vyšší biologické vlastnosti než u titanu. A právě zde je snaha posunout oseointegraci ještě výše až na úroveň biointegrace, tady aktivního spojení implantovaného materiálu v kosti. Mezi materiály patří nitridy, oxidy, patří sem biofilmy, které jsou ve fázi experimentů, a patří sem nanomolekuly, také ve fázi experimentů. Další možností je nanostrukturální titan, který se chová v biologickém prostředí jinak než klasický titan. V poslední době je také snaha o návrat k hydroxyapatitu v nanovrstvách, které by byly integrovány do kosti. K nejčastějším možnostem nanášení patří magnetronové naprašování a plazmatické nanášení. U magnetronového naprašování dochází k vytvoření velmi tenké vrstvy, která plně kopíruje předem vytvořený reliéf implantátu – povrchu. Dále její výhodou je, že implantát po provedení je sterilní a také všechny ostré hrany ztrácejí svoji ostrost – jsou jakoby lehce zaobleny. Obrovskou výhodou je zde výborná adheze nanosených materiálů. U plazmatického nanášení je důležité, že proces probíhá za pokojové teploty a je zde možné vytvořit velmi tenké vrstvy i z organického materiálu.

Další oblastí je úprava povrchu resp. hovoříme o struktuře povrchu. Existuje velká řada technik pro možnost ovlivnění povrchové vrstvy implantátu. Známe techniky pískování přes leptání po elektroerozi. V současnosti jsou i techniky měnící strukturu a uspořádání titanu na povrchu. U pískování se jedná o proud částic, které jsou tryskány na povrch implantátu. Tím se vytváří různě členěný povrch, který odpovídá velikosti částic užitých při tomto procesu. Další otázkou zde je, jaký materiál bývá užit pro pískování. Příkladem může být Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nebo fluoroapatit. Souvisí s tím také technologie úpravy takto

opracovaného implantátu, aby na povrchu nezůstávaly ionty, které by mohly být v této vrstvě pro buňky nepřijatelné.

Podobným procesem je leptání, kde se užívá nejčastěji kyselin HNO<sub>3</sub>, HF nebo HCl pro úpravu povrchu implantátu. Zde také platí postupy pro odstranění zbytků kyselin, vytvořených meziproduktů, aby byl implantát opět biokompatibilní. Další možností úpravy implantátu, jeho povrchu, je elektroeroze. Je to takový postup, kdy za pomoci výbojů elektrického proudu dochází k postupnému odtavování mikročástec materiálu. Tím dochází ke zdrsňení povrchu.

Proto povrch implantátu a jeho ovlivnění je v současnosti nejvíce členitou a probíranou stránkou.

#### **Ad. 4. Ukotvení suprastruktur**

Jedna z důležitých otázek z dlouhodobého hlediska životnosti implantátu. Oblast přechodu kosti, periostu a gingivy je a bude stále velmi diskutovanou otázkou pro možnost zabránění periimplantitity (zánětu v okolí implantátu postihující kost) a pro co nejnižší kolonizaci mikroorganismy. Platí, že nástavba by neměla být pouze šroubována bez dotykové oblasti. To znamená, že nástavba má mít část, která se co nejpřesněji dotýká vnitřní části fixtury a tím nevytváří slepý prostor pro kolonizaci bakterií. Tím se vytváří pevné spojení nástavby a fixtury bez možnosti jakéhoko-li kývavého pohybu. Tato charakteristika umožňuje předcházet kolonizaci a tím i periimplantitidám. Bohužel zánět v okolí implantátu může vzniknout i při farmakologické léčbě např. beta-blokátory.

V současnosti stále více přibývá implantátů, u kterých koronární konec fixtury je upraven tak, aby bylo možné implantát zahloubit níže pod okraj kosti (kortikalis). Díky tomuto přístupu je možné nejenom užívat implantát i v nižších věkových kategoriích, ale především zde nedochází k tak výraznému napětí v kortikální vrstvě kosti. Tím dochází k minimálním ztrátám kosti. Jako další jsou zde antirotační prvky pro ukotvení suprastruktur. Jsou to prvky, které znemožňují pohyb – rotaci nástavby společně i protetické práce. To byla v dřívější době také jedna z příčin neúspěchu implantací. Antirotačních prvků je celá řada. Užívá se trojhran až po tzv. tisícíhran. Dále se užívají přídatné kotevní zářezy uvnitř implantátu. Všechny tak společně vedou k imobilizaci nástaveb.

## **Ad 5. Suprastruktury samotné**

Existují různé možnosti suprastruktur. Jsou vícečleněné z několika částí – to je nejméně vhodný způsob „složitě“ suprastruktury. Zde platí, že čím více komponent, tím více problémů z dlouhodobého hlediska užití implantačního systému. Velmi často je dnes užívaná suprastruktura se samosvorným úhlem. Takový úhel, který bývá do 7°, je výborným retenčním prvkem suprastruktury i co do pohledu pevnosti a životnosti suprastruktury. Protože zde zachováváme velkou plochu pro retenci nástavby a vnitřní části implantátu. Dále bývá snaha zachovat průměr nástavby ne větší, než je průměr fixtury. Toto je důležité z pohledu zachování stabilní kortikální části kosti.

Dalším důležitým prvkem je tvar nástavby vystupující z implantátu. Měl by být zachován nejmenší „mrtvý prostor“ mezi suprastrukturou a koronárním koncem implantátu společně s plně vyleštěným povrchem bez drážek a záhybů.

Dříve byly užívány suprastruktury, které byly buď pouze šroubovatelné nebo nasedaly na implantát v rovné ploše. Díky tomu však docházelo k uvolňování nástaveb, jejich lámání a častou iritací okolní tkáně k úbytku kosti a ztrátě – odhojení implantátu. Byly užívány i techniky prodloužení závitů, ale při uvolnění opět docházelo ke stejným problémům. Také nasedání nástavby bylo, přes výrazně vyšší napětí, nepříjemné pro udržení stavu bez resorptivních pochodů kosti.

## **Ad 6. Materiál pro výrobu implantátů**

V současné době je nejužívanějším materiálem pro výrobu implantátů technicky čistý titan. (ad tabulka). Nejužívanější je titan Grade 2, někdy Grade 4. Pro nástavby je užívaný titan Grade 5 pro lepší mechanicko – fyzikální vlastnosti.

### Tabulka technicky čistého titanu a titanových slitin (Grade)

ASTM grade	Fe	O	N	C	H	Al	V	Pd
<a href="#">Titan grade 1</a>	0.15	0.12	0.05	0.06	0.013	-	-	-
<a href="#">Titan grade 2</a>	0.20	0.18	0.05	0.06	0.013	-	-	-
Titan grade 3	0.25	0.25	0.05	0.06	0.013	-	-	-
Titan grade 4	0.30	0.35	0.05	0.06	0.013	-	-	-
<a href="#">Titan grade 5</a>	0.30	0.20	0.05	0.08	0.015	5.5 – 6.75	3.5 – 4.5	-
Titan grade 5 ELI	0.25	0.13	0.05	0.08	0.015	5.5 – 6.5	3.5 – 4.5	-
<a href="#">Titan grade 7</a>	0.20	0.18	0.05	0.08	0.013	-	-	0.15 – 0.25
Titan grade 9	0,30	0,20	0,05	0,08	0,015	2,5 – 3,5	2,0 – 3,0	-
<a href="#">Titan grade 11</a>	0.15	0.12	0.05	0.06	0.013	-	-	0.15 – 0.25

Z tabulky vyplývá, že u Grade 1 jsou příměsi pouze 0,393 %, u Grade 2 jsou 0,503%, u Grade 3 jsou příměsi 0,623%, u Grade 4 jsou 0,773%, u Grade 5 jsou 0,645%, ale navíc je zde 9,0 – 11,25% Al a V, u Grade 5 ELI jsou 0,525% spolu s 9,0 – 11,0% Al a V, u Grade 7 jsou 0,523% a navíc 0,15 – 0,25% Pd, u Grade 9 jsou 0,645 a navíc 4,5 – 6,5% Al a V a nakonec u Grade 11 jsou 0,393% a navíc 0,15 – 0,25% Pd.

Dalšími materiály jsou např. zirkonium a z něj vytvořené zirkoniové implantáty. Tyto jsou esteticky a biokompatibilitou velmi vhodné pro implantaci. Bohužel je zde vyšší riziko fraktury materiálu pro jeho křehkost a menší možnost angulace implantátu v suprastrukturách.

I když v současné době je upravován pomocí Ytria a jsou užívány nástavby, které mají vyšší modul pružnosti.

K dalším možným materiálům patří materiály na bázi beta-slitin, kde se využívají k vytvoření slitin prvky niob a tantal ev. zirkon. Zde je možné také dosáhnout vyšších biologických vlastností.

Problematika povrchů jak již bylo zmíněno je nejdiskutovanější oblastí a nejvíce zkoumanou oblastí implantologie. Snahou je najít „nejideálnější“ povrch pro integraci v kosti. Všechna zkoumání předchází modelace situace in vitro – na buňkách nebo tkáních. Každý povrch a materiál je z počátku zkoumán na bázi cytotoxicity, aby bylo vyloučeno další testování, které při cytotoxickém materiálu nemá efekt. Dále se zkoumá genotoxicita a následně testy aplikační na zvířatech a preklinické zkoušení. Teprve po tomto dlouhém procesu je materiál přijat pro klinické užití a možnost implantace.

Další oblastí je oblast spojení lepších mechanicko-fyzikálních vlastností než má technicky čistý titan a lepších nebo alespoň stejných biologických vlastností jako titan. Toto splňují povrchové úpravy pomocí povlakování jiným materiálem na „jádro“ implantátu. Dříve takto byly nanášeny povrchy z hydroxyapatitu. Zde však byla vážná otázka dezintegrace takového povrchu a tím nesplnění podmínky dlouhodobé úspěšnosti a integrace v kosti (Kopecká, Dostálová). I když zde byl posun oseointegrace – k biointegraci. Dalšími možnostmi jsou nyní magnetronové naprašování a tím vytvoření vrstvy v nanometrech na daném povrchu implantátu. Výhodou je neovlivnění reliéfu struktury vrstvy implantátu a tím zachování předem vytvořené mikrostruktury povrchu (Vaněk, Prachár). Tento způsob nanášení má vysokou adhezi nanášeného materiálu a je šetrný vůči životnímu prostředí. Dále sem patří plazmatické povlakování, které umožňuje povlakovat za pokojové teploty velmi tenké vrstvy materiálu.

## **Cíle**

- vytvoření nové řady dentálního implantátu s antirotačními prvky
- testování mechanicko – fyzikálních vlastností implantátů
- povrchová úprava implantátů a její vyhodnocení, zahrnující mechanicko – fyzikální a biologické vlastnosti povrchové vrstvy
- modelace pomocí metody konečných prvků pro optimalizaci implantátu
- vytvoření nové beta titanové slitiny a její využití při výrobě implantátu
- aplikační testy na zvířatech a jejich vyhodnocení
- preklinické hodnocení implantátů
- registrace průmyslových vzorů

### 3. Metodika a výsledky

#### 3.1 Vytvoření nové řady dentálního implantátu s antirotačními prvky.

Vlastní implantát byl vytvořen jako dvoufázový dentální implantát. Měl vyvinuty jak antirotační prvky – uvnitř implantátu, tak antiperiimplantační prvky, mikrozávity. Systém byl rozdělen na 5 typů s označením PV I. - PV V. Všechny tyto typy se lišily ve tvaru a v závitech. I. a III. typy byly, co se závitů týká, stejné. Měly jen jinou tvarovou úpravu (Obr.č. 1, 3 ). II. a IV. typy byly opět závitově podobné, pouze jejich tvar se lišil (Obr.č 2, 4 ). V. typ byl vytvořen pro angulovanou inzerci pod úhlem 45° v daných indikačních situacích se závitěm podobným I. typu (Obr.č. 5).

Každý typ implantátu sestával z fixtury, která byla válcového tvaru s apikálním kónickým zúžením. Toto zúžení mělo na sobě 2 zářezy pro snažší inzerci a kondenzaci kosti ve spongiózní části čelisti. Koronární úsek implantátu ve své okrajové části byl sešikmený pro možnost hlouběji implantát inzerovat do kosti a zároveň s předpokladem menšího namáhání kortikální kosti.

Závity na fixtuře byly s předvrtáním a sestávaly se ze 3 částí:

**První** – korunární část obsahovala mikrozávity, které byly na výšku rozdílné u jednotlivých podtypů.

**Druhá** – prostřední část se skládala ze závitů se stoupáním 0,6 mm. Pouze s tím rozdílem, že u typů I., III. a V. byly do hloubky 0,25mm a u typů II. a IV. byly do hloubky 0,15mm.

**Třetí** – apikální část byla ze závitů se stoupáním 0,6mm a hloubkou závitů od 0,3 do 0,5mm. Dále v apikální části byly 2 zářezy umožňující kondenzaci kosti při inzerci implantátu.

Vnitřní část fixtury implantátu obsahovala závit pro našroubování nástavby. Tato část byla nejhlubším prvkem fixtury. Následoval prvek - čtyřhran, který byl využit nejen jako antirotační prvek, ale i jako prvek pro snadnou inzerci implantátu. Dalším prvkem obsaženým ve vnitřní části implantátu byl samosvorný úhel 7°, který měl přenášet plně síly na větší plochu implantátu ve spojení nástavba – fixtura a dále měl mít antiperiimplantační vlastnosti.(Obr. č. 6)

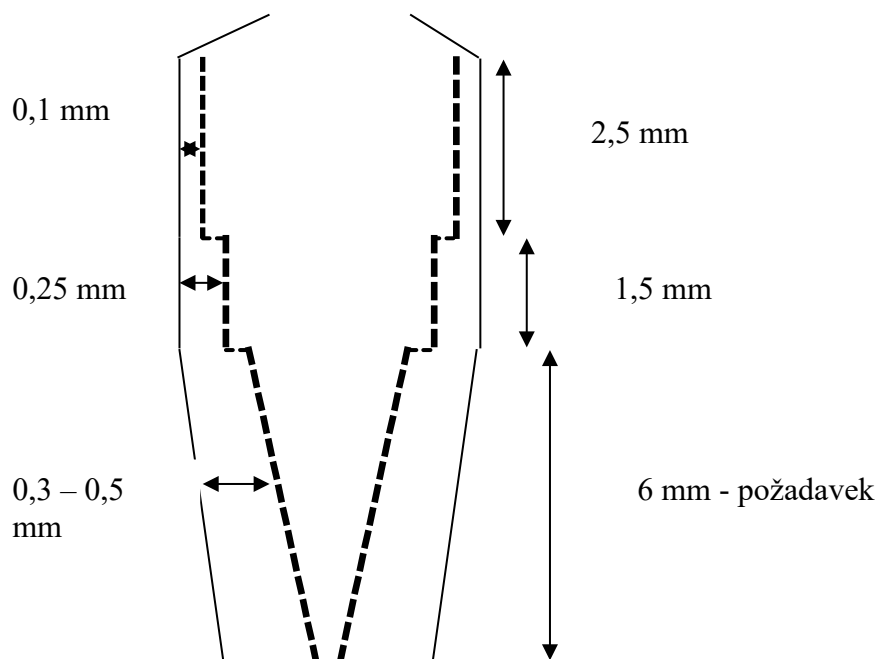
Nástavba byla tvořena šroubkem volným pro fixaci ve fixtuře, dále čtyřhranem zapadajícím do fixtury a kónickým rozšířením pro těsné spojení v oblasti samosvorného



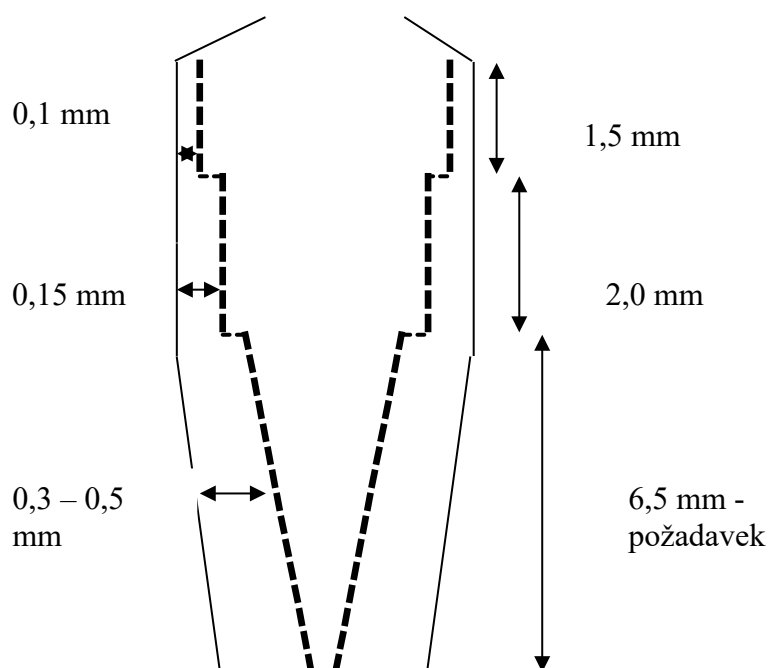
úhlu. Vlastní nástavba v gingivální části umožňovala vytvoření co nejmenšího mrtvého prostoru v oblasti přechodu kosti a gingivy svým zaoblením. Každá nástavba odpovídala standardně typům I. - IV. Pro typ V. je nástavba řešena odlišně. (Obr. č. 7)

Finální verze včetně výkresů jsou znázorněny na obrázcích 8 – 10.

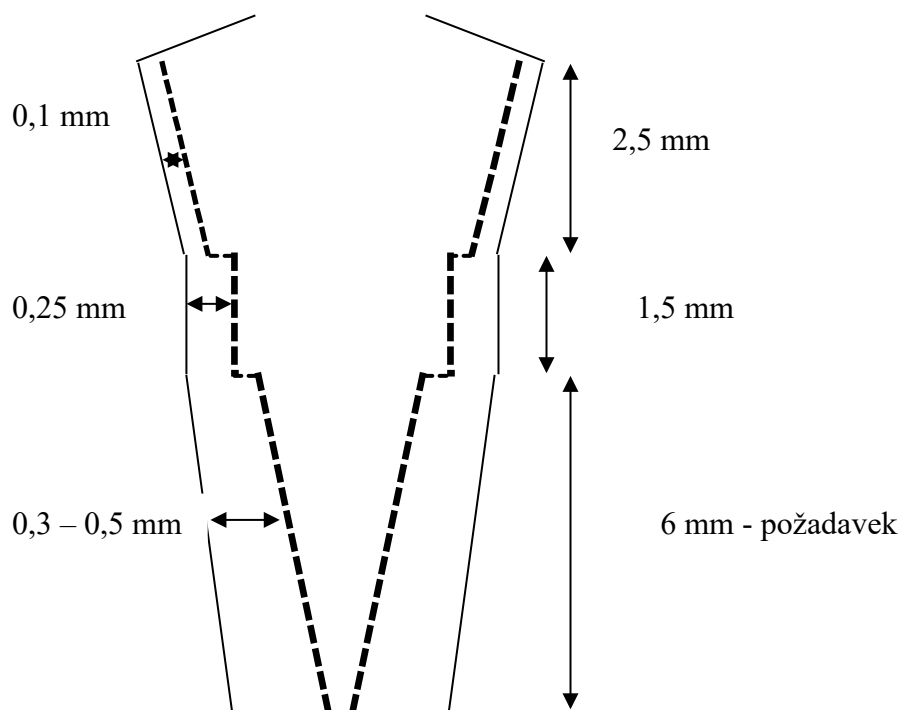
Typ PV I. implantátu – schéma stoupání a hloubky závitů (Obr. č. 1)



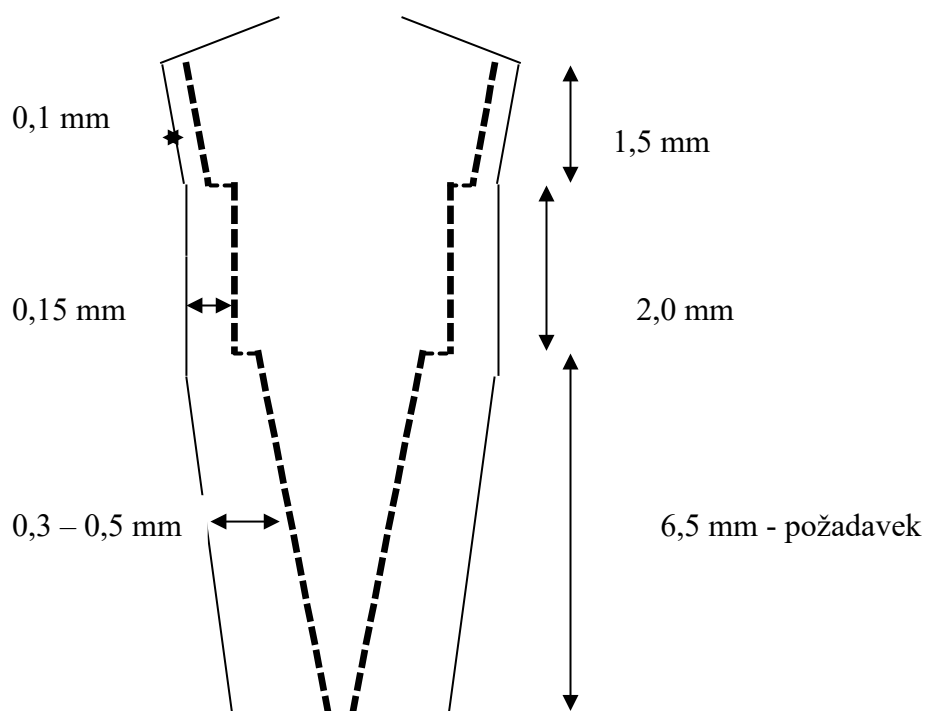
Typ PV II. implantátu – schéma stoupání a hloubky závitů (Obr. č. 2)



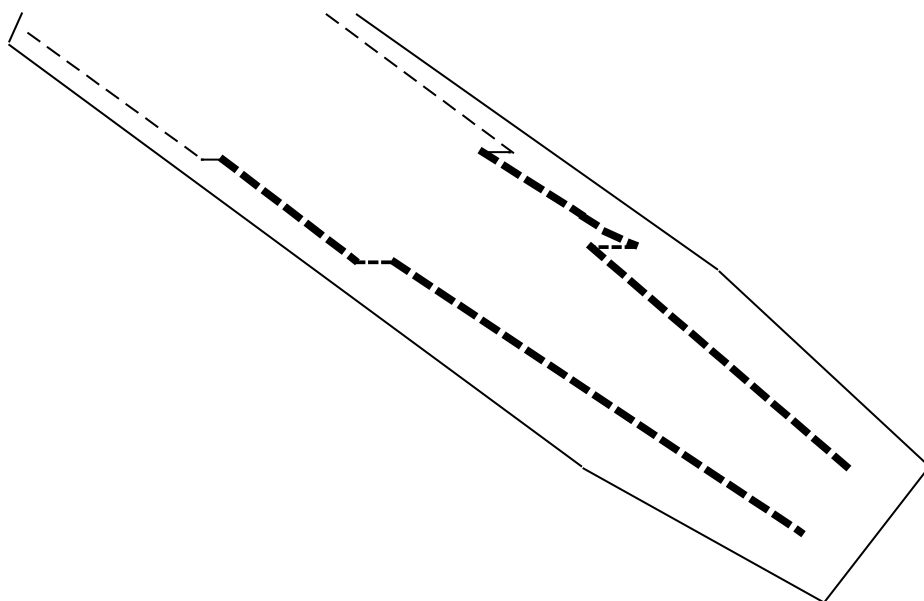
Typ PV III. implantátu ( Obr. č. 3)



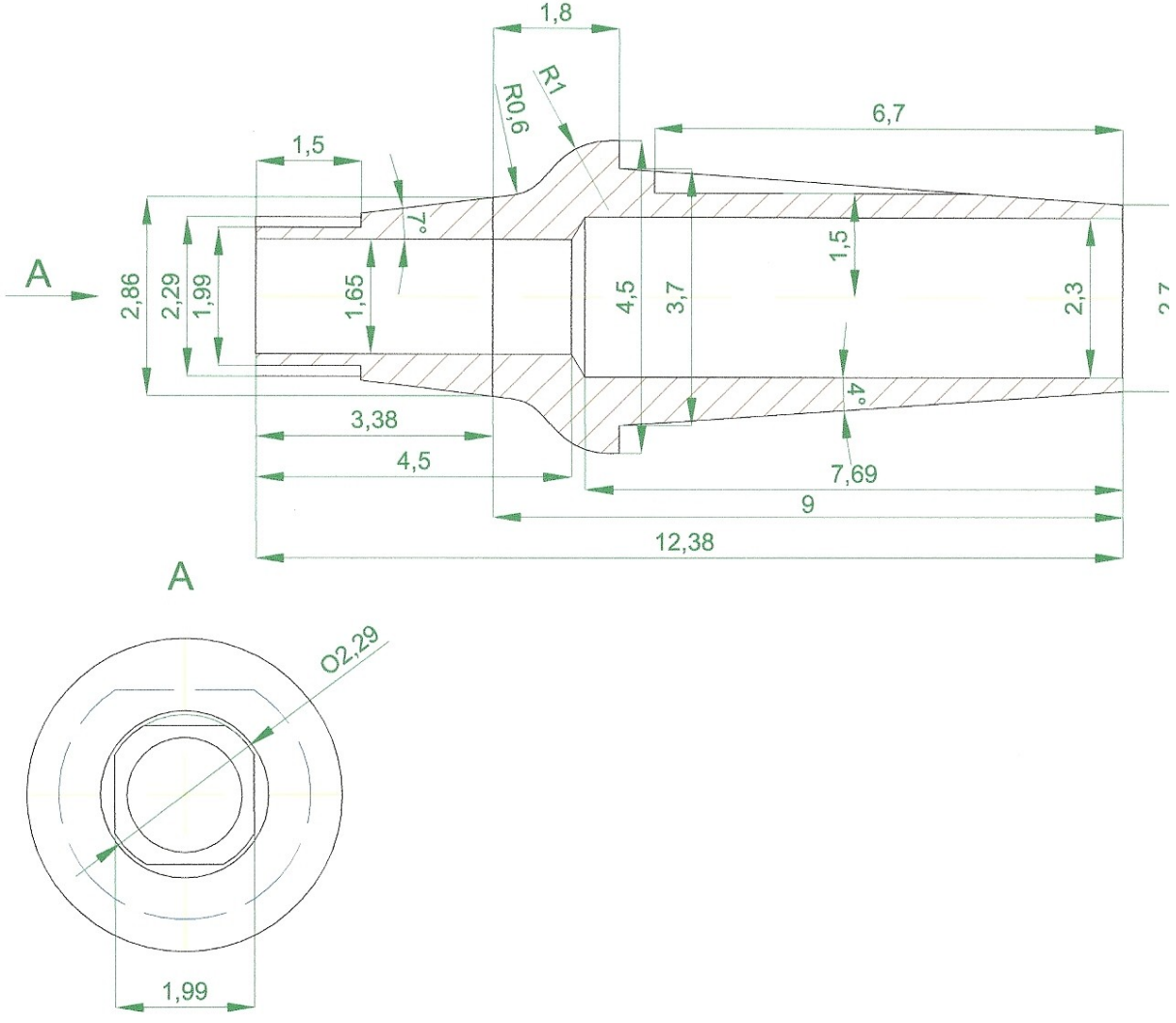
Typ PV IV. implantátu ( Obr. č. 4)



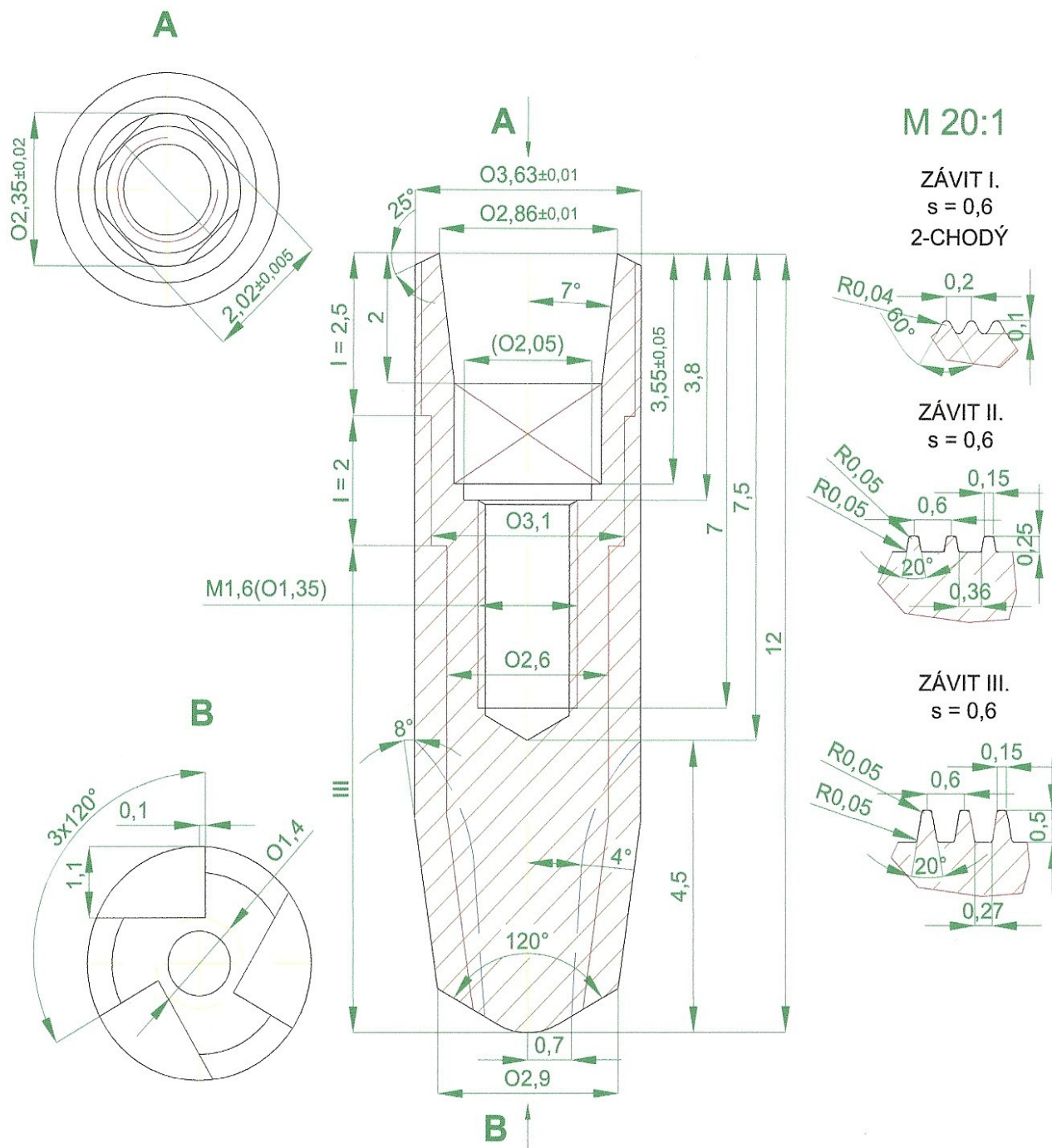
Typ PV V. implantátu ( Obr. č. 5)



10:1  $\sqrt[1.6]{\text{V}}$



10:1  $\sqrt{1,6}$



Obr. č. 6 Ukázka implantátu typ PV I. ve finální verzi – fixtura.

Obr. č. 7 Ukázka implantátu ve finální verzi – suprastruktura, pro typ PV I. - PV IV.



Obr. č. 8 Finální výkres implantátu – typ PV I.





Obr. č. 9 a 10 Implantáty podtyp I. a III.

### ***3.2 Testování mechanicko – fyzikálních vlastností implantátů.***

Pro simulaci kompaktní kosti – corticalis bylo zvoleno dřevo **jasanové**. Z tab. 1 je zřejmé, že tento typ dosahuje z běžných dřev nejvyšších hodnot pevnosti  $R_m$  ( až 145 MPa pro podélný směr) na úrovni pevnosti kompakty ( $70 \div 125$  MPa). Velmi podobné jsou i hodnoty modulu pružnosti (jasan  $E \approx 15,3$  GPa, corticalis  $14 \div 25$  GPa).



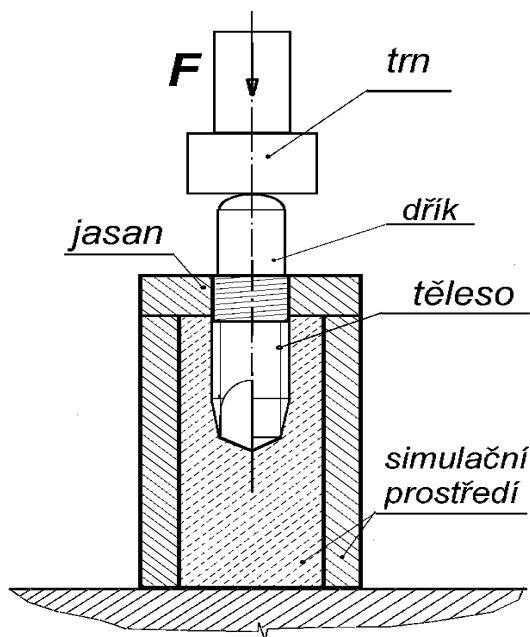
**Tab. 1.** Mechanické charakteristiky vybraných dřevin, plastů a kostní dřeně

<i>Materiál</i>	Modul pružnosti v tahu		Mez pevnosti v tahu		Mez pevnosti v tlaku		Mez pevnosti v ohybu
	$E_{\parallel}$ [GPa]	$E_{T\perp}$ [GPa]	$R_{m\parallel}$ [MPa]	$R_{mR\perp}$ [MPa]	$R_{mD\parallel}$ [MPa]	$R_{mRD\perp}$ [MPa]	$R_{mO\parallel}$ [MPa]
<i>SMRK</i>	14,3	0,5	103	2,2	44,4	3,4	80
<i>BOROVICE</i>			103	-	48,5	5,2	86
<i>BUK</i>			123	4,4	55,5	12,9	109
<i>DUB</i>			132	5,8	57,5	11,0	108
<i>JASAN</i>	15,7	1,9	145				123
<i>BALSA</i>	0,9 – 2,1		7,0 - 23	1,0	5 - 22		
PA-NYLON46	3,3		100				
PE EPOXY	3,1–10,6		33 – 70				
FFD MELAMINE	8,6-13,4		53 - 77				
<i>CORTICALIS</i>	14 – 25		70 - 125				
<i>SPONGIOSA</i>	0,15-1,8						

Z tabulky je dále zřejmé, že lze zjistit podobnost v hodnotách modulu pružnosti u spongiózního typu kostní dřeně a **balsy**. Je jasné, že jen stěží lze porovnat strukturu těchto dvou organických útvarů, kdy balsa má silně vrstevnatou strukturu oproti baňkovité ve spongióze. Z hlediska porovnatelnosti prostředí je ale zásadní odchylkou neschopnost balsy vytvořit efekty obdobné rozhraní živá kostní dřev – těleso implantátu. Proto výsledky v tomto simulačním prostředí mají hodnotu jen pro porovnání mechanického chování různých typů implantátů jednak v relativně měkkém prostředí (spongiosa) a relativně tvrdém prostředí (corticalis) při jeho zatěžování.

### Účel zkoušky

Zkouška zatlačováním nitrokostních těles je určena pro posouzení vlivu tvaru nitrokostního tělesa implantátu na jeho chování v prostředích o různé denzitě, simulujících různou kvalitu kostní hmoty. (Obr. č. 11)



### **Základní uspořádání zkoušky**

Zkouška je realizována tlakovým namáháním. Její základní uspořádání je na obr. 2.1. Při zkoušce je těleso o tvaru odpovídajícím tvaru nitrokostní části implantátu zavedeno zašroubováním do předřezaného závitu v prostředí, které simuluje vlastnosti kostní hmoty. Pak je pomocí trnu zatlačováno do simulačního prostředí.

### **Tvar zkušebních těles**

Tvar spodních částí zkušebních těles vychází z tvaru a rozměrů hodnocených nitrokostních těles. Horní část tělesa tvoří válcový dřík, zakončený nahoře polokulovou plochou zabezpečující osové dosednutí tlačného trnu.

Tělesa jsou kovová, pro porovnávací zkoušky je možné volit originální materiál (Ti Gr. 2 nebo 4, slitinu TiAl6V4 nebo i ocel). Deformace tělesa je proti deformaci prostředí zanedbatelná.

### **Simulační prostředí**

Jako prostředí simulující vlastnosti kosti jsou doporučena:

Pro simulaci kompaktní kosti – corticalis **jasanové dřevo**. To dosahuje z běžných dřev nejvyšších hodnot pevnosti  $R_m$  ( až 145 MPa pro podélný směr) na úrovni pevnosti kompakty (70 ÷ 125 MPa). Velmi podobné jsou i hodnoty modulu pružnosti (jasan  $E \approx 15,3$  GPa, corticalis 14 ÷ 25 GPa).

Pro simulaci vlastností spongiózního typu kostní dřeně dřevo **balsy**. Mají podobné hodnoty modulu pružnosti (balsa 2,9 až 2,1 GPa, spongióza 0,15 až 1,8 MPa) i pevnostní úrovně (řádově 10 MPa).

Při zkoušce je proto nutné zabezpečit shodnou kvalitu prostředí pro jednotlivé úrovně porovnání. Je nutné dodržet následující podmínky pro jednotlivá porovnání:

- shodné mechanické vlastnosti, ověřené zkouškou universální tvrdosti (Instrumentovaná vnikací zkouška stanovení tvrdosti a materiálových parametrů podle ČSN EN ISO 14557);
- shodnou orientaci vrstev dřeva pro jednotlivá porovnání použitých dřev; nejlépe kolmo na směr zatlačování implantátů.

#### **Doporučený tvar těles – bloků, simulujících prostředí:**

Jsou doporučeny čtyři simulační modely prostředí, které jsou znázorněny na obr. 12 až 14.

**Typ 1** (denzita I) byl vyroben z jasanu, simuloval při zkouškách prostředí kompaktní kosti – corticalis.

**Typ 4** (denzita 4) byl blok (hranol) ze dřeva balsy, která je pro případnou možnost upnutí do čelistí během zkoušky zpevněná povrchovou vrstvou z jasanového dřeva.

Složená prostředí jsou v podstatě kompozitní prostředí, tvořená maticí z balsy, která je obložena na bočních stěnách a především na horním povrchu vrstvou jasanu.

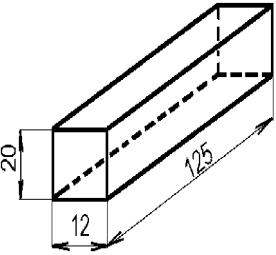
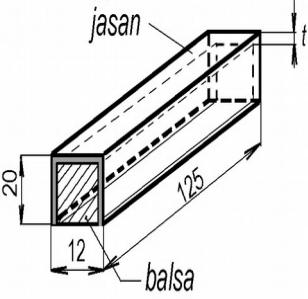
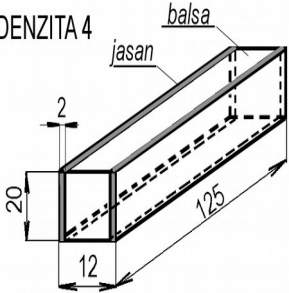
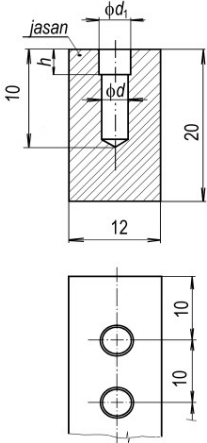
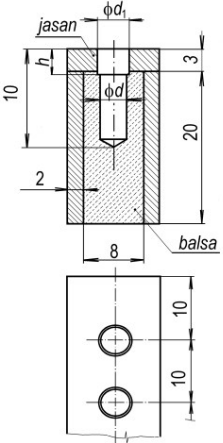
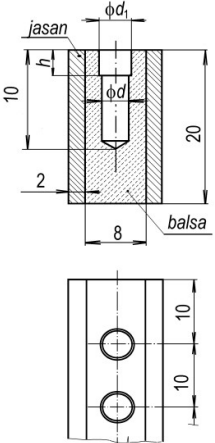
**Typ 2** (denzita 2) má tloušťku povrchové vrstvy z jasanu 3 mm, tloušťka bočního obložení z jasanu je 2 mm.

#### *Poznámka:*

---

*Nelze porovnat strukturu těchto dvou organických útvarů, kdy balsa má silně vrstevnatou strukturu oproti buňkovité ve spongióze. Z hlediska porovnatelnosti prostředí je ale zásadní odchylkou neschopnost balsy vytvořit efekty obdobné rozhraní živá kostní dřeň – těleso implantátu. Proto výsledky v tomto simulačním prostředí mají hodnotu jen pro*

porovnání mechanického chování různých typů implantátů jednak v relativně měkkém prostředí (spongiosis) a relativně tvrdém prostředí (corticalis) při jeho zatěžování.

<p>DENZITA 1</p> 	<p>DENZITA 2 (3)</p> 	<p>DENZITA 4</p> 
		
<p><b>Obr. 12</b> Prostředí „DENZITA 1“ – jasan</p>	<p><b>Obr. 13</b> Složená prostředí: „DENZITA 2“ :</p>	<p><b>Obr. 14</b> Prostředí „DENZITA 4“ – balsa + jasan</p>

**Typ 3** (prostředí denzita 3) tloušťka horní jasanové vrstvy je 1 mm, boční povrchové obložení má opět tloušťku 2 mm.

Ve všech tělesech (blocích, hranolech) je nutné strukturu dřeva orientovat léty do směru podélné osy hranolu, vrstvy kolmo na osy otvorů. Pro základní typ zkušebních těles o průměru 3,6 mm a délce 12 mm je  $\phi d_1 = 3,6$  mm,  $\phi d = 3,0$  mm,  $h = 3,0$  mm.

Pro tělesa implantátu s tvarovaným (např. kuželovým krčkem) je nutné horní část otvoru upravit způsobem odpovídajícím v lékařské praxi používaným nástrojům.

Místo otvorů zavrtných do hloubky podle délky nitrokostní části tělesa implantátu lze použít též hranoly s otvory průchozími. Tato úprava eliminuje vliv dosednutí implantátu do otvoru a je vhodná při posuzování efektů typu závitů implantátu, případně tvaru krčku.

### **Průběh zkoušky:**

Zkušební dřevěné hranoly jsou při zkoušce volně uloženy na spodní tlačné desce zkušebního stroje. Upínání hranolů do svěráku se vzhled k nízkým zátěžným silám a tuhé konstrukci zkušebního stroje nedoporučuje. Boční síly vyvolané při upnutí do svěráku mohou ovlivnit velikost deformační odezvy zvláště v hranolech o nízké denzitě.

Uložení těles implantátů do bloků jednotlivých prostředí:

Těleso implantátu o odpovídající geometrii uloženo do simulačního prostředí zašroubováním – podobně jako v reálné situaci. Závit je v simulačním prostředí vyřezán.

Zkouška ve slepém otvoru: Pro zašroubování tělesa do bloku je nutné používat **momentový klíč**, kterým je možné spolehlivě detekovat dosednutí tělesa implantátu na dno vždy stejnou úrovní předpětí danou úrovní kroutícího momentu (např. 1000 N.cm).

Zkouška v průchozím otvoru:

Dřík tělesa musí mít menší průměr než kterákoliv činná část zkušebního tělesa (Obr. č. 11). Vložení tělesa do shodných poloh lze ověřit shodným převýšením vrchlíku dříku nad povrchem hranolu.

Průběh zatěžování je možné zvolit ze dvou typů:

1) zatěžování klidně narůstající silou až do dosažení zvolené úrovně síly. Úroveň

zatěžující síly je volena na základě dvou přístupů:

- její maximální hodnota je stanovena s ohledem na úroveň kousacích sil a zkoušené prostředí,
- zatěžování je prováděno až na hodnotu síly, při které dochází ke kolapsu upevnění tělesa v prostředí, který je detekován náhlým poklesem zatěžující síly a výraznou pokračující deformací.

2) opakované zatěžování v mezích definovaných hodnotami „bodů obratu“, kdy po zatížení na zvolenou úroveň síly následuje odlehčení na nulovou hodnotu a opakované zatížení na zmíněnou úroveň síly. Tento postup lze opakovat vícekrát. Řídicím parametrem průběhu zatěžování je rychlost zatlačování (doporučeno 0,2 mm/min). Při zkouškách je průběžně snímána úroveň zatěžující síly a odpovídající velikost deformace.

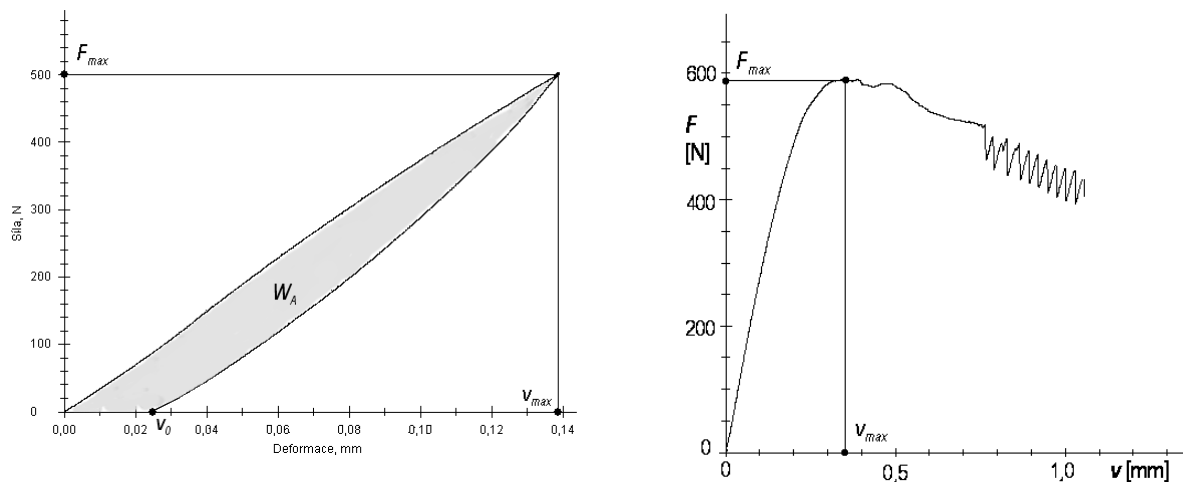
### **Vyhodnocení zkoušky**

Ze záznamu zkoušky v údajích síla - deformace jsou vyhodnoceny hodnoty maximálního zatížení  $F_{max}$ , odpovídající maximální deformace (zatlačení)  $v_{max}$  a zbytková deformace prostředí po odlehčení  $v_0$  (Obr. č. 15).

Z plochy hysterézní smyčky lze stanovovat hodnotu spotřebované energie (práce)  $W_A$ . Tyto údaje jsou měřítkem úrovně odezvy prostředí.

Dalším údajem je tuhost systému nitrokostní těleso – prostředí na základě sklonu deformační křivky síla – zatlačení tělesa  $dF/dv$  pro jednotlivé denzité prostředí.

Při zkouškách opakovaným zatěžováním lze kromě uvedených parametrů sledovat průběh usazování tělesa implantátu v prostředí a postupné „zhuňování“ prostředí při opakovaném zatěžování (projevuje se snižující šíří hysterézní smyčky a snižováním hodnoty  $W_A$ ) až do nasycení tohoto jevu, kdy uvedené sledované parametry se již nemění.



Obr. 15 Údaje odečítané ze záznamu zkoušky.

### Experimentální ověření vlivu tvaru tělesa na namáhání tělesa a kostního prostředí

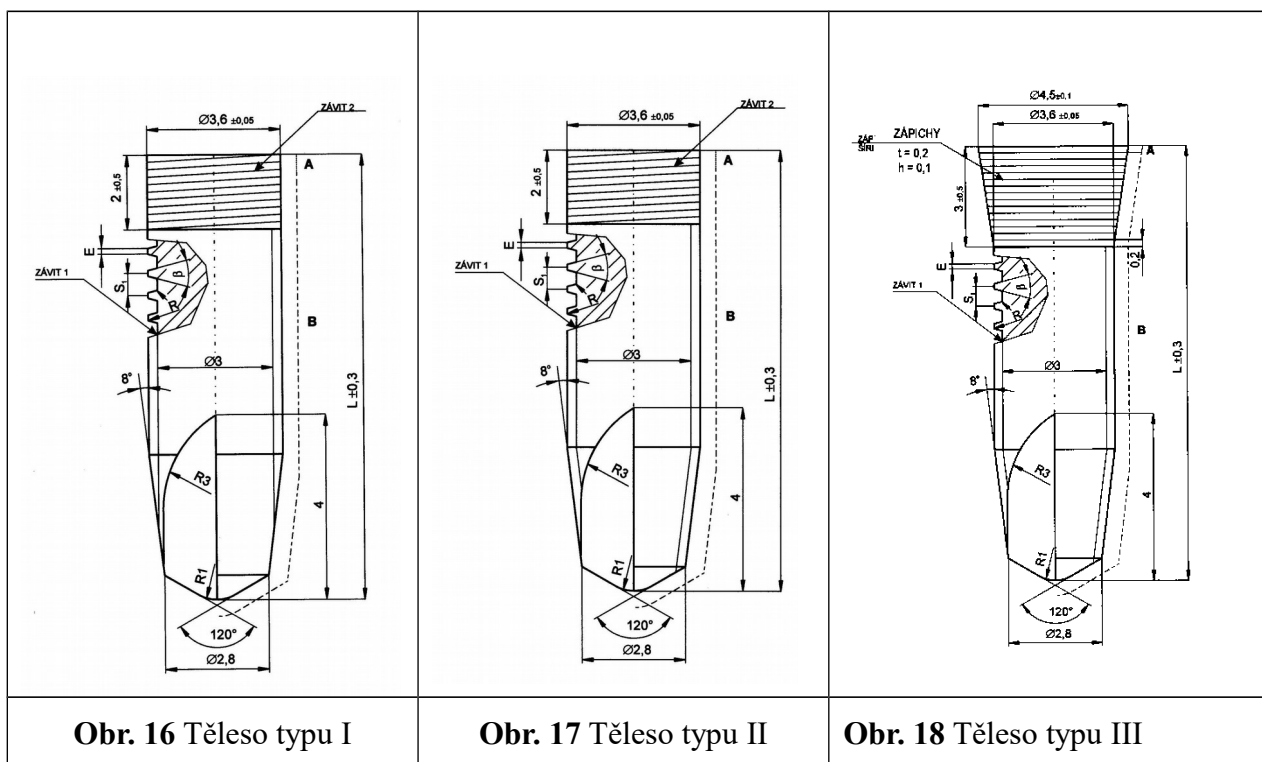
Byly použity následující tvary těles a typy prostředí:

**Zkušební tělesa** vycházely z tvarů tří základních typů těles dentálních implantátů (Obr. č. 16, 17, 18) Tělesa se od sebe liší výběhem samořezné části závitů (typ I a II) a kuželovou dosedací plochou v horní části tělesa typu III.

Pro experimenty byl jako základní typ vybrána tělesa o průměru 3,6 mm a délce 12 mm. Řada stoupání závitů, které byly ověřovány, byla 0,6 – 1,0 – 1,5 mm.

Zkušební tělesa pro zkoušky tlakem implantát - prostředí byla oproti tělesům na výkrese delší, nad oblastí jemného závitů v krčku byla opatřena válcovým nástavcem dříkem o výšce 10 mm, zakončeným polokulovou opěrnou plochou, která zabezpečovala přenos síly z tlačného trnu na těleso.

**Zkušební prostředí:** Simulační prostředí byla vytvořena podle obr. 2.2. Byly použity hranoly o dvou typech otvorů. První typ se slepým otvorem, ve kterém při zkoušce dosedalo těleso implantátu na zakončení otvoru, poskytl především poznatky o vlivu dosednutí implantátu v otvoru a o dějích při opakovaném namáhání.



Druhý typ s průchozím otvorem poskytl údaje pro srovnání různých typů závitů implantátu a o vlivu krčkové části implantátu.

Nyní uvedeme výsledky jednotlivých studií.

## ZKOUŠKA TAHEM

Zkouška tahem byla provedena za účelem ověřit skutečné vlastnosti materiálů – dřev pro simulační prostředí. Výsledky zkoušek jsou uvedeny v tabulce 2. Hodnoty meze pevnosti  $R_m$  odpovídají prvnímu porušení – rozštípnutí tahových tyčí.  $E$  je symbol modulu pružnosti v tahu,  $A_g$  je hodnota deformace v okamžiku působení maximální síly (před začátkem lomu).



**Tab. 2.** Vlastnosti dřev pro experimenty

<b>DŘEVO:</b>	E [GPa]		$R_m$ [MPa]		$A_g$ [%]
	<i>M</i>	<i>L</i>	<i>Měřeno:</i>	<i>Lit.</i>	
<b>JASAN</b>	19,6±1,0	15,7	152±4	145	1,12±0,02
<b>SMRK</b>	10,0±0,5	14,3	49,5±8,2	103	0,70±0,07
<b>BALSA</b>	6,19±0,3	Max.2,1	24,5±3,5	Max.23	0,60±0,04

Výrazně nižší hodnoty než je uváděno databázích vykázaly tyče ze smrkového dřeva.

Naopak vyšší hodnoty byly naměřeny jak pro jasanové dřevo, tak i pro balsu.

Při dalších experimentech jsme se setkali se značně proměnnou kvalitou balsového dřeva, kdy její pevnost spíše odpovídala tabulkovým údajům. Proto je nutné v průběhu zkoušky kvalitu dřev, zvláště balzy kontrolovat.

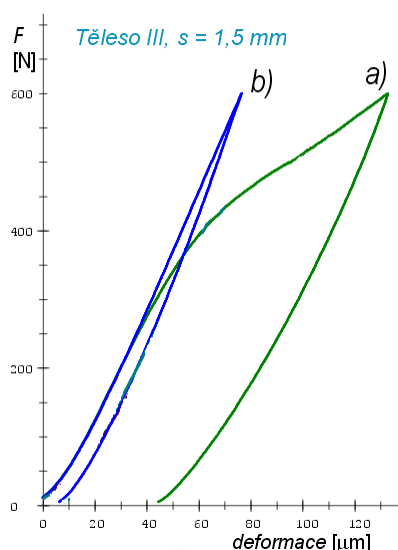
### **VLIV DOTAŽENÍ TĚLESA A OPAKOVANÉHO ZATĚŽOVÁNÍ**

Zkoušky byly provedeny ve slepých otvorech zakončených dosedacími plochami.

Vliv dotažený je patrný z obr. 19. Diagramy a) a b) odpovídají rozdílnému dotažení tělesa.

Při prvním způsobu byl vypočten přesah tělesa nad povrchem z hloubky otvoru a délky tělesa; těleso bylo tedy dotaženo těsně do kontaktu s dosedací plochou - diagram a) na

obr. 19. Při druhém způsobu uložení bylo těleso ponořeno hlouběji dalším pootočením o 90°, tedy o ¼ otočky – diagram b) na obr. 19.

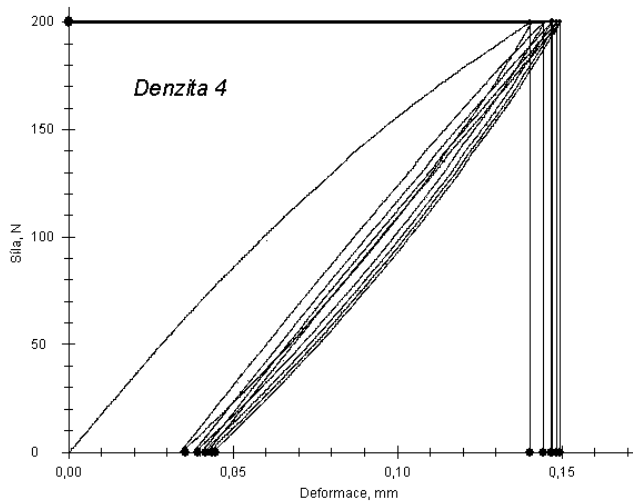


Obr. 19. Vliv dotažení

Po prvním způsobu dotažení odpovídá průběh zatěžování a odezvy – deformace (zatlačení tělesa) situaci, kdy je těleso po dotažení drženo především závitěm. Tvar diagramu tomu odpovídá, je v podstatě shodný s diagramy pro zatěžování v průchozím otvoru. Šířka diagramu je značná, po odlehčení zůstává velká zbytková deformace, která odpovídá deformaci prostředí v poměrně malé stykové ploše závitů. Při této zkoušce se projevil i vliv stoupání závitů.

Dotažení na dosednutí čela, případně s mírným předzatižením, výrazně mění průběh zatěžovacího diagramu b). Celý systém má nyní podstatně vyšší tuhost, průběh zatížení je strmý až do maximální zatěžující síly. Zbytková deformace po odlehčení je malá. Vliv stoupání závitů je nyní méně podstatný. Síla působící na těleso implantátu je do prostředí přenášena plochou dosednutí čela, která je větší než při zatěžování činná plocha závitů.

K obdobnému jevu „usazení“ závitů dochází při opakovaném zatěžování. To je zřejmé z obr. 20. pro těleso typu I, zkoušené opakovaným namáháním v prostředí o denzitě 4. Velikost zbytkové deformace, která je po prvním zatížení asi 0,038 mm se při každém dalším zatížení zmenšuje. Již po druhém cyklu zatížení je pouze 0,005mm.



Obr. 20. Vliv opakovaného zatěžování

Lze předpokládat, že po větším počtu zatížení se těleso implantátu v tomto poddajném prostředí – balse – usadí a deformace vyvolané zatěžováním budou v podstatě jen elastické. Otázkou je, po jakém počtu cyklů a též jaké další efekty toto zatěžování vyvolá.

### VLIV STOUPÁNÍ ZÁVITU NA ODEZVU NA TLAKOVÉ ZATÍŽENÍ V JEDNOTLIVÝCH DENZITÁCH

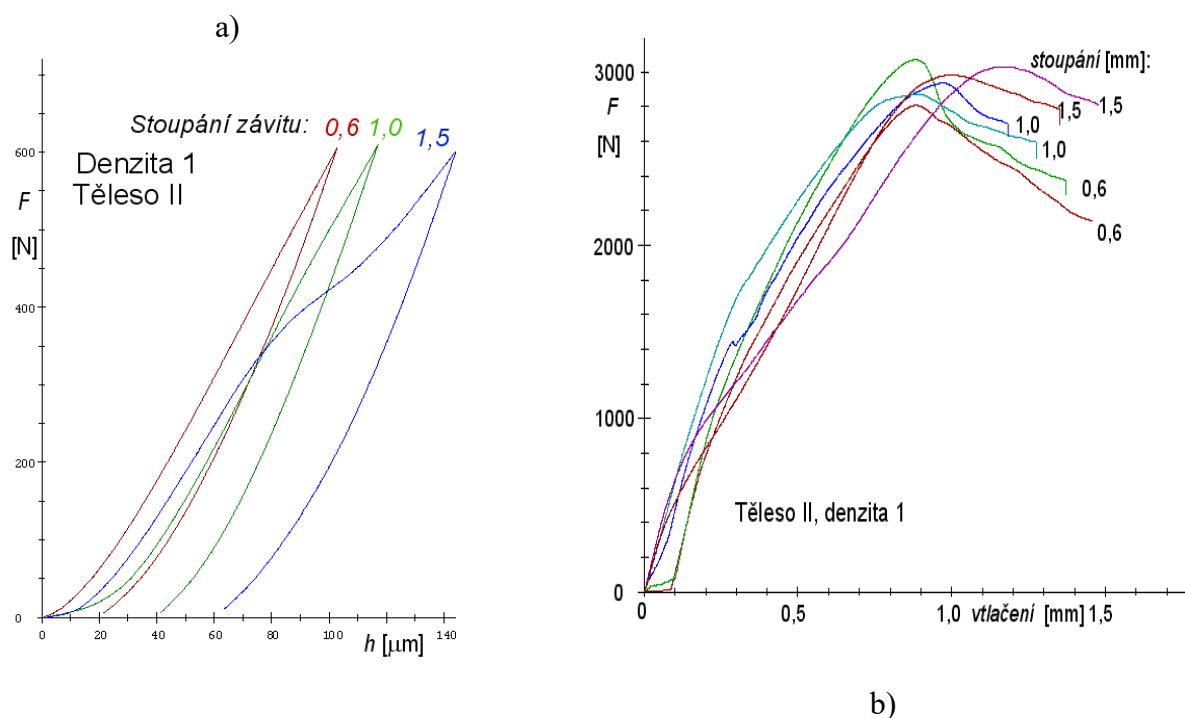
Tento experiment byl proveden a vyhodnocen pro tělesa typu 2. Byly použity dvě metody zatěžování:

- a) Zatížení na zvolenou úroveň síly: Při této metodě je měřítkem výhodnějšího typu závitu menší úroveň deformace, a to jak při maximálním zatížení, tak i hodnota zbytkové deformace (zatlačení implantátu) po odlehčení.
- b) Zatížení rostoucí silou na úroveň nutnou pro vyvolání kolapsu – do ztráty fixace závitu v simulačním prostředí.

*Poznátky z experimentů pro DENZITU 1:*

**Zatěžování na konstantní sílu 600 N:** Hodnota maximální i zbytkové deformace pro tuto denzitu roste se zvyšujícím se stoupáním závitu (Obr. č. 21a). Proto podle výsledku

tohoto experimentu je pro prostředí o vysoké hustotě (denzita 1) **výhodnější jemnější stoupání závitu.**



Obr. 21. Vliv stoupání závitu v denzitě 1: a) při konstantním zatížení b) na max. zatížení

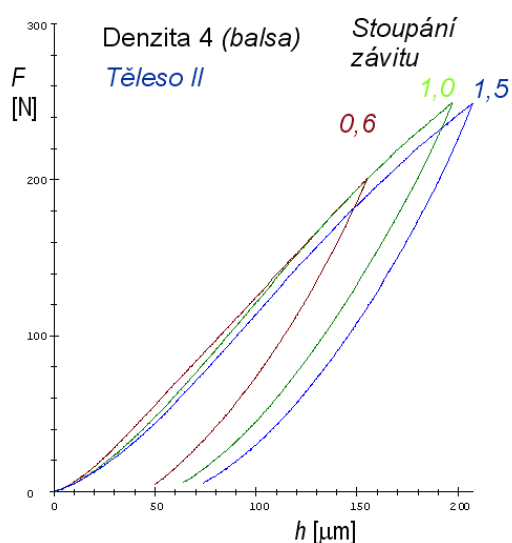
Vliv stoupání na **úroveň maximální síly** pro vtláčení, při které dochází k odtržení závitu je v tomto prostředí vysoké denzity méně výrazný. Jak u tělesa typu II s válcovým krčkem (obr. 21b) tak u tělesa III hodnota maximální síly, která vyvolá zatlačování implantátu přes závity je v podstatě stejná pro různá stoupání závitu.

S ohledem na tyto výsledky lze konstatovat, že pro denzitu I není vliv stoupání závitu významný, nicméně **jako výhodnější se jeví jemnější stoupání závitu.**

**DENZITA 4** (balza jako simulace spongiosy) – poznatky z experimentů:

**Zatížení na konstantní sílu:** vliv stoupání závitu je méně výrazný (Obr. č. 22); největší deformace je zřejmá u stoupání 1,5 mm. Šířka hysterézní smyčky je ovlivněna vyšším

zatížením při této zkoušce. Deformace je pro tuto denzitu ve srovnání s denzitou 1 vyšší, pro zkušební zatížení 200 N se pohybuje zatlačení okolo 175  $\mu\text{m}$ . V denzitě 1 byla touto silou vyvolána deformace asi 40  $\mu\text{m}$ . Obdobně rozdílná je i zbytková deformace, která v denzitě 4 činí 50  $\mu\text{m}$ , což je více než je zbytková deformace v denzitě 1 po zatížení na 600 N (40  $\mu\text{m}$ ).

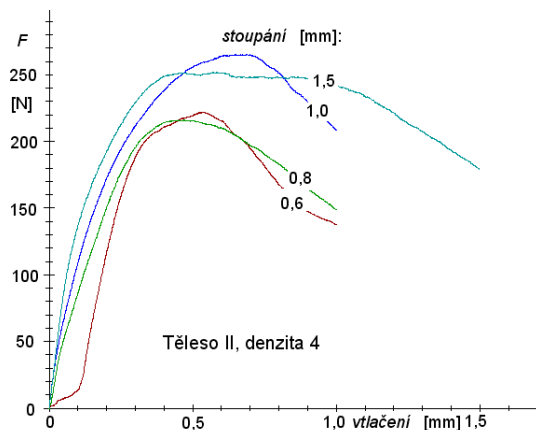


Obr. 22. Vliv stoupání závitu – denzita 4

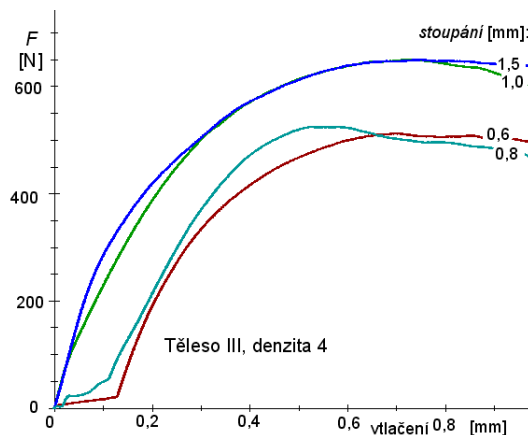
Porovnatelnost měření v této denzitě je značně ztížena výraznými rozdíly v úrovni mechanických vlastností jednotlivých sad balzy; úroveň maximálního zatížení, při kterém dochází k „utržení“ závitu v balze se v dodávaných balzových hranolech lišila 3x.

#### **Zkouška na maximální zatížení:**

V této denzitě simulované balzou se průběhy křivek zatížení – vtlačení (Obr. č. 23 a, b) rozdělily do dvou skupin. První skupinu, vykazující nižší únosnost, představují závity jemné o stoupání 0,6 a 0,8. Druhá skupina je tvořena závity o stoupání 1,0 mm a 1,5 mm, pro které byly úrovně maximálního zatížení jednoznačně vyšší.



**Obr. 23a.** Těleso II v denzitě 4



**Obr. 23b.** Těleso III v denzitě 4

Tento jednoznačný vliv stoupání závitu je patrný jak u tělesa typu II, tak i u tělesa typu III. Pro toto těleso jsou úrovně síly, potřebné pro vyvolání kolapsu uchycení implantátu v prostředí denzity 4 výrazně vyšší (např. 650 N oproti 250 N pro stoupání 1,5mm), což je dáno odporem prostředí proti vtlačení kuželového krčku tělesa.

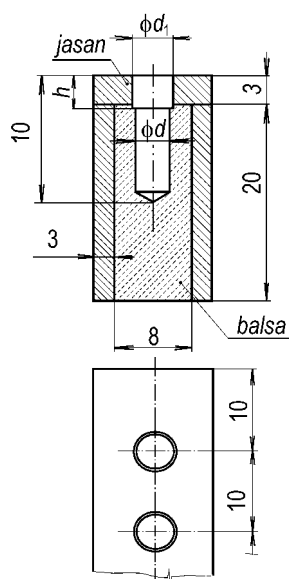
**Lze tedy konstatovat, že pro prostředí o nízké denzitě, simulované dřevem balzy, se na základě výsledku zkoušky vtlačení pod kolmým zatížením jeví jako vhodnější závit s větším stoupáním, konkrétně nad 1,0 mm**

### DENZITA 2 a 3:

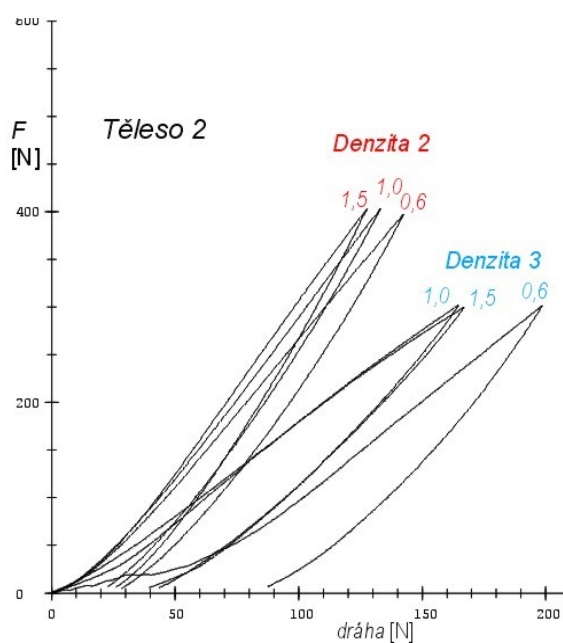
Pro zkoušky byly navrženy i dva typy složených denzit s relativně tvrdou povrchovou vrstvou tvořenou jasanem a měkkým jádrem, simulujícím spongiózní vnitřní výplň čelistní kosti. Denzity se lišily tloušťkou povrchové jasanové vrstvy, u denzity 2 je 3 mm (Obr. č. 24), u denzity 3 je tloušťka vrchní vrstvy jen 1 mm.

#### a) Zatěžování na konstantní sílu:

Vliv typu závitu je ve složených denzitách nevýrazný. Ze záznamů zkoušky (Obr. č. 25) lze usoudit na mírně lepší chování závitů s větším stoupáním 1,0 a 1,5 mm než u závitu se stoupáním 0,6 mm.



Obr. 24. Blok o denzitě 2



Obr. 25. Vliv závitů pro těleso II

Je zřejmá výrazně vyšší tuhost denzity 2.

### b) Zatěžování na maximální sílu

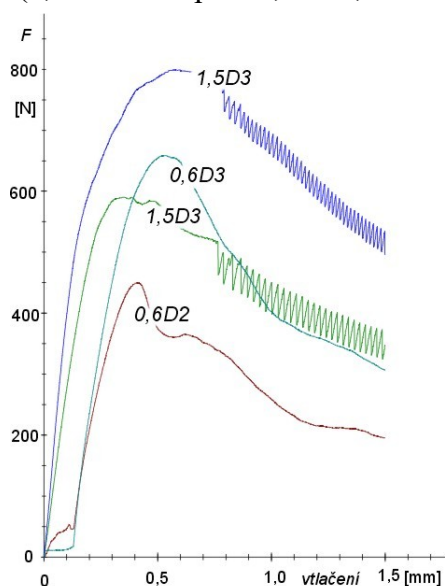
U tělesa II výrazně projevuje vliv stoupání závitů (Obr. č. 26). Pro denzitě 2 při použití těles s jemnějším stoupáním závitů (0,6 mm) má prostředí nižší únosnost (přibližně 400

N) než pro tělesa se závity s větším stoupáním 1,0 a 1,5 mm (600 N). Hodnoty síly, nutné pro vtlačení tělesa naměřené v denzitě 3 jsou značně vyšší než v denzitě 2. To lze vysvětlit jedině odlišnou kvalitou balzy použité pro tyto bloky.

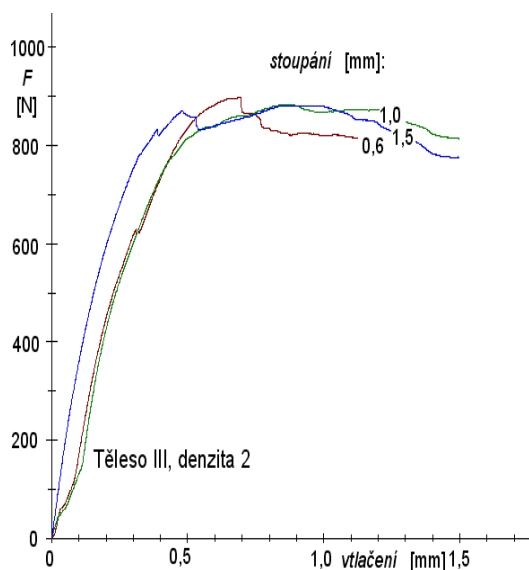
Při zatlačování tělesa II (obr. 2.6) se stoupáním závitu  $s = 1,5$  mm se po vtlačení tělesa o 0,75 mm projevují na diagramu pravidelné kmity síly o periodě přibližně 0,033 mm a rozkmitu 120N. Tento jev jsme považovali za důsledek pronikání krčku tělesa opatřené jemným závitem povrchovou jasanovou vrstvou; jeho stoupání je ale podstatně hrubší (0,2 mm) než perioda kmitů.

Při zatlačování tělesa III se vliv stoupání závitu v podstatě neuplatní (Obr. č. 27). Úroveň síly je v důsledku zatlačování kužele krčku vyšší, maximum síly je dosaženo při hlubším vtlačení kužele než u tělesa II a pokles síly po dosaženém maximu je jen mírný, opět vtlačování kužele otvorem probíhá při konstantní síle.

Obr. 26. Výsledky v denzitách 2 a 3 pro těleso II.  
(1,5D3 = stoupání 1,5 mm, denzita 3)







Obr. 27. Těleso III, denzita 2

#### SHRNUTÍ VLIVU STOUPÁNÍ ZÁVITU NA FIXACI TĚLESA V IMPLANTÁTU:

- průkaznější výsledky poskytuje zkouška vtlačováním tělesa implantátu až na maximální sílu, vyvolávající kolaps – ztrátu fixace závitů tělesa implantátu v prostředí dané denzity.
- provedené experimenty jednoznačně prokázaly, že **pro prostředí o nízké denzitě**, simulované dřevem balzy, je **vhodnější závit o větším stoupání** (nad 1 mm). Jeho únosnost je větší, ke kolapsu fixace dochází při vyšších působících silách.
- tento efekt stoupání závitů je patrný i ve složených denzitách 2 a 3 s tvrdou povrchovou vrstvou jasanu. I zde se jeví jako výhodnější závit o větším stoupání.
- v denzitě o největší hustotě není efekt stoupání závitů tak významný, nicméně se zde projevuje opačná tendence. Těleso s jemnějším závitěm je do prostředí hustoty 1 (jasan) zatlačováno méně a též zbytková deformace prostředí po odlehčení tělesa s jemnějším závitěm je menší. Proto lze **závit s jemnějším stoupáním** doporučit **pro prostředí vyšší hustoty**.
- při zkouškách s tělesem typu III jsou tyto projevy méně výrazné, jsou ovlivněny zatlačováním kuželovitého krčku do horní vrstvy prostředí.
- tyto tendence jsou zřetelně viditelné na výsledcích experimentů – diagramech síla – vtláčení při zatěžování v průchozí díře. V případě experimentů do předvrtaných slepých

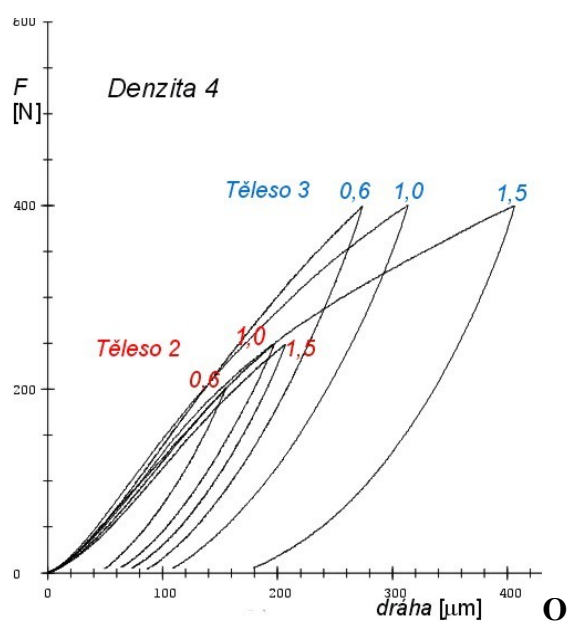
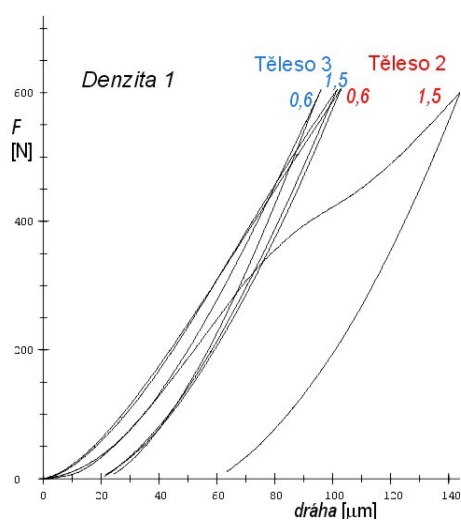
otvorů, kde dojde k opření tělesa o zakončení otvoru, jsou výše popsané efekty překryty úrovní kontaktu spodku tělesa.

## VLIV TVARU TĚLESA NA ODEZVU V RŮZNÝCH PROSTŘEDÍCH

### Zatěžování na konstantní sílu:

**Prostředí o denzitě 1** (simulace vlastností corticalis): při srovnatelném zatížení je tělesem typu III vyvolána nižší úroveň deformace prostředí než u tělesa II. Je to dáno opěrným efektem horní kuželové části tělesa, který překrývá vlivy stoupání závitů. Zvláště výrazný je tento jev pro těleso se stoupáním závitů 1,5 mm (Obr. č. 28), kdy jak velikost deformace při maximálním zatížení, tak i zbytková deformace a plocha hysterézní smyčky je podstatně větší.

Obr. 28. Tělesa II a III v denzitě 1



Obr. 29. Tělesa II a III v denzitě 4

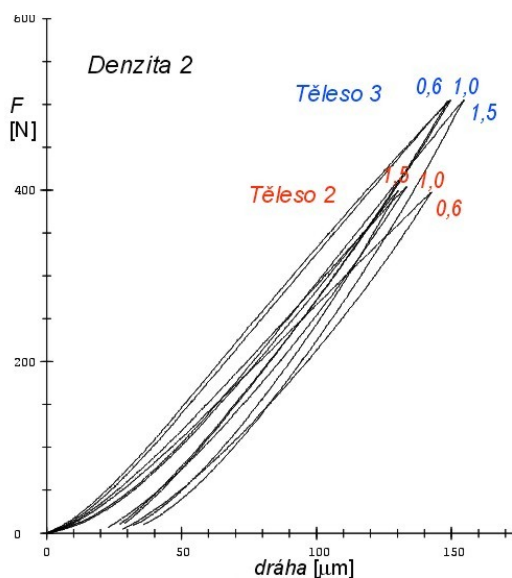
**Prostředí o denzitě 4:** Deformační odezva prostředí je pro obě tělesa při srovnatelných silách velmi podobná. Je zřejmé, že v prostředí o nízké denzitě se opěrný efekt kuželovitého tvaru krčku neuplatní. (Obr. č. 29)

**Složená prostředí o denzitě 2 a 3:**

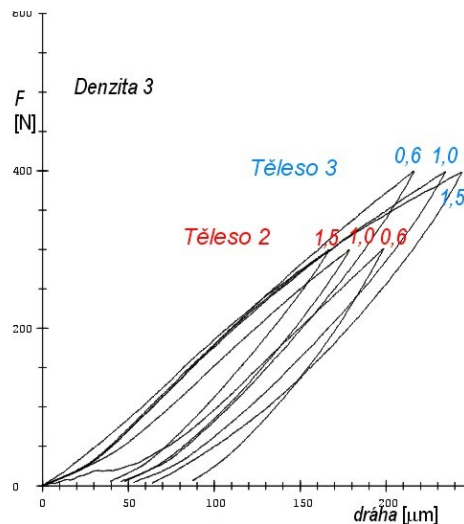
V prostředí denzity 2 (Obr. č. 30) mírně nižší deformaci prostředí vyvolává těleso typu III. To odpovídá „zpevňujícímu“ efektu kuželovitého krčku. Stoupání závitů nehraje roli.

V prostředí denzity 3 (Obr. č. 31) jsou rozdíly v chování těles II a III zanedbatelné. V tomto složeném prostředí, kde je povrchová tvrdší vrstva jen velmi tenká, se efekt kužele u tělesa III neuplatní a velikosti deformací při stejných zatíženích jsou srovnatelné.

**Obr. 30.** Vliv typu tělesa v denzitě 2



**Obr. 31.** Vliv typu tělesa v denzitě 3



**Deformace při maximální síle:**

Při zkoušce tlakem – vtlačováním až na maximální sílu byly porovnávány tělesa

typu II a III . Rozdíly ve tvaru těles se nejvíce projevily při jejich vtláčování do prostředí o nejmenší denzitě 4, kdy tělesa byla zatlačována přímo do prostředí balzy. Maximální síla pro zatlačení tělesa typu III byla více než dvojnásobná (2,6x vyšší) než v případě tělesa typu II s válcovým krčkem.

V prostředí denzity 1 o největší hustotě, simulované dřevem jasanu, byly rozdíly v maximální síle zanedbatelné (Tab. č. 3). Tento jev souvisí s tím, že tvrdé jasanové dřevo se při vtláčování kuželové části implantátu štípe, směrem od jeho povrchu dovnitř.

Složené prostředí o denzitě 2 vykazovalo nárůst maximální síly o 33% ve prospěch tělesa typu III s kuželovou krčkovou částí, ale i zde dochází k rozštípnutí povrchové vrstvy jasanu.

Tab. 3. Porovnání vlivu tvaru těles na únosnost

TĚLESO:	$F_{\max}$ [N]		
	Prostředí:		
	4 (balza)	1 (jasan)	2 (složená)
<b>II</b>	250	3000	600
<b>III</b>	650	3050	880

#### Závěr k vlivu tvaru tělesa implantátu:

- tvar tělesa, jmenovitě kuželový tvar krčku nitrokostního tělesa typu III je významný pro nižší denzitu prostředí;
- v denzitě o vysoké hustotě se vliv odlišnosti tvaru krčku téměř neprojeví. Při zkoušce zatlačováním tělesa implantátu dochází k rozštípnutí simulačního prostředí podél let dřeva jasanu. To ale není plně poznaček korespondující plně chování kompaktní kostní oblasti při její deformaci vtláčováním implantátu vzhledem k její odlišné spíše buňkovité struktuře.
- ve složeném prostředí se vliv kuželové části krčku projevuje zvýšením únosnosti asi o 33%. I zde dochází k porušení – rozštípnutí vrchní tvrdé jasanové vrstvy.

## Posouzení kvality vytvoření závitů v základních simulačních prostředích

Tato studie úzce navazovala na experimenty v simulačních prostředích provedené zkouškou zatlačováním. Byla zaměřena na vyhodnocení kvality závitů vytvořeného v jednotlivých simulačních denzitách a pomohla tak vysvětlit některé poznatky, získané při experimentech týkající se vhodnosti jednotlivých typů závitů pro různá prostředí.

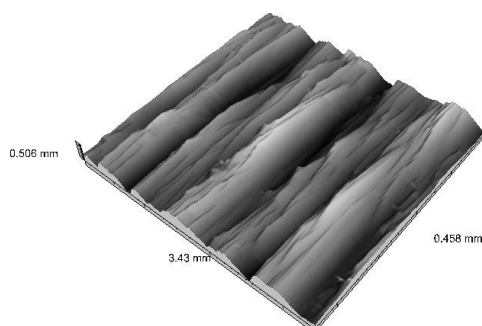
## Měřené povrchy a vzorky

V této části zprávy etapy III jsou uvedeny výsledky měření textury povrchu materiálů simulujících přibližné vlastnosti struktury čelistní kosti. V tomto materiálu byly implantáty zasazovány při zkouškách mechanických vlastností. Pro simulující materiály byly zvoleny dva druhy dřev - balza a jasan.

Na těchto materiálech byla měřena:

- textura obou materiálů na boční i vrchní straně v podélném i příčném směru;
- tvar závitů vytvořený ve dřevě po zkouškách mechanických vlastností.

## Tvar a profil závitů - implantát v balze (denzita 4)



Obr. 32. Profil závitů v balze

Vzhled tvaru závitu v balze zde uvádíme ve 3D zobrazení na obr. 32, další vyhodnocení (histogram rozložení souřadnic vrcholů na ploše a Abottova křivka) jsou uvedena ve zprávě za III. etapu zakázky. Profily v balze byly vytvořeny implantátem se stoupáním závitu 0,6 mm. Z profilů je patrné, že některé závity jsou deformovány, neproříznuté až do spodní části profilu, nejsou v plném rozsahu všechny profily zaplněny balzou až do vrcholu závitu

Jsou patrné značné rozdíly v profilech jednotlivých závitů, které se v celkovém pohledu ztrácejí v nerovnostech na povrchu profilu. Závit není dobře propracován, což svědčí o nehomogenně materiálu balzy v případě vytváření závitu při zavedení implantátu, jsou patrné výrazné nedokonalosti v profilech závitu, jako je nedosažení plného profilu, vytrhání části profilu apod.

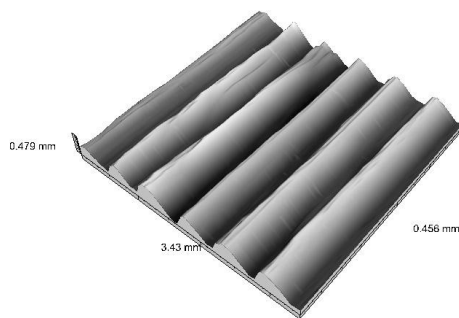
### **Tvar a profil závitu - implantát jasanu (denzita 1)**

Byly porovnávány závity o těchto parametrech:

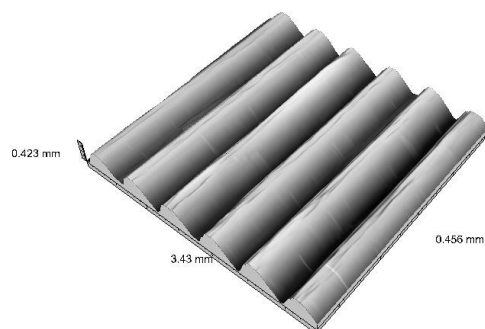
- a) závit se stoupáním 0,6 mm, (Obr. č. 33)
- b) - závit se stoupáním 0,8 mm, (Obr. č. 34)
- c) - závit se stoupáním 1,0 mm, (Obr. č. 35)
- d) - závit se stoupáním 1,5 mm, (Obr. č. 36)

Zobrazení závitů na povrchu vzorků jasanu ve 3D zobrazení ukazují na pravidelný a velmi dobře vykreslený otisk profilu implantátu v jasanovém vzorku. Dílčí nedokonalosti se projevují více na vrcholech závitu zejména při větším stoupání - je to pravděpodobně způsobeno jiným způsobem deformačního chování u dřeva při tvarování závitu s velkým stoupáním. 3D profil závitu se stoupáním 0,6 mm svědčí o velmi dobrém otisku závitu implantátu v jasanovém vzorku.

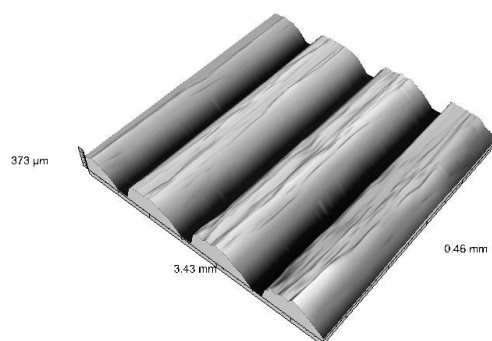
U závitů se stoupáním 1,0 a 1,5 mm je větší hmota materiálu mezi jednotlivými profily; otisk implantátu je velmi dobrý, profil závitu se spíše blíží lichoběžníkovému profilu závitu.



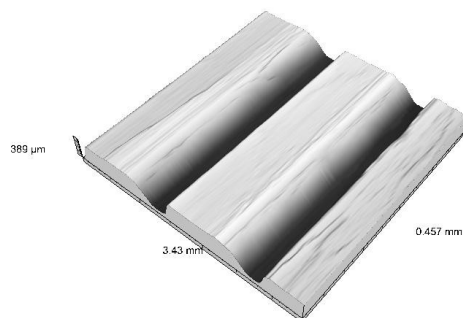
Obr. 33. Závit v denzitě 1,  $s = 0,6\text{mm}$



Obr. 34. Závit v denzitě 1,  $s = 0,8\text{mm}$



Obr. 35. Závit v denzitě 1,  $s = 1,0\text{ mm}$



Obr. 36. Závit v denzitě 1,  $s = 1,5\text{ mm}$

### Závěr k hodnocení tvaru a profilu závitů

Z výsledků měření profilu závitu ve vzorcích z balzy a jasanu vyplývají následující závěry:

#### Balza – denzita 4:

1. Profil závitu v balze není dobře propracován, má charakter odpovídající velmi členité a výškově nesterjnorodé ploše, což svědčí o nehomogenitě materiálu balzy v případě vytváření závitu při zavedení implantátu. Histogram rozložení souřadnic profilu závitu neodpovídá rovnoměrnému tvaru a profilu závitu křivka; materiálového profilu nemá charakter, který by odpovídal profilu závitu.
2. Profily závitu v balze jsou deformovány, neproříznuté až do spodní části profilu, nejsou v plném rozsahu všechny profily zaplněny balzou až do vrcholu závitu.

3. U parametrů textury povrchu jsou patrné velké rozdíly, jak ve výškových parametrech, tak i v délkových parametrech. Rozdílné hodnoty jednotlivých parametrů se liší až o cca 100% a to je pro profil závitů nestandardní rozptyl.

**Jasan:**

1. Profil závitů u vzorků z jasanu je pravidelný a velmi dobře vykreslený.
2. Závity ve vzorcích z jasanu jsou velmi dobře vykresleny, na závitech je jen málo nedokonalostí jako v případě vzorku z balzy.
3. Profily závitů ve vzorcích z jasanu jsou velmi dobře vytvarovány, jsou vyplněny od vrcholů ke dnu závitů; zaplnění závitů je velmi dobré a nejsou patrné nedokonalosti jako v případě závitů ve vzorku balzy.
4. U parametrů textury povrchu závitů jsou malé (nevýznamné) rozdíly, jak ve výškových parametrech, tak i v délkových parametrech. To svědčí o velmi dobrém tvaru profilu závitů v jasanu.

Textura povrchu a profily závitů v hodnocených materiálech dřev se velmi liší, balza je materiál spíše porézní s nedokonalostmi ve struktuře, jasan je materiál kompaktnější s menšími nerovnostmi při jeho opracování. Profily závitů v balze nejsou dobře vytvarovány, naopak v jasanu jsou profily úplné s pravidelným tvarem.

Tyto rozdílné vlastnosti materiálů vzorků dřev potvrzují jejich rozdílné použití při zkouškách mechanických vlastností systému implantát - čelistní kost. V případě balzy se lze domnívat, že se může jednat o vlastnosti systému těsně po zavedení implantátu nebo zavedení implantátu v řídké tkáni; vlastnosti jasanu se spíše blíží k vlastnostech implantátu již s plnou funkcí po zavedení a zhojení nebo po zavedení implantátu v homogenní kostní čelisti.



### ***3.3 Povrchová úprava implantátů a její vyhodnocení, zahrnující mechanicko – fyzikální vlastnosti a biologické vlastnosti povrchové vrstvy.***

Byly vytvořeny terčíky o průměru 8mm a výšce 3 mm z technicky čistého titanu a tyto terčíky byly upravovány různými technikami tak, aby bylo vytvořeno několik variant povrchů co do struktury s kontrolní pozitivní variantou. Všechny terčíky byly tryskově obrobena a poté v každé variantě byly provedeny odlišné kroky v úpravě terčíků.

Vše je uvedeno v tabulce (Tab. č. 4).

Tab. 4 Rozdělení vzorků upravených různými metodami

<b>Povrch</b>
Leštěný
leštěný a leptaný
zrnitost 120
zrnitost 120 a leptaný
zrnitost 60
zrnitost 60 a leptaný
zrnitost 22
zrnitost 22 a leptaný
kontrola sklo

Vzorek leštěný – byl upravený postupem

- : nejdříve tryskovým obrobením základního materiálu
- : oprání v acetonu
- : odmoření pomocí HF a HNO<sub>3</sub>
- : neutralizace kyselin vodou
- : oprání v alkoholu
- : pasivace na vzduchu při 180°C 30 min, potom pozvolna ochladit

Vzorek leštěný a leptaný – úprava

- : tryskové obrobení základního materiálu
- : oprání v acetonu
- : leptání pomocí HNO<sub>3</sub>
- : neutralizace kyselin vodou

- : oprání v alkoholu
- : pasivace na vzduchu při 180°C 30 min, potom pozvolna ochladit

Vzorek pískovaný (všechny zrnitosti – 120, 60, 22)

- : nejdříve tryskovým obrobením základního materiálu
- : oprání v acetonu
- : opískování (danou velikostí zrn AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)
- : oprání v acetonu
- : odmoření pomocí HF a HNO<sub>3</sub>
- : neutralizace kyselin vodou
- : oprání v alkoholu
- : pasivace na vzduchu při 180°C 30 min, potom pozvolna ochladit

Vzorek pískovaný a leptaný (všechny zrnitosti – 120, 60, 22)

- : nejdříve tryskovým obrobením základního materiálu
- : oprání v acetonu
- : opískování (danou velikostí zrn AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)
- : oprání v acetonu
- : leptání HNO<sub>3</sub>
- : neutralizace kyselin vodou
- : oprání v alkoholu
- : pasivace na vzduchu při 180°C 30 min, potom pozvolna ochladit

Po sterilizaci autoklávováním byly vzorky materiálu vloženy do jamek kultivační nádoby a převrstveny suspenzí buněk o standardizovaných hustotách.

Kultivace probíhala při 37°C v 5% atmosféře CO<sub>2</sub>.

Po ukončení kultivace byly vzorky s narostlými buňkami vloženy do glutaraldehydového fixativu a po fixaci standardně odvodněny.

Pomocí metody kompenzačního bodu a následným pokovení byly vzorky prohlíženy v rastrovacím elektronovém mikroskopu.

Obrazové záznamy byly dále podrobeny kvalitativní a kvantitativní analýze.

Výsledky:

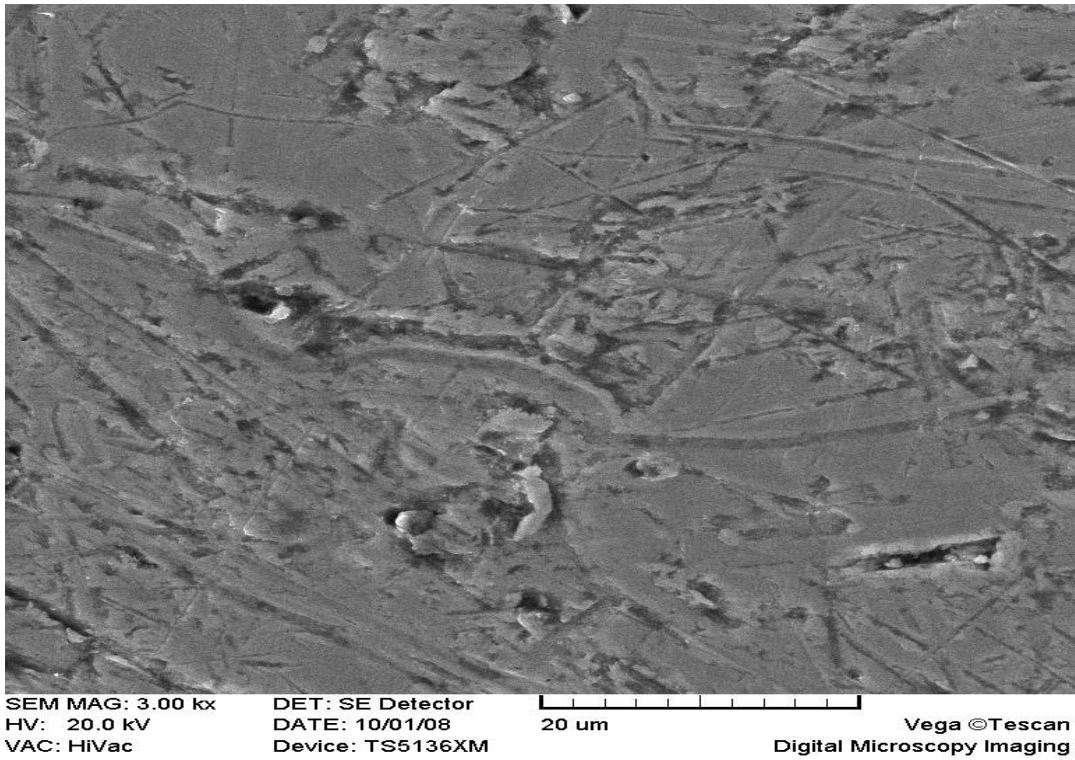
Výsledkem analýzy povrchů buněk a interakci s povrchem materiálu je posouzení morfologie buněčné vrstvy na různě zdrsňeném materiálu. Buňky se na povrchu materiálu rozprostíraly obvyklým způsobem, povaha materiálu je určující, pokusy byly dělány na materiálech biokompatibilních, na vzorcích z titanových slitin. Jako kontrolní sloužily plochy na skle.

Tabulka č. 5 ukazuje jak se buňky rozprostírají a rostou na upravených površích v závislosti na inokulum. Je zřejmé, že **struktura, tedy zrnitost povrchu ovlivňuje rozprostírání a růst buněk zvláště v nižším inokulu, kdy jsou rozdíly mezi procentem kolonizace na leštěném povrchu a v hrubších površích velké.** Tato závislost mizí se zvyšujícím se inokulem. Závislost mezi úpravou povrchu leptaném a neleptaném je **mnohem menší** než závislost na vlastní struktuře povrchu vzorku a ukazuje se zase spíše v nižších buněčných hustotách. Také tento rozdíl je vyjádřen v grafu. **Vlivem struktur povrchu není zasažen povrch buněk, jejich fyziologické funkce nejsou tímto ovlivněny, buňky se dělí a udržují vzájemné kontakty.** Hrubší struktury povrchu buněčná vrstva kopíruje.

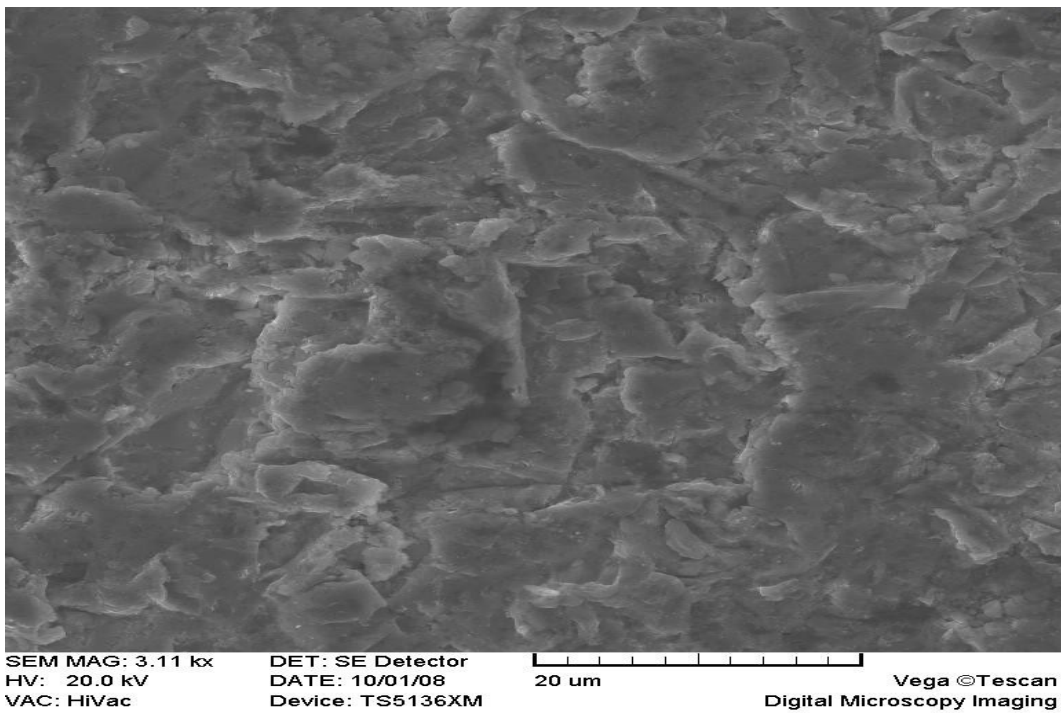
Tabulka 5. Procento plochy kolonizace buňkami.

povrch	I N O K U L U M		
	7,5 tisíc	15 tisíc	30 tisíc
Leštěný	8	62	80
leštěný a leptaný	10	67	86
zrnitost 120	17	90	94
zrnitost 120 a leptaný	23	93	95
zrnitost 60	56	98	100
zrnitost 60 a leptaný	58	99	100
zrnitost 22	86	100	100
zrnitost 22 a leptaný	86	100	100
kontrola sklo	15	65	97

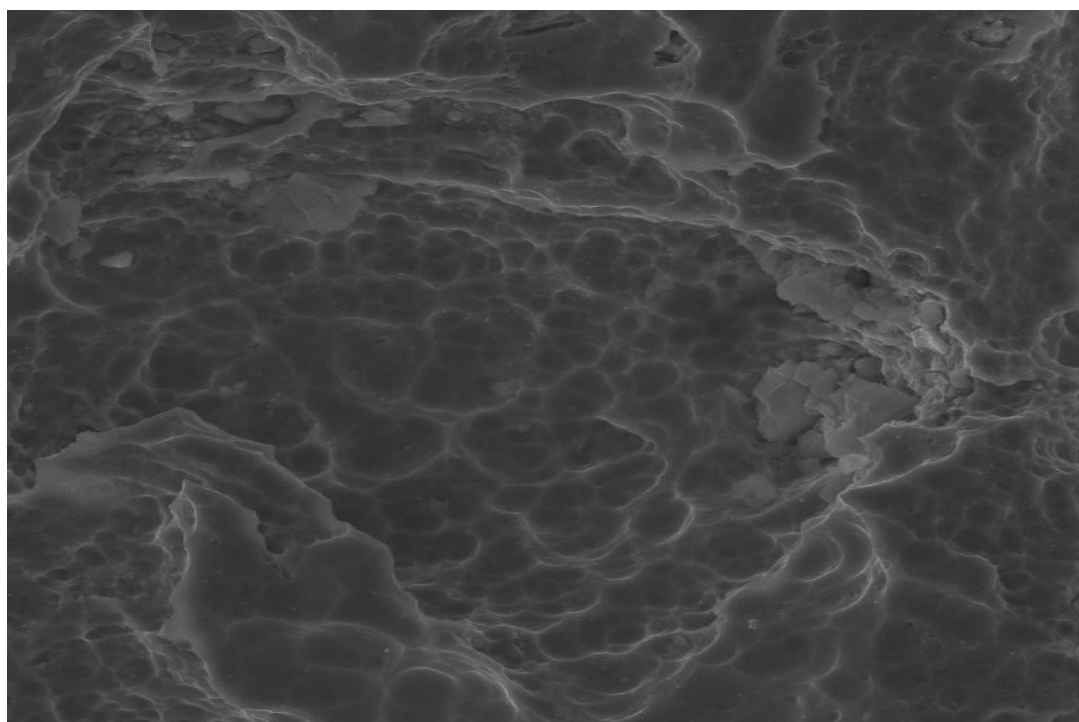
Opracování materiálu bez buněk a buněčný nárůst na některých površích ukazují obrázky č. 37 - 43



Obr. 37. Terčík upravený pouze leštěním.



Obr. 38 Terčík upravený pískováním o velikosti zrn 120



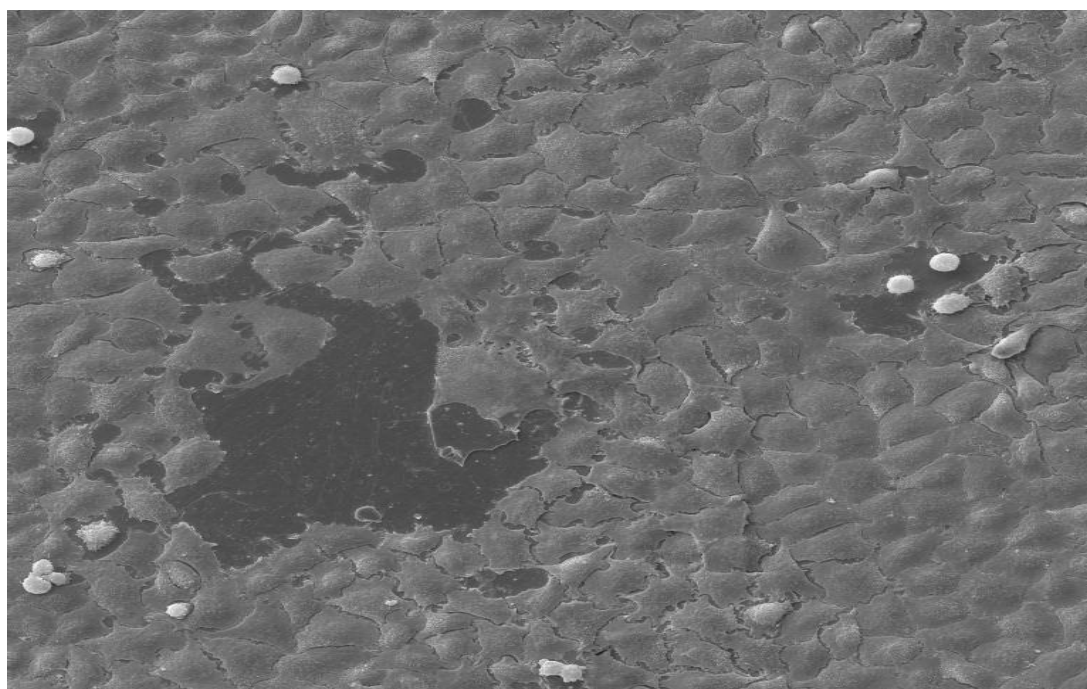
SEM MAG: 3.01 kx  
HV: 20.0 kV  
VAC: HiVac

DET: SE Detector  
DATE: 10/13/08  
Device: TS5136XM

20 um

Vega ©Tescan  
Digital Microscopy Imaging

Obr. 39 Terčík upravený pískováním o velikosti zrn 22



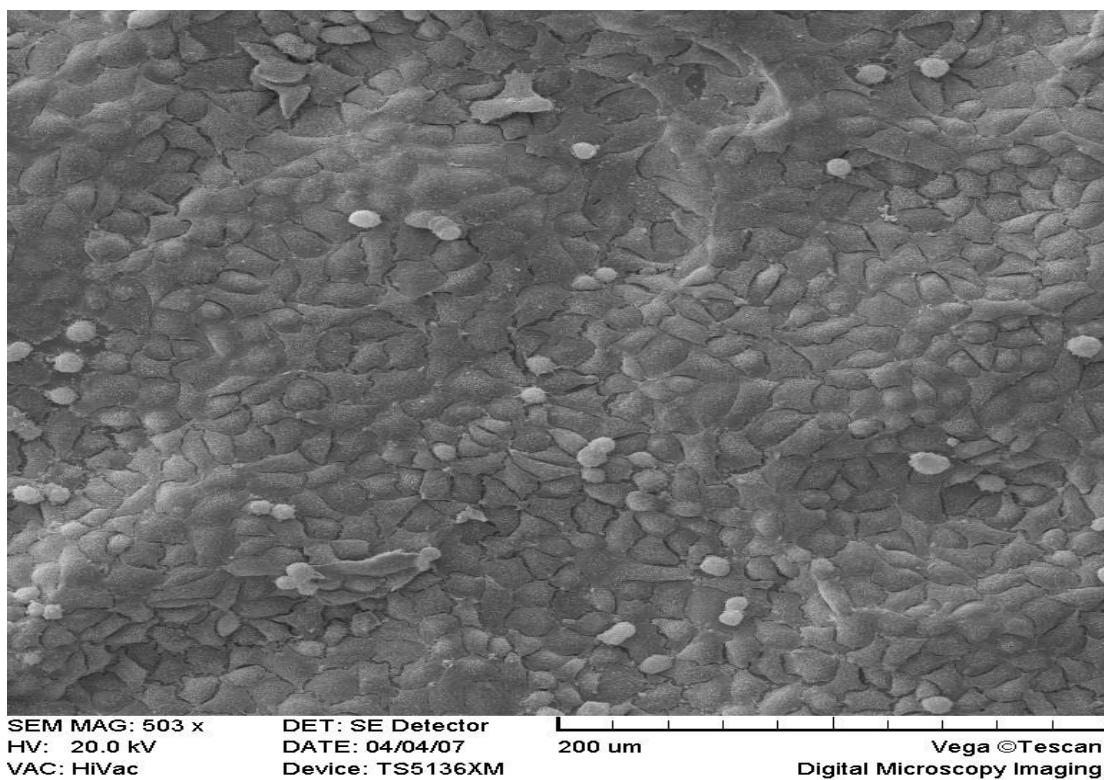
SEM MAG: 518 x  
HV: 20.0 kV  
VAC: HiVac

DET: SE Detector  
DATE: 03/28/07  
Device: TS5136XM

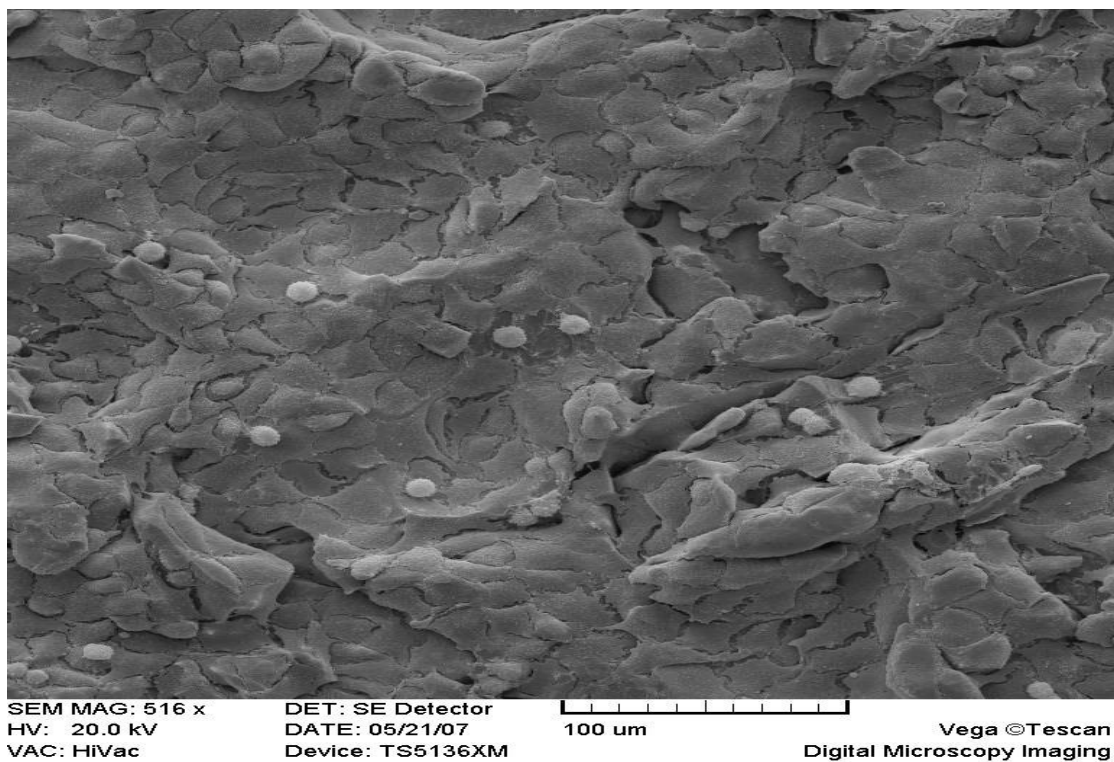
100 um

Vega ©Tescan  
Digital Microscopy Imaging

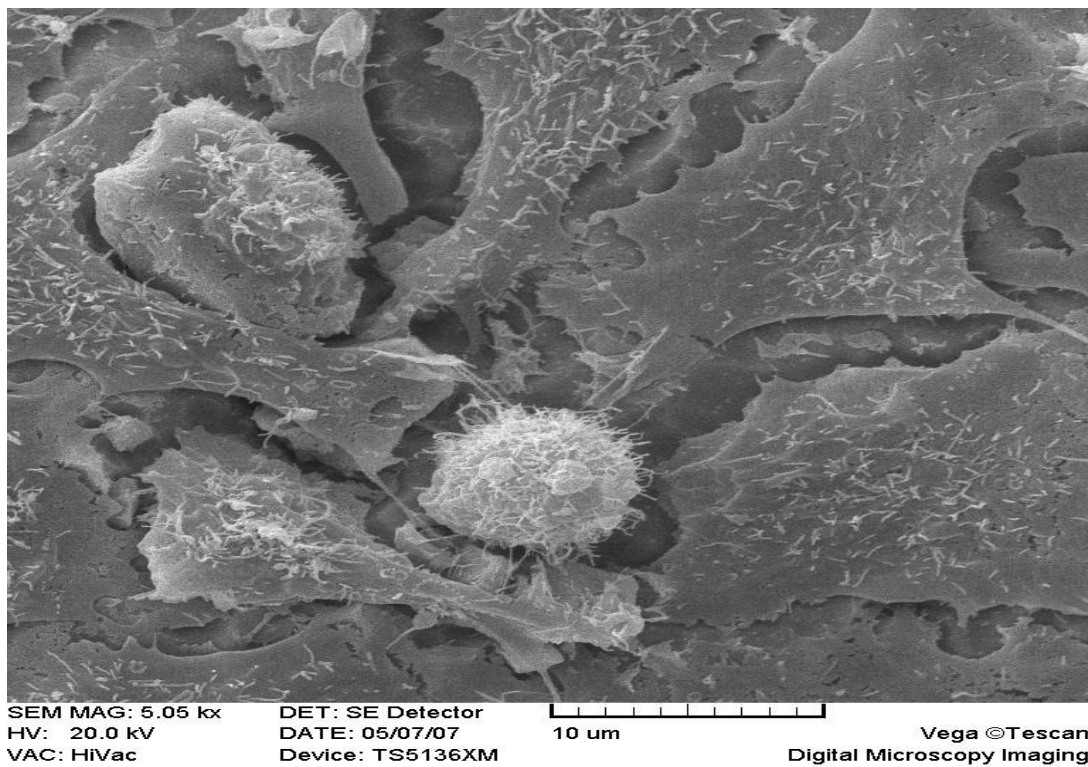
Obr. 40 Terčík leštěný v nárůstu buněk



Obr. 41 Terčik upravený pískováním 22 a leptáním v nárůstu buněk



Obr. 42 Terčik upravený pískováním v nárůstu buněk



Obr. 43 Terčák upravený pískováním v nárůstu buněk (větší rozlišení)

Závěr: Jako nejvýhodnější úprava materiálu byla úprava pískováním nejmenší zrnitostí a pískováním spolu s leptáním.

### ***Vyhodnocení mechanicko-fyzikálních vlastností u povlaků ZrN a TiN.***

Jako první bylo vytvoření povlakové vrstvy ZrN a TiN na enoseální implantát. Tato problematika vycházela z experimentálních zkoušek úpravy chromkobaltových terčů pomocí těchto dvou povlakových vrstev.

Charakteristika jednotlivých vrstev byla následující:

#### **Nitrid titanu(TiN) – (keramický materiál)**

- Barva: zlatavá
- Mechanické vlastnosti: tvrdost – 2300-2400HV; modul pružnosti – 300-360 GPa; koeficient tření  $\pm 0,65$  proti oceli; adheze – povlak je částečně implantován do povrchu
- Teplotní vlastnosti: bod tání 2930°C; teplotní odolnost – oxidace začíná při 600°C na vzduchu; depoziční teplota – rozmezí 200-450°C
- Chemické vlastnosti: **odolnost – vysoce inertní vůči kyselinám, rozpouštědlům, leptadlům**, atd.; toxicita – netoxický, schválený pro užití v medicínských aplikacích

#### **Nitrid zirkonia(ZrN) – (keramický materiál)**

- Barva: velmi světle zlatavá
- Mechanické vlastnosti: tvrdost – 2800-3200HV; modul pružnosti – 300-360 GPa; koeficient tření  $\pm 0,5$  proti oceli; adheze – povlak je částečně implantován do povrchu
- Teplotní vlastnosti: bod tání 2980°C; teplotní odolnost – oxidace začíná při 600°C na vzduchu; depoziční teplota – rozmezí 200-450°C
- Chemické vlastnosti: **odolnost - vysoce inertní vůči kyselinám, rozpouštědlům, leptadlům**, atd.; toxicita – netoxický, schválený pro užití v medicínských aplikacích

Jednotlivé vrstvy byly nanášeny na vzorky implantátů, které byly z titanu Grade V pro zvýšení mechanicko-fyzikálních vlastností a byly upraveny pískováním. Nanášení bylo pomocí metody magnetronového naprašování (PVD = physical vapor deposition).



Vzorky po vlastním nanesení byly sterilní a neměnily již vytvořený povrch pomocí pískování. Pro snížení rizika koroze byly vytvořeny multivrstvy.

Byly navrženy pro jednotlivé vrstvy tyto testy mechanicko-fyzikálních vlastností:

Síla (tloušťka) jednotlivých vrstev

Adheze povrchových vrstev I.

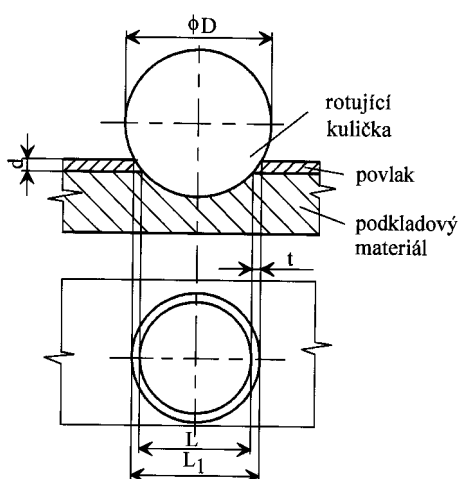
Adheze povrchových vrstev II.

Tvrдость vrstev

Modul elasticity (pružnosti) vrstev

### **Síla (tloušťka) jednotlivých vrstev (metoda Kalotest) (Obr. č. 44, 45)**

Pro srovnání byla také hodnocena povlakovaná vrstva titanem. Výsledky jsou shrnuty v tabulce č.6. Síla vrstvy povlakované nitridem titanu byla 1,4  $\mu\text{m}$  s odchylkou 0,2  $\mu\text{m}$ . Síla vrstvy povlakované nitridem zirkonia byla 1,7  $\mu\text{m}$  s odchylkou 0,2  $\mu\text{m}$ . Síla vrstvy povlakované technicky čistým titanem je 4,2  $\mu\text{m}$  s odchylkou 0,2  $\mu\text{m}$ . Výhodou technologie magnetronového naprašování v daných silách vrstev je fakt, že reliéf materiálu (zdrsnění) zůstává nezměněno, pouze v hranách dochází k zaoblení, tedy většímu nárůstu vrstvy, ale toto je statisticky pro dentální implantát nevýznamné. Všechny výsledky byly hodnoceny optickým a elektronovým mikroskopem.



Obrázek 44: Měření tloušťky povlaku metodou Kalotest – kulička.



Obrázek 45: Zařízení pro měření tloušťky metodou Kalotest – kulička.

Použití metody/prostředku	Tloušťka vrstvy/povlaku		
	vrstvy	Povlaky	povlaky HA
Elektronový mikroskop	omezeně	Ano	ano
Světelný mikroskop	ano*	ano*	ano*
Kalotest	ne	Ano	ano
GDOES/SA 2000	ano	Ano	ano



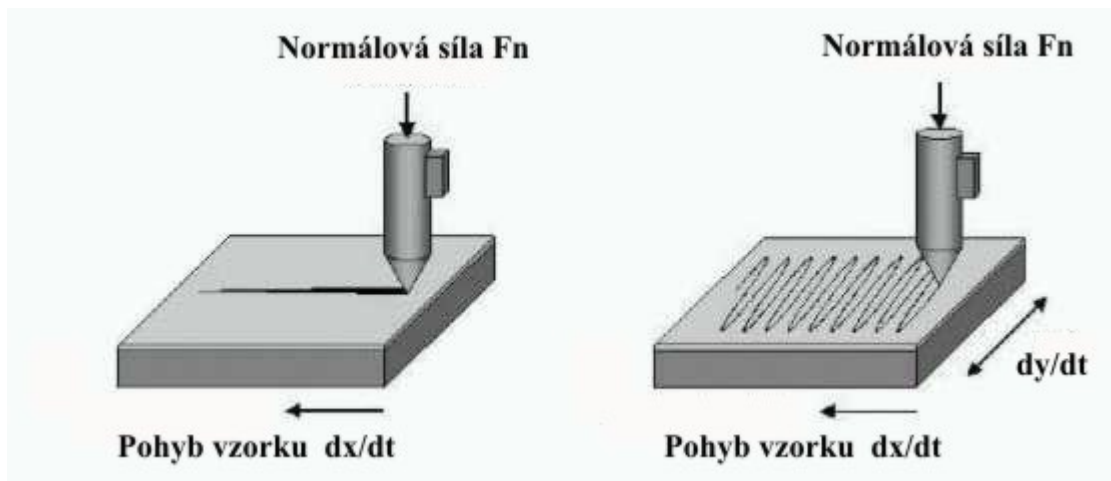
Obrázek 46: Environmentální rastrovací elektronový mikroskop TS 5135 MM Vega Plus.

Závěr:

Vrstva takto vzniklá je dostatečná pro užití v dentální implantologii bez možnosti poréznosti k jádru. Drsnost povrchu však zůstává zachována.

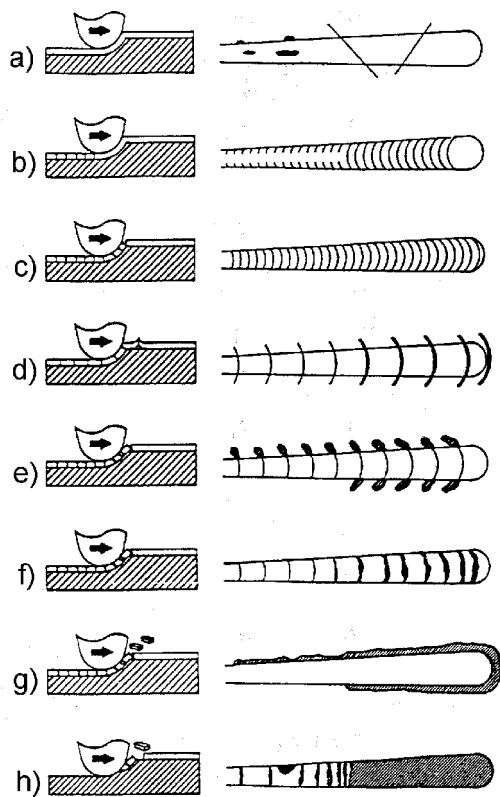
### Adheze povrchových vrstev I

Měření bylo prováděno pomocí scratch testu (Obr. č. 47, 48, 49).



Obrázek 47: Princip vrypové zkoušky přilnavosti povlaků

Ze stopy vytvořené hrotem se optický mikroskopem (neboze signálu akustické emise) odečte místo, kde došlo k odtržení vrstvy. Adheze u vrstvy TiN je 60N, u vrstvy ZrN je 70N a u vrstvy čistého titanu je adheze 70N. Výsledky jsou uvedeny v tabulce č. 6.



Obrázek 48: Základní typy porušení



Obrázek 49: Scratch tester

V obrázku 48 jsou různé typy porušení podle následujícího popisu:

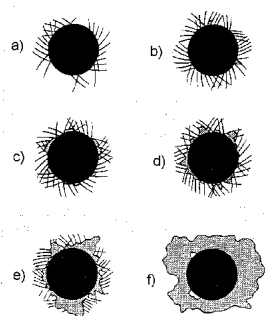
- a) Porušení vzniklá při přípravě vzorku nebo působením malé normálové síly na indentor (vyštípnutí povlaku na hranách vrypu, rýhy vzniklé broušením, vyštípnutí uvnitř vrypu, podélné praskliny malého rozsahu),
- b) vznik rádiusových prasklin opačně orientovaných k čelnímu rádiusu vrypu (přes část vrypu, přes celou šířku vrypu),
- c) vznik prasklin probíhajících rádiusově napříč vrypem soustředně s čelním rádiusem vrypu,
- d) vznik prasklin probíhajících rádiusově napříč do oblasti mimo vryp (praskliny od tlakového pnutí, deformace povlaku působením tlakového pnutí),
- e) odlupování malých ploch u hranice vrypu (na jedné nebo obou stranách vrypu),
- f) vydrolení částí povlaku uvnitř vrypu,
- g) odlupování velké plochy povlaku mimo oblast vrypu, vydření povlaku uvnitř vrypu.

Závěr:

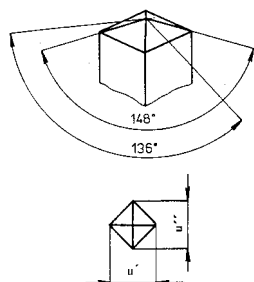
Výsledky odpovídají požadavkům na dostatečnou adhezi dostačující pro většinu aplikací. Odpovídá to kritické hodnotě zátěže, při které se začíná odtrhávat vrstva od substrátu. Adheze je tedy pro implantační účely dostatečná.

## Adheze povrchových vrstev II

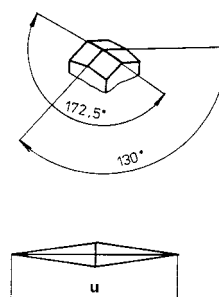
U druhé, vnikací zkoušky, je opticky hodnoceno okolí vpichu vytvořené tvrdoměrem s diamantovým Rockwellovým hrotem (Obr. č. 50). Byla zde stanovena hodnota ze škály 1 – 6, udávající stupeň adheze, kdy nižší hodnota vyjadřuje velmi dobrou adhezi při zatížení 150 kg(HRC). Výsledky jsou uvedeny v tabulce č. 6.



Obrázek 50. Základní způsoby porušení přilnavosti povlaků při zkoušce vpichem  
a) až d) vyhovující přilnavost  
e) až f) nevhovující přilnavost



Obrázek 51. Vnikací těleso podle Vickerse.



Obrázek 52. Vnikací těleso podle Knoopa.

### **Tvrdość vrstev**

U vrstvy titanu je tvrdość 8-10 GPa, u vrstvy nitridu titanu je tvrdość 23-24 GPa a u vrstvy nitridu zirkonia je tvrdość 27-28 GPa. Výsledky ukazují na vysokou tvrdość vrstev nitridu titanu a ještě vyšší nitridu zirkonia.

**Závěr:**

Výsledky vypovídají o mnohem vyšší tvrdości vrstev nitridu titanu a nitridu zirkonia než u vrstvy titanu (až trojnásobný rozdíl ve prospěch povlakovaných vrstev TiN a ZrN). Plně tak tyto materiály odpovídají vysokým nárokům pro materiály v dentální implantologii.

### **Modul elasticity (pružnosti) vrstev**

Byl určován stejným způsobem jako u předešlé zkoušky, tvrdości vrstev, pomocí nanotvrdoměru Shimadzu DUH 202 s Vickersovým hrotem . Platí, že nižší hodnoty modulu elasticity odpovídají lepším elastickým vlastnostem vrstev. Výsledky jsou uvedeny v tabulce č.6.

Závěr:

Modul pružnosti je lepší u vrstvy titanu. I přes to je modul elasticity u nanesených zkoumaných vrstev plně dostačující pro klinické užití v dentální implantologii

Vyhodnocení mechanické-fyzikálních parametrů u jednotlivé vrstvy daného materiálu je uvedeno v tabulce č. 6.

Pro srovnání byla také hodnocena povlakovaná vrstva titanem. Výsledky jsou shrnuty v tabulce č.5. Síla vrstvy povlakované nitridem titanu byla 1,4  $\mu\text{m}$  s odchylkou 0,2  $\mu\text{m}$ . Síla vrstvy povlakované nitridem zirkonia byla 1,7  $\mu\text{m}$  s odchylkou 0,2  $\mu\text{m}$ . Síla vrstvy povlakované technicky čistým titanem je 4,2  $\mu\text{m}$  s odchylkou 0,2  $\mu\text{m}$ . Výhodou technologie magnetronového naprašování v daných silách vrstev je fakt, že reliéf materiálu (zdrsnění) zůstává nezměněno, pouze v hranách dochází k zaoblení, tedy většímu nárůstu vrstvy, ale toto je statisticky pro dentální implantát nevýznamné. Všechny výsledky byly hodnoceny optickým a elektronovým mikroskopem.

Závěr:

Vrstva takto vzniklá je dostatečná pro užití v dentální implantologii bez možnosti poréznosti k jádru. Drsnost povrchu však zůstává zachována.

Tabulka č. 6. Vyhodnocení mechanické-fyzikálních parametrů u jednotlivé vrstvy daného materiálu

PARAMETR VRSTVA	SÍLA VRSTVY ( $\mu\text{m}$ )	ADHEZE (N)	ADHEZE HRC	TVRDOST (GPa)	MODUL ELASTICITY (GPa)
--------------------	-------------------------------------	---------------	---------------	------------------	------------------------------

TiN	1,4 $\pm$ 0,2	60	1	23 – 24	300 – 360
-----	---------------	----	---	---------	-----------

ZrN	1,4 $\pm$ 0,2	60	1	27 -28	300 – 360
-----	---------------	----	---	--------	-----------

### ***Vyhodnocení cytotoxicity(A) a genotoxicity(B) u povlaků ZrN a TiN.***

K biologickému testování byly zvoleny úvodní testy cytotoxicity dle doporučených FDI a odpovídající i současným ISO normám (28, 29). Jako standardní buněčná linie byla použita stabilizovaná buněčná linie HeLa. Pro test aberace savčích chromozomů byly použity lymfocyty dobrovolníků.

Bylo vytvořeno jádro chromkobaltové slitiny, které mělo dané složení – 69,9%Co, 28,7%Cr, 1,4%W. Taková slitina byla zpracována do válečku a rozdělena na terčíky o průměru 8 mm a výšce 3 mm. Čelní plochy vzorků byly broušeny a poté ze všech stran tryskány (balotinovány) malými skleněnými kuličkami na drsnost povrchu Ra 0,25-0,35 $\mu$ m.

Bylo připraveno 5 vzorků:

1. Vzorek z chromkobaltové slitiny bez povlakování
2. Vzorek z chromkobaltové slitiny povlakovaná nitridem titanu
3. Vzorek z chromkobaltové slitiny povlakované nitridem zirkonia
4. Vzorek z chromkobaltové slitiny povlakované technicky čistým titanem
5. Vzorek z technicky čistého titanu

#### **Způsob přípravy výluhu materiálu**

Válečky testovaného materiálu horkovzdušně sterilizované byly pro účely testování louhovány v kultivačním médiu bez přídavku telecího séra. Tato operace byla provedena po dobu 120 hodin, při teplotě 37°C na třepačce s rychlostí 120 kmitů za minutu. V každé z louhovaných variant bylo použito 50 ml média a 10 válečků, takže celková kontaktní plocha odpovídala vždy 1760 mm<sup>2</sup>, což odpovídá 35 mm<sup>2</sup> na 1 ml výluhu. Po expozici bylo z takto připraveného výluhu připraveno kultivační médium doplněním telecího séra tak, aby každý testovaný předmět sledoval čtyři ředění geometrické řadě. Jako kontrola sloužilo kultivační médium připravené stejným způsobem bez louhovaných materiálů.

#### **A/ Testy cytotoxicity materiálu**

1. Test inhibice růstu buněk
2. Test dilatace buněk
3. Test adherence buněk k testovanému materiálu
4. Test tolerance materiálu buňkami

## 1. Test inhibice růstu buněk

Provádí se na živočišných buňkách heteroploidní buněčné linie. Účelem je zjistit toxicitu výluhu testovaného materiálu. Je-li zjištěna toxicita, to znamená prokázání závislosti mezi koncentrací testovaného výluhu rychlostí růstu buněk, je materiál z dalšího testování vyloučen (Tab. č. 7). Proto se tento test provádí vždy jako první. Stanovení počtu buněk proběhlo v Bürkerově počítací komůrce po oddělení buněk od substrátu pomocí versenu a jejich promíchání.

**Tabulka č. 7** Rozdělení a charakteristika buněčné odpovědi a její interpretace

<i>Stupnice</i>	<i>Buněčná odpověď</i>	<i>Interpretace</i>
0	0/0	Není cytotoxický
1	1/1	Lehce cytotoxický
4	2/2 až 3/3	Mírně cytotoxický
3	4/4 až 5/5	Silně cytotoxický

## 2. Test dilatace buněk

Provádí se na živočišných buňkách heteroploidní buněčné linie. Účelem je zjistit, do jaké míry jsou buňky výluhem testovaného materiálu ovlivněny ve své schopnosti adherovat k normalizovanému substrátu. To znamená přichytit se a rozšířit svoje membrány. Test vypovídá o míře schopnosti buněk tolerovat výluh testovaného materiálu.

(Schéma č. 1)



**Schéma č. 1** Testy cytotoxicity a cytotoxicity – vyluhovaný materiál

**Test růstu buněčné linie**

**Růst buněk je ovlivněn**

**Materiál je vyloučen**

**Růst buněk není ovlivněn**

**Dynamický dilatační test**

**Růst buněk je ovlivněn**

**Materiál je vyloučen**

**Dilatace buněk není ovlivněna**

**MATERIÁL JE PŘIJAT**

**k dalším zkouškám**

### **3. Test adherence buněk k testovanému materiálu**

Tento test sleduje opačnou tendenci adherence buněk k substrátu. Nízká adherence neznámá nekompatibilitu. Zkoumaný materiál byl umístěn do kultivační misky a překryt buněčnou inokulační suspenzí. Výsledkem bylo zjistit hustotu buněk na povrchu testovaného materiálu a srovnání s hustotou buněk na vzorku současně ve stejné misce umístěného kultivačního plastického materiálu.

#### 4. Test tolerance materiálu buňkami

Jako kritérium hodnocení je zvolena mezera mezi okrajem testovaného materiálu a dilatovanými buňkami po pěti dnech kultivace. Je-li mezera mezi okrajem materiálu a rostoucí buněčnou populací větší než stonásobek průměrného rozměru testovací buňky, považujeme materiál za netolerantní. Pokud je tato mezera do desetinásobku průměrného rozměru testovací buňky, je materiál hodnocen jako tolerantní. Hodnoty mezi těmito dvěma výsledky vyjadřují velikost buněčné tolerance. Tyto dva testy jsou charakteristické zkouškami reakce buněk v přímém kontaktu s testovaným materiálem. Buď se jedná o monovrstvu buněk v testu tolerance nebo suspenzi buněk v testu tolerance. Dále po adhezenci buněk k testovanému materiálu.

(Schéma č. 2)

**Schéma č. 2** Testy tolerance a adherence buněk – testy pro nevyluhovaný materiál

##### Test tolerance buněk v monovrstvě

Materiál tolerován

Materiál je **netolerován**  
**Provést dynamický dilatační test a v případě ovlivnění materiál vyloučen**

##### Test tolerance buněk v suspenzi

Materiál tolerován

Materiál je **netolerován**

**Materiál je vyloučen**

##### Test adherence buněk k testovanému materiálu

Buňky adherují

Buňky **neadherují**

**Materiál je vyloučen**

**MATERIÁL JE PŘIJAT k dalším zkouškám na SEM nebo fluorescenci**

## B/ Testy genotoxicity materiálu

Byly užity 2 formy těchto testů:

1. Test frekvence chromozomálních aberací
2. Test morfologických atypií mitóz

### 1. Test frekvence chromozomálních aberací (Schéma č. 3).

Provádí se na heteroploidní buněčné linii, pokud nedojde ke zvýšené frekvenci strukturálních aberací, následuje zkouška na buňkách periferních lidských lymfocytů (Hungerford D.A., 1965). Jedná se o indukci chromozomálních aberací buď strukturálních, kdy jsou nacházeny zlomy a jiné změny ve tvaru a struktuře, nebo aberace numerické, kdy jsou nacházeny významné odchylky v počtu chromozomů jednotlivých mitózách. V každé variantě bylo hodnoceno 100 mitóz ve třech opakováních a stanoven počet a typ chromozomálních aberací. Jako mutagenní je označen materiál, který indukuje více než 5% aberantních mitóz.

**Schéma č. 3** Testy klastogenity (chromozomálních aberací) – vyluhovaný materiál

**Test indukce chromozomálních  
aberací v buněčné linii**

Neindukuje aberace

Indukuje aberace

**MATERIÁL JE VYLOUČEN**

**Test indukce chromozomálních  
aberací v periferních lymfocytech**

Neindukuje aberace

Indukuje aberace

**MATERIÁL JE VYLOUČEN**

**Materiál přijat**

## 2. Test morfologických atypií mitóz (Schéma č. 4).

Zvýšení atypií mitóz znamená genotoxický účinek, charakterizovaný porušením dělicího vřetene. Buňky byly resuspendovány v testovacím médiu a kultivovány do stadia konfluence. Poté bylo médium odsáto a buňky na skle fixovány a obarveny. Poté byly odečteny mitózy s vyjádřením počtu atypických metafázových figur a počet vícejaderných buněk.

**Schéma č. 4** Test indukce atypických mitóz – vyluhovaný materiál



Cely souhrn jednotlivých biologických testů v rámci počtu buněk resp. aberací a mitóz je znázorněn v tabulce č. 8. Je zde rozdělení do tříd dle biokompatibility A – E, kdy pro implantační účely je nutné, aby materiál spadl do skupiny A.

Tabulka č. 8. Přehled mezních hodnot, navržených jako kritéria pro hodnocení zkoušených materiálů podle stupně biokompatibility

Číslo testu	Pozitivní kontrola	Třída A	Třída B	Třída C	Třída D	Třída E	Negativní kontrola	Měřená veličina	Poznámka
1	134000	110000 -140000	-	70000 - 110000	-	pod 70000	40000	počet buněk	*)
2	100	90-100 bez morfol.. změn	90-100 morfol. změny typu 1 a 2	80 – 90 nebo 80-100 morfol. změny typu 3 a 4	50 – 70	pod 50	-	% pokrytí kovu / % pokrytí skla	*), **)
3	98	90-100	80 – 90	70 – 80	50 – 70	pod 50	-	% dilat. buněk	**)
4	0	0	do 50	50 – 100	100 – 200	nad 200	-	µm	***)
5	0	0	do 50	50 – 100	100 - 200	nad 200	-	µm	***)
6	1-4	1 – 4	5 – 7	8 – 9	10 – 11	12 a více	-	počet nebo % mitóz	***)
7	1-4	1 – 4	5 – 7	8 – 9	10 – 11	12 a více	-	počet nebo % aberací	*), **)
8	0-2	0 - 2	3 - 4	5 - 6	7 - 8	9 a více	-	počet nebo % aberací	*), **)

\*) zařazení do třídy C připouští celkové hodnocení B

\*\*\*) zařazení do třídy B připouští celkové hodnocení A

\*\*\*) zařazení do dané třídy nepřipouští v celkovém hodnocení zařazení do vyšší třídy

## Výsledky testů cytotoxicity

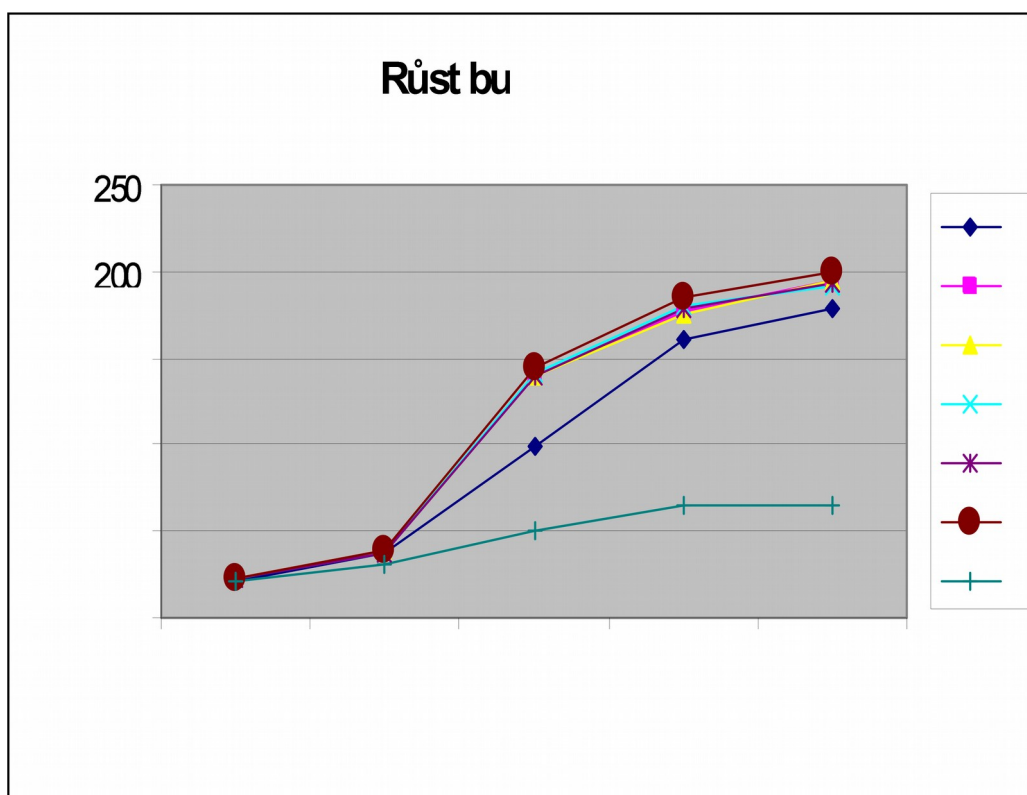
### 1. Výsledky testu inhibice růstu buněk

Byly testovány kombinace:

1. Chromkobaltová slitina bez povlakování
2. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou TiN
3. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou ZrN
4. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou Ti
5. Technicky čistý titan
6. Pozitivní kontrola – medium ošetřené paralelním třepáním, bez vzorků
7. Negativní kontrola – toxický laboratorní standard

Každý den pokusu byly spočítány buňky z každé varianty ve trojím opakování a údaje průměrovány. Výsledkem je grafické zobrazení počtu buněk na mililitr za čas v hodinách (Graf.č.1). Pokus byl ve stejných podmínkách opakován třikrát.

Charakter růstu buněk HeLa (epiteloidní stabilizovaná buněčná linie) je uveden v grafu.



Graf č. 1 Růst buněk HeLa

### **Závěr:**

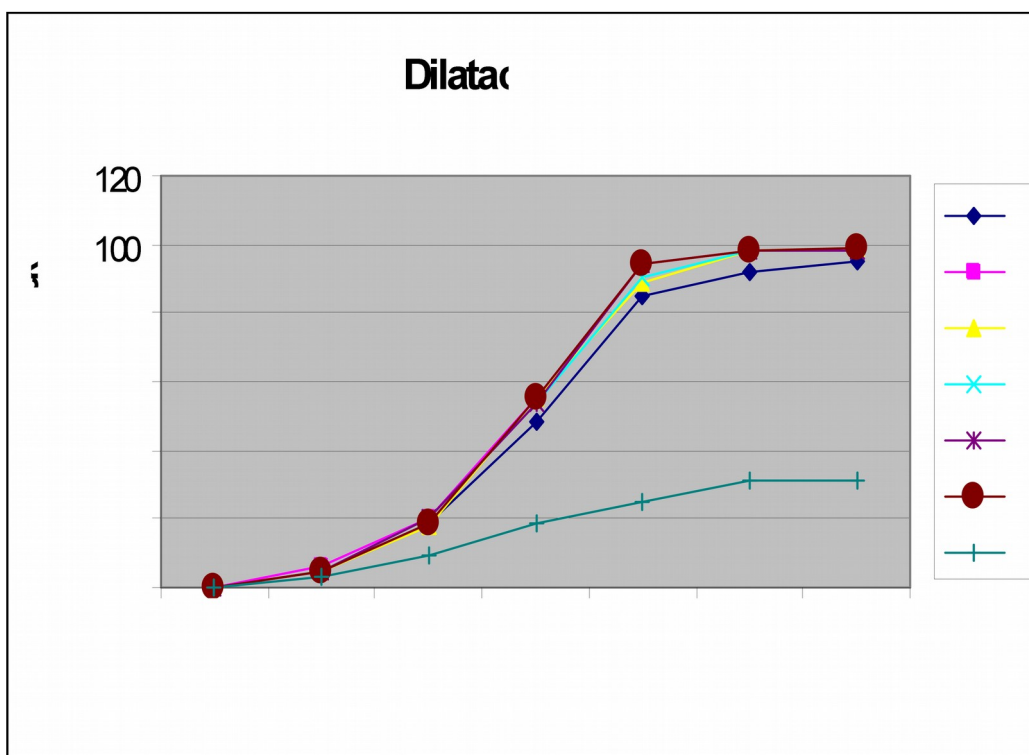
**Nebyla zjištěna růstová deprese v žádné ze zkoumaných materiálů proti kontrolní pozitivní variantě.** Kontrola s definovanou toxickou složkou vykazuje standardní růstovou depresi. **V tomto smyslu není povrchová vrstva nitridu titanu ani nitridu zirkonia cytotoxická.**

### **2. Výsledky testu dilatace buněk**

Byly testovány kombinace:

1. Chromkobaltová slitina bez povlakování
2. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou TiN
3. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou ZrN
4. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou Ti
5. Technicky čistý titan
6. Pozitivní kontrola – medium ošetřené paralelním třepáním, bez vzorků
7. Negativní kontrola – toxický laboratorní standard

Bylo hodnoceno procento buněk, které jsou k substrátu přichyceny a rozprostřou své membrány. výsledky jsou uvedeny v grafu č. 2. Výluh z testovaných materiálů neovlivňuje podstatným způsobem adherenci HeLa buněk.



Graf č.2 Průběh adherence buněk v jednotlivých pokusných variantách

**Závěr:**

Výluh z testovaných materiálů **podstatně neovlivňuje dilataci buněk**. To znamená, že **buňka ve své schopnosti dilatovat se není těmito výluhy ovlivněna**. Pouze chromkobaltová slitina bez nanesené vrstvy (označeno jako 1.) vykazuje poněkud horší dilataci, která však není statisticky významná.

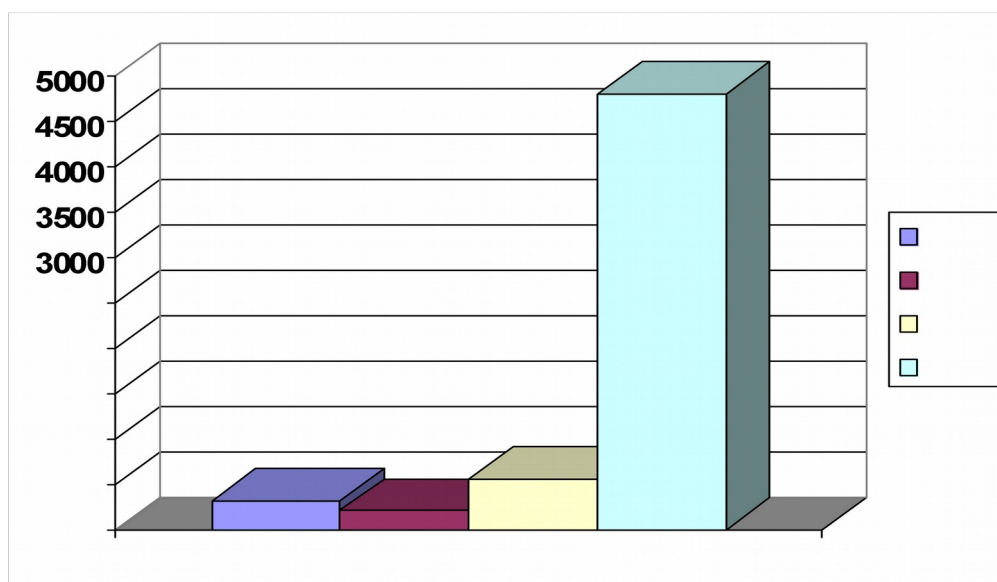
**3. Výsledky testu adherence buněk k testovanému materiálu**

Tento test spočívající v monitorování počtu buněk přímo na povrchu materiálu ukázal, že buňky heteroploidní buněčné linie na hladký povrch v podstatě **neadherují** (Tab. č. 9 a Graf č. 3). Pro povrch opatřený nitridem titanu adherovalo 6,30% vyšetřovaných buněk, pro povrch opatřený nitridem zirkonia pak 4,14%. Na skleněný standardní povrch adherovalo 96,00% vyšetřovaných buněk.



Povrch	Počet vyšetřých Buněk	Počet adherovaných buněk	% adherence
Nitrid Zirkonia	5000	207	4,14
Nitrid Titanu	5000	315	6,30
Titan	5000	560	11,20
Sklo	5000	4800	96,00

Tabulka č.9 Výsledky testu adaptace buněk k testovanému materiálu



Graf č.3 Sloupcové srovnání počtu adherovaných buněk

**Závěr:**

Vyplývá z výsledků, že buňky na hladký povrch **neadherují**. Pravděpodobně to souvisí s povrchovými vlastnostmi povrchu. **Neznamená to však nekompatibilitnost.**

#### 4. Výsledky testu tolerance materiálu buňkami

Byly testovány tyto kombinace:

1. Chromkobaltová slitina bez povlakování
2. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou TiN
3. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou ZrN
4. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou technicky čistého Ti
5. Technicky čistý titan
6. Pozitivní kontrola – medium ošetřené paralelním třepáním, bez vzorků
7. Negativní kontrola – toxický laboratorní standard

Jednotlivé výsledky testu tolerance jsou vyjádřeny v tabulce č. 10. Vyplývá z ní, že žádný z testovaných materiálů nelze považovat za netolerantní ve srovnání s toxickou kontrolou.

<i>Varianta</i>							
/	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	<i>6</i>	<i>7</i>
<i>Měření</i>							
1	1	2	1	3	2	2	<b>243</b>
2	3	3	4	3	2	1	<b>230</b>
3	1	2	2	2	2	3	<b>254</b>
4	2	4	3	4	3	3	<b>261</b>
5	5	4	1	1	1	1	<b>228</b>
6	3	3	3	1	5	3	<b>235</b>
7	3	2	2	3	1	2	<b>263</b>
8	1	3	6	2	2	3	<b>241</b>
9	2	0	1	4	4	2	<b>275</b>
10	1	1	0	1	1	3	<b>278</b>
Průměr	2,2	2,4	2,3	2,4	2,3	2,3	<b>250,8</b>
μm	18,04	19,68	18,86	19,68	18,86	18,86	<b>2056,56</b>
Tolerance	<b>0,902</b>	<b>0,984</b>	<b>0,943</b>	<b>0,984</b>	<b>0,943</b>	<b>0,943</b>	102,828
<b>%tolerance</b>	90,98	90,16	90,57	90,16	90,57	90,57	-928,28

Tabulka č. 10. Výsledky testu tolerance materiálu buňkami.

**Závěr:**

**Testované materiály jsou buňkami HeLa tolerovány.**

## Výsledky testů mutagenity

### 1. Výsledky testu indukce chromozomálních aberací

Byly testovány tyto materiály:

- Bazální materiál chromkobalt s povlakem ZrN
- Bazální materiál chromkobalt s povlakem TiN
- Bazální materiál chromkobalt bez povlaku

Každý materiál byl testován ve třech opakováních, negativní a pozitivní kontrola byly společné. Všechny materiály byly testovány současně. K pokusu byly užity lymfocyty. Lymfocyty byly kultivovány standardním způsobem (Hungerford 1965); po 48 hodinách byl přidán kolcemid a po dalších 3 hodinách bylo provedeno standardní cytogenetické zpracování. Jako mutagenní je hodnocen materiál, který indukuje více než 5% aberantních mitóz a je-li prokázána závislost na dávce. Dávka je prezentována ředěním výluhu. (Tucker et al. 1995). Výsledky jsou v tabulce č. 11.

Varianta	Opakování-počet			Mitóz	Aber.mitóz	% aberantních
	1	2	3	Celkem	celkem	mitóz
ZrN + neředěné	0	3	1	300	4	1,33
<b>médium</b>						
ZrN + ředěné 50%	1	1	2	300	4	1,33
ZrN + ředěné 25%	1	2	2	300	5	1,67
TiN + neředěné	1	1	2	300	4	1,33
TiN + ředěné 50%	2	1	2	300	5	1,67
TiN + ředěné 25%	2	0	1	300	3	1,00
Chromkobalt +	2	1	1	300	4	1,33
<b>neředěné</b>						
Chromkobalt + ředěné	0	1	2	300	3	1,00
<b>50%</b>						
Chromkobalt + ředěné	1	2	2	300	5	1,67
<b>25%</b>						
Pozitivní kontrola	2	1	1	300	4	1,33
Negativní kontrola	9	11	12	300	32	10,67

Tabulka č.11 Výsledky testu indukce chromozomálních aberací.

**Závěr:** Z výsledků vyplývá, že **žádný materiál nepůsobí mutageně svým definovaným výluhem. Nebyla zjištěna zvýšená frekvence chromozomálních aberací.**

## **2. Výsledky testu morfologických atypií mitóz**

V heteroploidní buněčné linii jsou vícejaderné buňky v určité frekvenci, která se během dlouhodobé kultivace nemění. Je-li však kultura vystavena působení cizorodých látek, nebo je-li ve stresu způsobeného kultivačními podmínkami, či cizorodým biologickým materiálem, zvyšuje se frekvence vícejaderných buněk s nálezy atypických mitotických figur. Časosběrné záznamy ukazují synchronní dělení jader takových buněk, často se zpětnými buněčnými fázemi. Výsledky jsou shrnuty v tabulce č. 12.

Byly užity tyto kombinace:

1. Chromkobaltová slitina bez povlakování
2. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou TiN
3. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou ZrN
4. Chromkobaltová slitina s povlakovou vrstvou Ti
5. Technicky čistý titan
6. Pozitivní kontrola – medium ošetřené paralelním třepáním, bez vzorků
7. Negativní kontrola – toxický laboratorní standard

Varianta	Počet	A	B	C	D	E	% E
Nitrid titanu	500	472	21	5	2	28	5,6
Nitrid zirkonia	500	476	20	3	1	24	4,8
Titan	500	469	21	6	4	31	6,2
Pozitivní kontrola	500	475	19	6	0	25	5,0
Negativní kontrola	500	394	76	19	11	106	21,2

Tabulka č. 12. Výsledky testu indukce atypických dělení buněk.

LEGENDA – Počet = počítaný počet buněk v každé variantě

- A = počet buněk s jedním jádrem
- B = počet buněk se dvěma jádry
- C = počet buněk s více jádry než se dvěma
- D = počet buněk s více než jedním jádrem
- E = procento buněk s více než jedním jádrem

**Závěr:**

Zkoumané materiály **nezvyšují frekvenci vícejaderných buněk v heteroploidní buněčné linii.**

### 3.4 Modelace pomocí metody konečných prvků pro optimalizaci závitů.

Pro tuto studii byl vytvořen základní model části horní čelisti a do něj byly modelovány implantáty válcového tvaru z technicky čistého titanu. Aby okrajové podmínky modelu neovlivnily hodnoty veličin v okolí implantátu, byl vlastní výpočtový model značně větší, než sledovaná oblast. Rozměry celkového modelu vycházejí z rozměrů čelisti dospělého člověka a potřeb korektního výpočtu metodou konečných prvků. Tvar modelu čelisti byl přípustným způsobem zjednodušený.

Implantát byl modelován z titanu ( $E = 1,1 \cdot 10^{11}$  Pa,  $\mu = 0,3$ ), jeho průměry měly čtyři varianty: 5 mm, 4,5 mm, 3,6 mm a 3 mm, délky byly modelovány ve variantách 16 mm, 14 mm, 12 mm, 10 mm a 8 mm.

Model byl vytvořen pomocí prostorových prvků typu SOLID s využitím souboru programů COSMOS/M založeném na bázi konečných prvků. Celý základní model byl vytvořen pomocí 79 136 prvků a 84 834 uzlů a vedl k řešení 248 067 rovnic, jak je zřejmé z následujícího výpisu výstupního souboru:

#### TOTAL SYSTEM DATA

NUMBER OF EQUATIONS .....(NEQ) = 248067

NUMBER OF ELEMENTS.....(NUME) = 79136

NUMBER OF NODAL POINTS... ..(NUMNP) = 84234

### Výpočty a jejich vyhodnocení

Pro všech 20 variant modelu byl proveden lineární statický výpočet. Nejprve byly sledovány celkové poměrné deformace. Extrémy těchto veličin dosažené pro jednotlivé modely jsou uspořádány v následujících tabulkách. Tabulka č.13 platí pro vnitřní tkáň – spongiózu, kde je i absolutní extrém poměrné deformace, Tabulka č. 14 platí pro kompaktní.

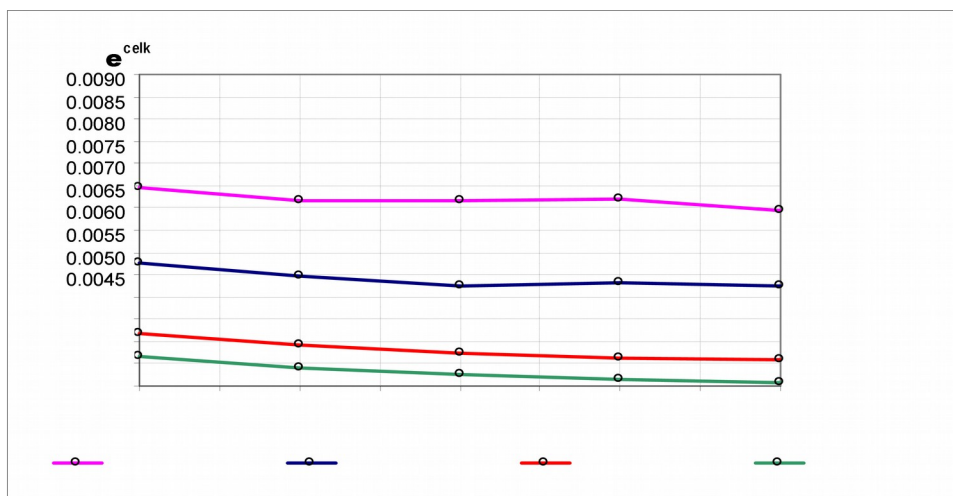
Tabulka 13

Poměrné deformace ve spongióze				
Délka [mm]	Průměr 3,0 mm	Průměr 3,6 mm	Průměr 4,5 mm	Průměr 5,0 mm
8	0.0065	0.0048	0.0032	0.0027
10	0.0062	0.0045	0.0029	0.0024
12	0.0062	0.0042	0.0028	0.0023
14	0.0062	0.0043	0.0026	0.0022
16	0.0059	0.0042	0.0026	0.0021

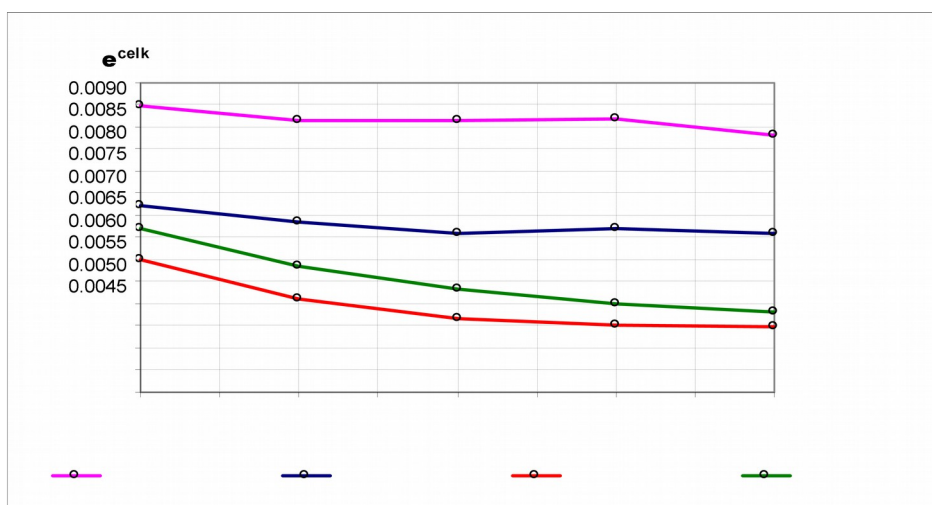
Tabulka 14

Poměrné deformace v kompaktu				
Délka [mm]	Průměr 3,0 mm	Průměr 3,6 mm	Průměr 4,5 mm	Průměr 5,0 mm
8	0.0085	0.0062	0.0050	0.0057
10	0.0081	0.0059	0.0041	0.0048
12	0.0082	0.0056	0.0037	0.0043
14	0.0082	0.0057	0.0035	0.0040
16	0.0078	0.0056	0.0035	0.0038

Jak se mění extrém napětí pro jednotlivé průměry implantátu v závislosti na jejich délce je vidět v grafech č. 4 a 5. Graf 4 platí pro spongiózu a Graf 5 pro kompaktu. Každý z grafů platí pro jiný průměr, jak je uvedeno v popisu. Na ose x jsou hodnoty délky implantátů v mm a na ose y je celková poměrná deformace. Stupnice v obou obrázcích jsou s ohledem na snadnou vyhodnotitelnost shodné.



Graf 4. Celková poměrná deformace ve spongióze

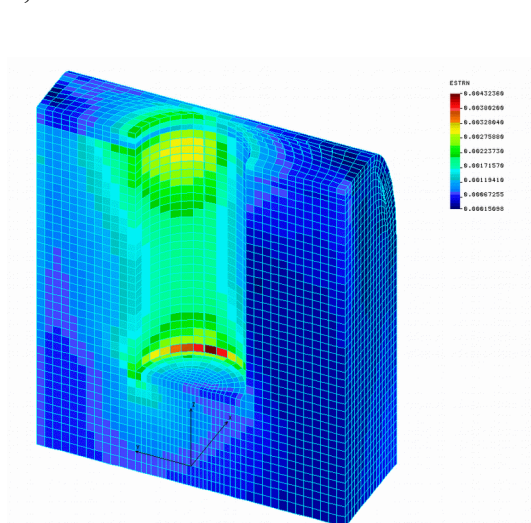


Graf 5. Celková poměrná deformace v kompaktě

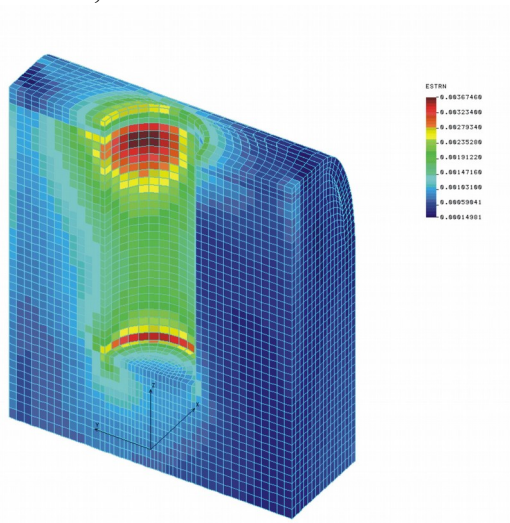
Rozložení celkových poměrných deformací v řezu kostní tkání je vidět na následujících obrázcích. Na obrázku č. 53 jsou řezy čtyřmi modely pro implantáty délky 12 mm, které se navzájem liší průměrem implantátu. Modely v obrázku jsou označeny dvojicí čísel, z nichž první je průměr a druhé délka implantátu. Každý model obsahuje zároveň kompaktu i spongiózu. Maximální hodnota poměrné deformace pro tyto případy je v oblasti kompakty, což je dáno vyšší tuhostí této oblasti oproti uložení ve vrstvě spongiózy.



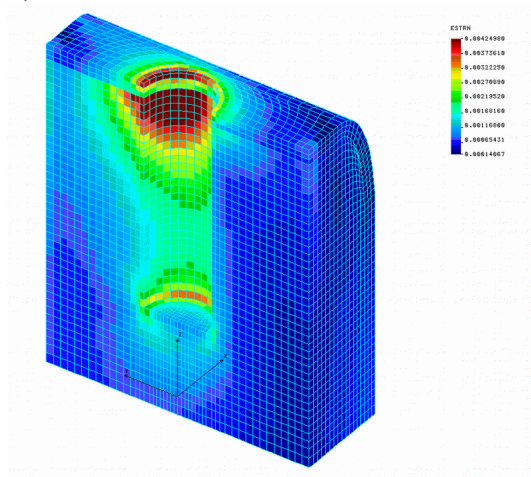
5,0 x 12



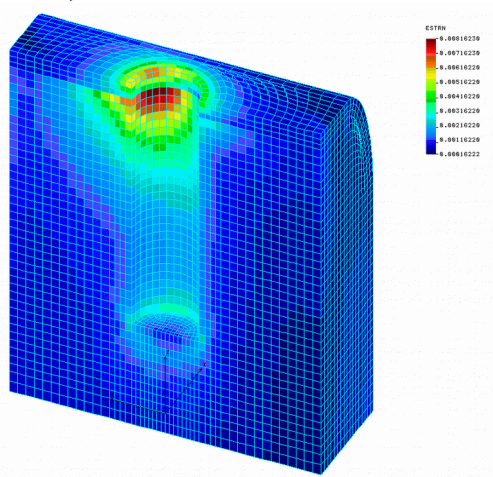
4,5 x 12



3,6 x 12



3,0 x 12



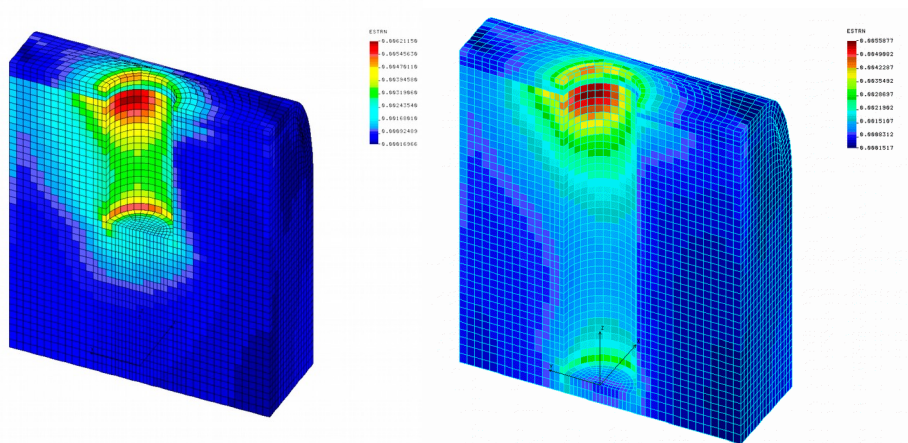
Obr. 53. Rozložení celkových poměrných deformací v kostní tkáni pro různé průměry implantátu

Na obrázku č. 54 jsou průběhy celkových poměrných deformací na dvou modelech, které se navzájem odlišují délkou implantátu.

Z obrázků 53. a 54. je vidět, že u dlouhého implantátu malého průměru vzniká extrém těsně u povrchu čelisti, ale s rostoucím průměrem implantátu se extrém přesouvá směrem k opačnému konci implantátu tak, jak je vidět u varianty 5,0x12. Z výsledků na obr.8 je patrný vliv délky uložení na poměrnou deformaci v kostní tkáni. Chování implantátu vcelku odpovídá vlastnostem vetknutí s uvážením rozdílných materiálových vlastností. Poměrná deformace s rostoucí délkou klesá, ovšem tento pokles není příliš výrazný.

36 x 08

36 x 16



Obr. 54. Rozložení celkových poměrných deformací v kostní tkáni pro různé délky implantátu

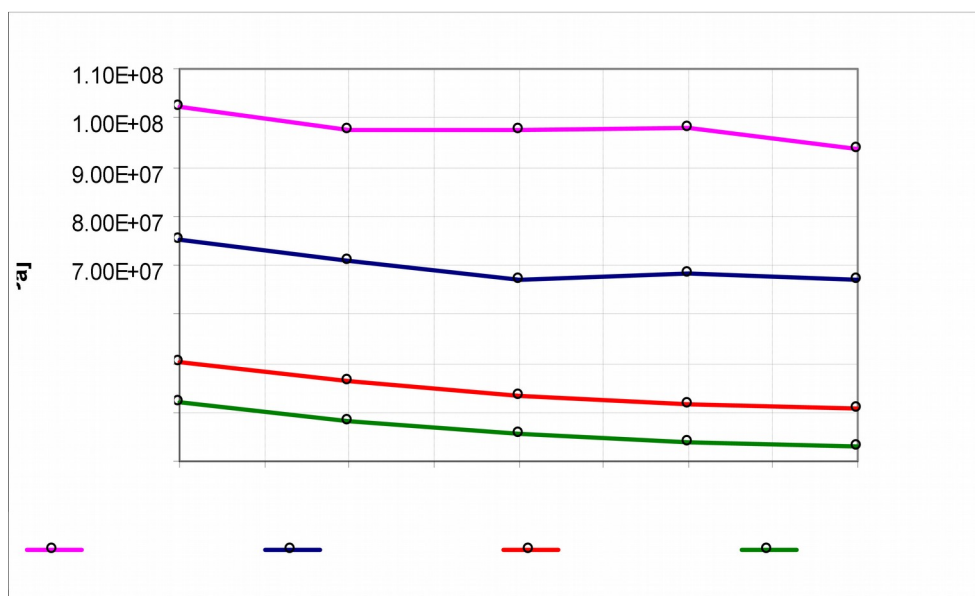
Dále byly sledovány extrémy napětí ve všech dvaceti variantách modelu. Opět byly vyhodnocovány hodnoty zvláště pro povrchovou vrstvu kompakty a zvláště pro spongiózu. Hodnoty extrémů jsou seřazeny v tabulkách 15. a 16., grafické závislosti extrémů napětí na průměru a délce implantátu jsou zřejmé z obrázků 55. a 56. V grafech je na ose x délka implantátu v mm a na ose y napětí v MPa. Stupnice napětí je v obou obrázcích různá, protože v kompaktě vznikají řádově vyšší napětí. Podle údajů nedosáhlo napětí v žádném modelu mezní hodnotu.

Tabulka 15

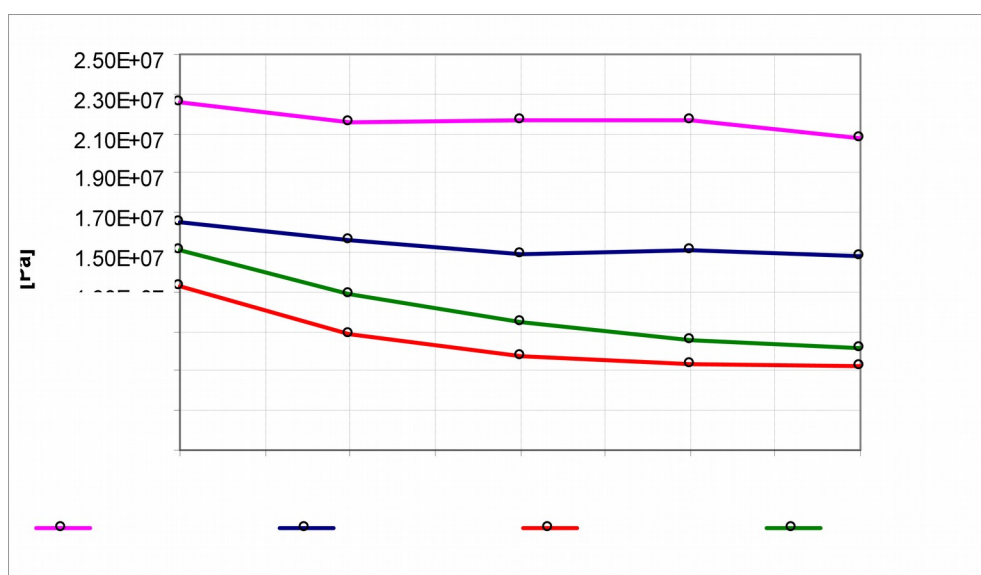
Napětí podle Misese v kompaktě				
Délka [mm]	Průměr 3,0 mm	Průměr 3,6 mm	Průměr 4,5 mm	Průměr 5,0 mm
8	1.02E+08	7.53E+07	5.00E+07	4.22E+07
10	9.77E+07	7.09E+07	4.63E+07	3.81E+07
12	9.77E+07	6.72E+07	4.35E+07	3.57E+07
14	9.79E+07	6.82E+07	4.17E+07	3.40E+07
16	9.37E+07	6.72E+07	4.08E+07	3.30E+07

Tabulka 16

Napětí podle Misese ve spongióze				
Délka [mm]	Průměr 3,0 mm	Průměr 3,6 mm	Průměr 4,5 mm	Průměr 5,0 mm
8	2.25E+07	1.65E+07	1.33E+07	1.51E+07
10	2.16E+07	1.56E+07	1.09E+07	1.28E+07
12	2.17E+07	1.49E+07	9.75E+06	1.15E+07
14	2.17E+07	1.51E+07	9.38E+06	1.06E+07
16	2.07E+07	1.48E+07	9.20E+06	1.02E+07



Obr. 55. Napětí podle Misese v kompaktě



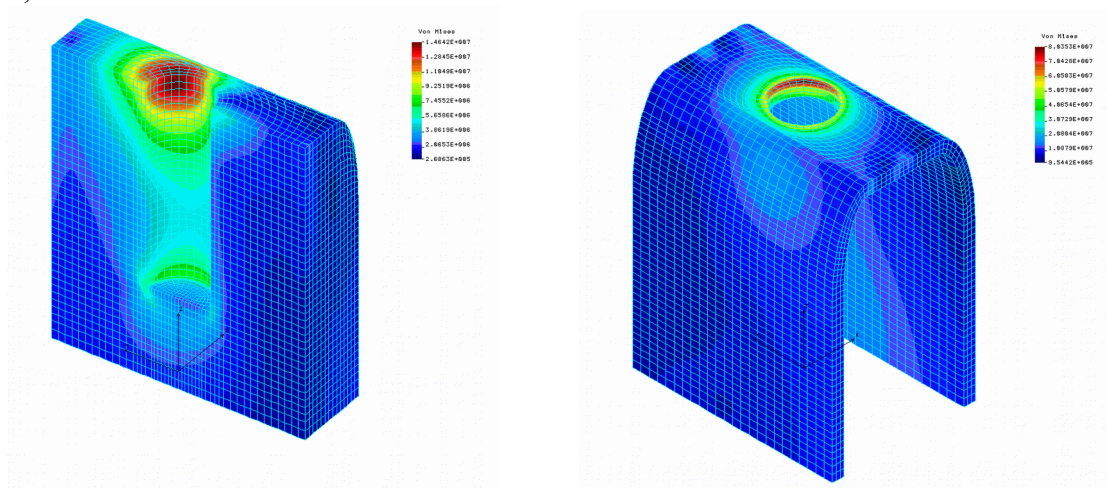
Obr. 56. Napětí podle Misese v spongióze

Rozložení napětí bylo vykresleno zvlášť pro kompaktu a spongiózu aby bylo zřejmé, kde jsou extrémny ve spongióze. Extrémny napětí ve spongióze dosahují přibližně pětinu extrémny napětí v kompaktě.

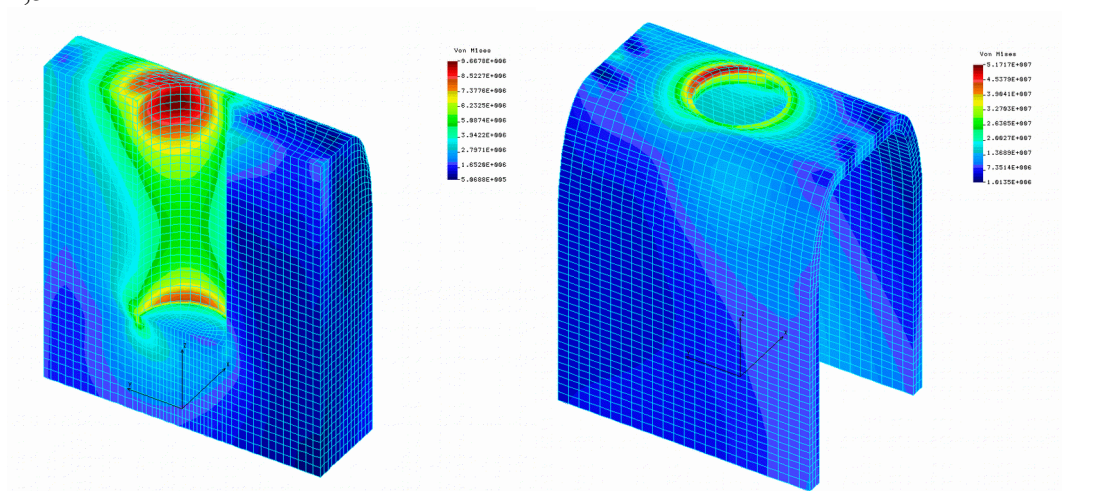
Poloha extrémů napětí v závislosti na délce a průměru implantátu má stejné zákonitosti jako poloha extrémů poměrné deformace, proto byly pro ilustraci vybrány do obrázku č. 57 jen průběhy ve dvou modelech. Za povšimnutí stojí, že u grafů napětí stejně jako u grafů poměrných deformací ve spongióze dochází k nárůstu hodnot varianty o

průměru 5mm oproti variantě 4,5 mm. Tento nárůst je způsoben zvýšením přenosu zatížení do oblasti spongiózy vzdálenější od kompakty. Vlastní oblast spongiózy v okolí kompakty je naopak odlehčená. Rozměry implantátu, pro které je rozložení napětí nakresleno, jsou opět uvedeny na obrázcích.

3,6 x 12



4,5 x 12



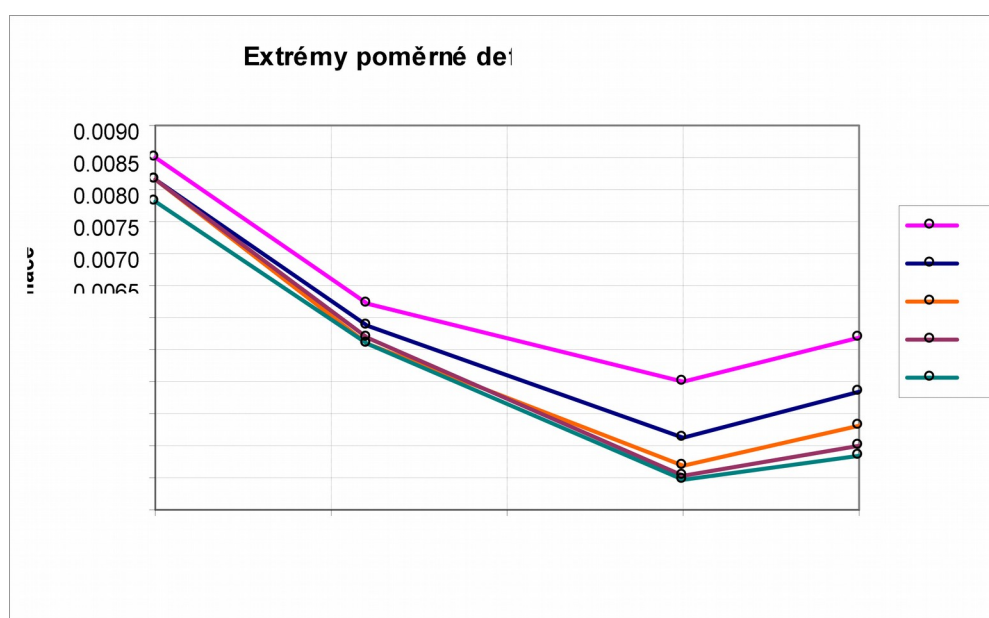
Obr. 57. Rozložení napětí v řezu spongiózou a kompakťou.

### Závěry studie

Studii bylo ověřeno, že zvětšení průměru implantátu má větší vliv na snížení namáhání kostní tkáně, než zvětšení délky implantátu. To je dáno především materiálovými vlastnostmi spongiózy a kompakty. Navíc však bylo zjištěno, že průměr implantátu 5 mm

není již vhodný, protože v kompaktě s implantátem o průměru 5 mm vyšly poměrné deformace i napětí pro všechny délky implantátu vyšší, než pro čelist s implantátem průměru 4,5 mm. Pro žádný z modelů sice nepřekročí napětí mezní hodnoty, ale v okolí implantátu průměru 3 mm vznikají velká napětí a deformace. Z obrázku č. 58. je vidět, že namáhání oblasti mezi průměry 3mm a 3,6 mm klesá prudčeji, než mezi průměry 3,6 mm a 4,5 mm.

Z prověřovaných průměrů implantátů se jako nejvhodnější z hlediska namáhání kostní tkáně jeví posuzované průměry 3,6 mm a 4,5 mm, změna délky implantátu hodnoty napětí a poměrných deformací kostní tkáně výrazně neovlivní.



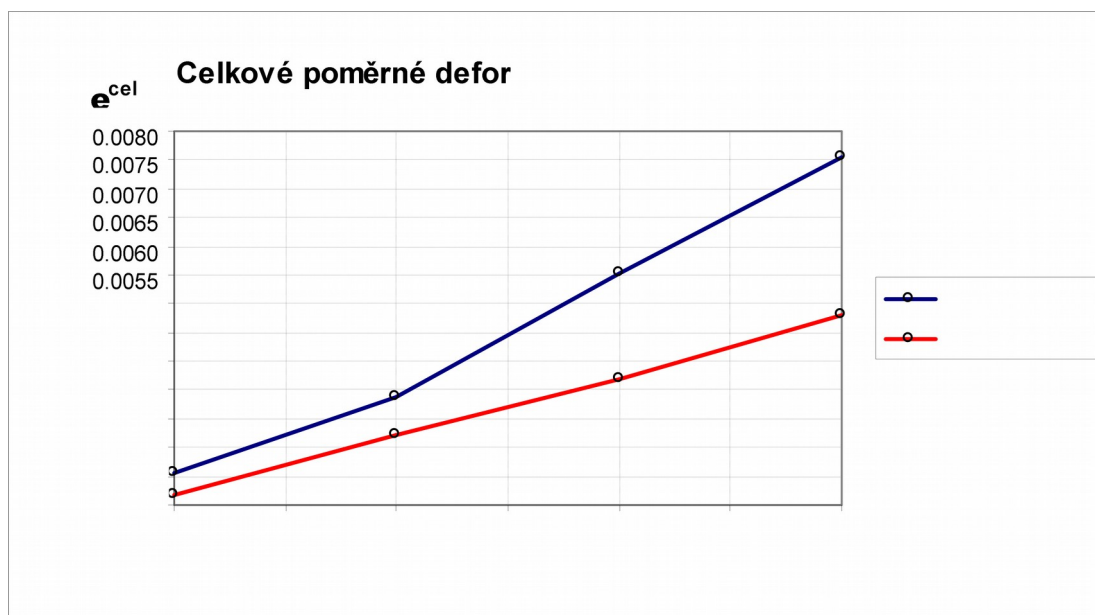
Obr. 58. Extrémy poměrné deformace v kompaktě

## Studie vlivu sklonu zatížení

### Modely a výpočty pro studii

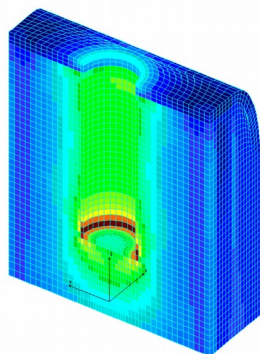
Zajímavou otázkou bylo zjišťování vlivu změny odchylky síly od podélné osy implantátu na namáhání kostní tkáně. Pro zkoumání byly vybrány dva modely z předchozí

studie, a to modely s implantáty délky 12 mm o průměru 3,6 a 4,5 mm. Byly počítány a vyhodnocovány celkové poměrné deformace v kostní tkáni. Nejdříve byly modely zatíženy osovou tlakovou silou 320 N, dále pak silou 320 N s odklonem od osy implantátu o 10°, 20° a 30°. Extrémy poměrných deformací pro jednotlivé zatěžovací stavy jsou sestaveny do grafů na obrázku 59. Na obrázku 60 a 61 jsou pak vidět rozložení poměrných deformací. Zároveň je možné z těchto obrázků odečíst, jak se mění pro jednotlivé zatěžovací stavy místo, ve kterém vzniká extrém. Obrázek 60 je pro průměr implantátu 3,6mm a obrázek 61 pro průměr 4,5mm.

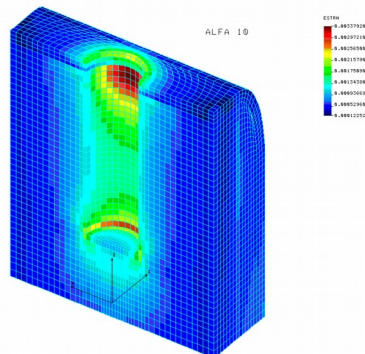


Obr. 59. Celkové poměrné deformace

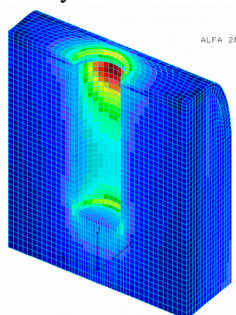
Zatížení osovou silou



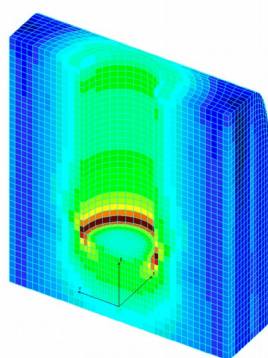
Odklon síly 10°



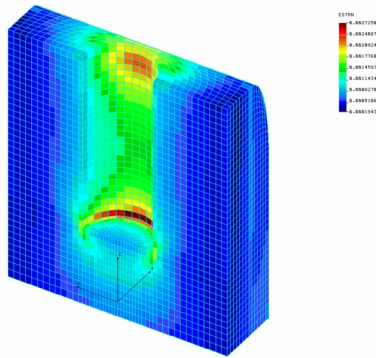
Odklon síly 20°



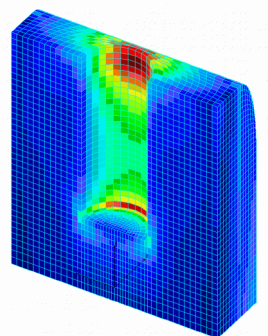
Obr. 60. Rozložení celkových poměrných deformací pro  $d=3,6$  mm  
Zatížení osovou silou Odklon síly 10°



Odklon síly 10°



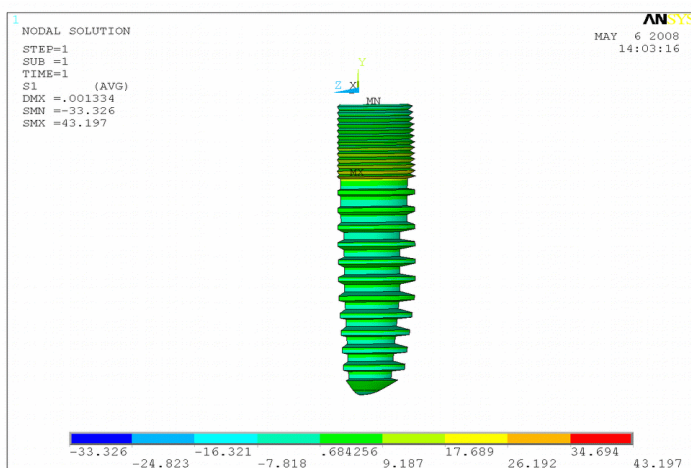
Odklon síly 20°



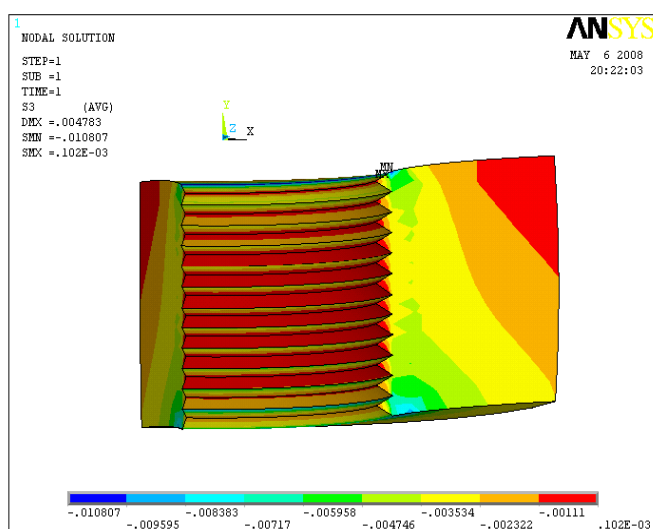
Obr. 61. Rozložení celkových poměrných deformací pro  $d=4,5$  mm

### Závěry studie vlivu sklonu zatížení

Výpočtem bylo ověřeno, že zvětšení průměru implantátu má podstatný vliv na snížení namáhání kostní tkáně jak je patrné z obrázku 59, ale především z obrázku 60 a 61, a to zejména pro více odkloněné nositelky zatěžující síly od osy implantátu. Změna strmosti tečny křivky poměrné deformace pro průměr 3,6mm v oblasti  $10^\circ$  je způsobena náhlou změnou rozložení vnitřních sil ve vetknutí implantátu tohoto průměru (u většího průměru se tato změna neprojevuje tak výrazně). Hodnota nárůstu napětí s odklonem má pro vybrané úhly lehce nelineární charakter.



Obr. 62. 3D modelace celého implantátu PV I.



Obr. 63. 3D modelace mikrozávítů u implantátu PV I.



### 3.5 Vytvoření nové beta titanové slitiny a její využití při výrobě implantátu.

Byla vytvořena slitina, která bude mít nižší obsah titanu ve své struktuře. Jednalo se o slitinu, která měla mít vyšší mechanicko – fyzikální vlastnosti než technicky čistý tita. Protože pokud je titan bez příměsí, tedy čistý, jsou jeho mechanicko – fyzikální vlastnosti nižší. Dále to měl být materiál na minimálně stejné biologické úrovni jako titan. Touto slitinou byla beta titanová slitina Ti38Nd6Ta, která přesně splňovala tyto podmínky. Byla biokompatibilní a zároveň měla mechanicko – fyzikální vlastnosti lepší než technicky čistý titan. Srovnání je znázorněno v tabulkách č. 17 a 18. Tvrdost byla ještě dále upravována pro zpracovatelnost materiálu (hodnoty HV1 byly v rozmezí 230 - 260) Následovalo zhotovení implantátu řady PV I. pro testování v aplikační a preklinické části (Obr. č. 64). Ve výsledku se implantát jevil jako velmi perspektivní pro klinické užití. A byl doporučen pro preklinickou a klinickou aplikaci.

**Tab. 17.** Mechanické vlastnosti slitiny TiNbTa – základní stav

$\Delta S$ [%]	$R_m$ [MPa]	$R_{p0.2}$ [MPa]	$A$ [%]	$HV 1$
52	800	700	4,0	-
53,8	776	745	3,8	204-217

**Tab. 18.** Mechanické vlastnosti materiálů Grade 1 až Grade 4

<i>Typ</i>	$R_m$ [MPa]	$R_{p0.2}$ [MPa]	$A$ [%]	$HV 1$
Grade 1	240	170	24	122
Grade 2	345	275	20	145
Grade 3	450	380	18	-
Grade 4	550	483	15	280

*Legenda:*  $\Delta S$  [%] - stupeň deformace;  $R_m$  [MPa] – mez pevnosti v tahu;

$R_{p0.2}$  [MPa] – mez pevnosti v kluzu HV 1 - tvrdost



Obr. 64. Implantát PV I. z beta titanové slitiny Ti38Nb6Ta

### 3.6 Aplikační testy na zvířatech a jejich vyhodnocení.

Následovaly aplikační testy takto upravených implantátů. Byly vytvořeny skupiny s implantáty s povrchem nitridu zirkonia, s povrchem nitridu titanu a klasický titanový implantát Grade IV. bez povlakování. K aplikačním testům byla jako zvířata použita prasata. Výběr byl zvolen dle kritérií podoby jednotlivých pokusných zvířat a shody s člověkem. Důraz byl kladen na kostní přestavbu (Tabulka č. 19)

Tab. 19. Podobnost složení a struktury kosti mezi vybranými zvířaty a člověkem

Zvířata	Psi	ovce/ kozy	Prasata	králíci
makrostruktura	++	+++	++	+
mikrostruktura	++	+	++	+
kostní složení	+++	++	+++	++
kostní přestavba	++	++	+++	+

Pro pokusy bylo použito miniprase. Implantáty byly zavedeny do tibie (Obr. č. 65) a byly hodnoceny po 1 měsíci od zavedení. Periimplantační tkáň byla hodnocena pomocí mikro CT.

Obr. 65. Implantáty zavedené do tibie miniprasete.



Ukázky povlakovaných implantátů pro testování jsou na obrázcích 66 a 67.



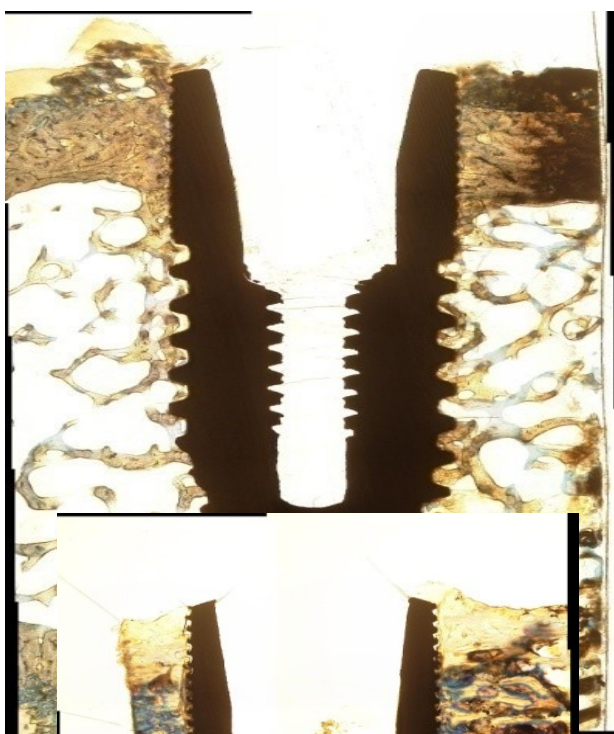
Obr. 66. Implantát povlakovaný vrstvou nitridu zirkonia.



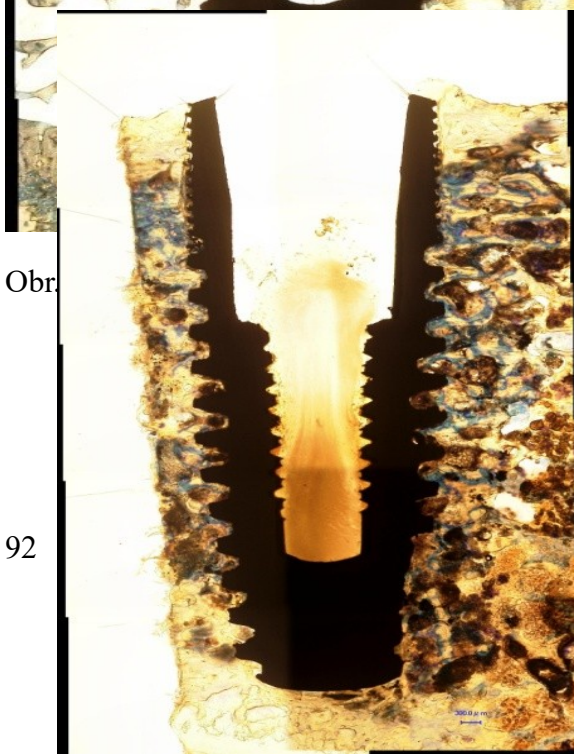
Obr. 67. Implantát povlakovaný vrstvou nitridu titanu.



Obr. 68. Řez kostí s implantátem povlakovaným ZrN



Obr. 69. Řez kostí s implantátem povlakovaným TiN

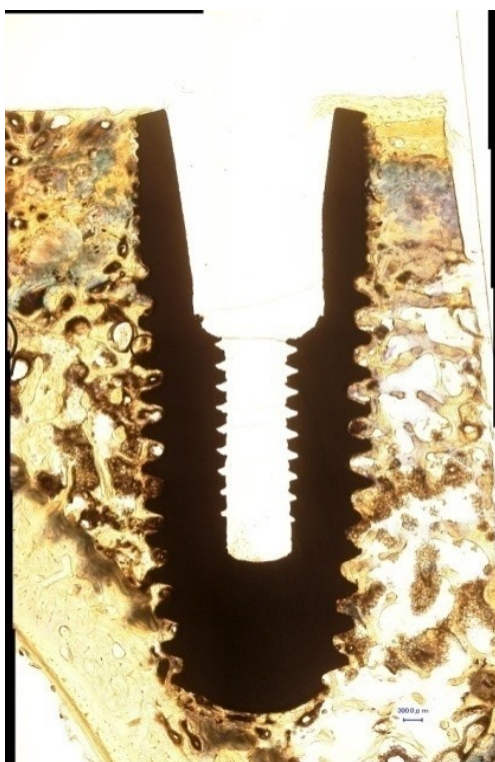


Obr. 70. Řez kostí s implantátem z technicky čistého titanu Grade IV.



a titanové slitiny Ti38Nb6Ta

Obr. 72. Řez kostí s implantátem z Grade IV. povlakovaným HA



Obr. 73. Řez kostí s implantátem z beta titanové slitiny.

## Výsledky

Při odečítání kostní tkáně v okolí implantátu s měsíčním odstupem u miniprasat bylo konstatováno, že u povlakování hydroxyapatitem v nanovrstvě bylo 100% pokrytí kostí – oseointegrace (Obr. č. 68 - 73).

U implantátů bez HA, tedy s povlakem ZrN, TiN, bez povlaku a z beta titanové slitiny bylo pokrytí také velmi vysoké, těsně pod hranicí 100%.

Proto bylo přistoupeno k preklinickému testování první řady implantátů PV I.

### ***3.7 Preklinické hodnocení implantátů.***

Při preklinických zkouškách v rámci aktivit projektu SVC a dalších aplikačních zkoušek bylo zavedeno 150 implantátů typu PV I z beta titanové slitiny Ti38Nb6Ta. Před implantací byl každý pacient seznámen s preklinickým testováním a byl zařazen do protokolu. Implantáty byly užity jako solo pilíře, ve spojení se zuby, samostatné implantáty bez spojení se zuby, také u bezzubé čelisti. Celkem bylo zavedeno 83 implantátů u 37 žen a 67 implantátů u 28 mužů.

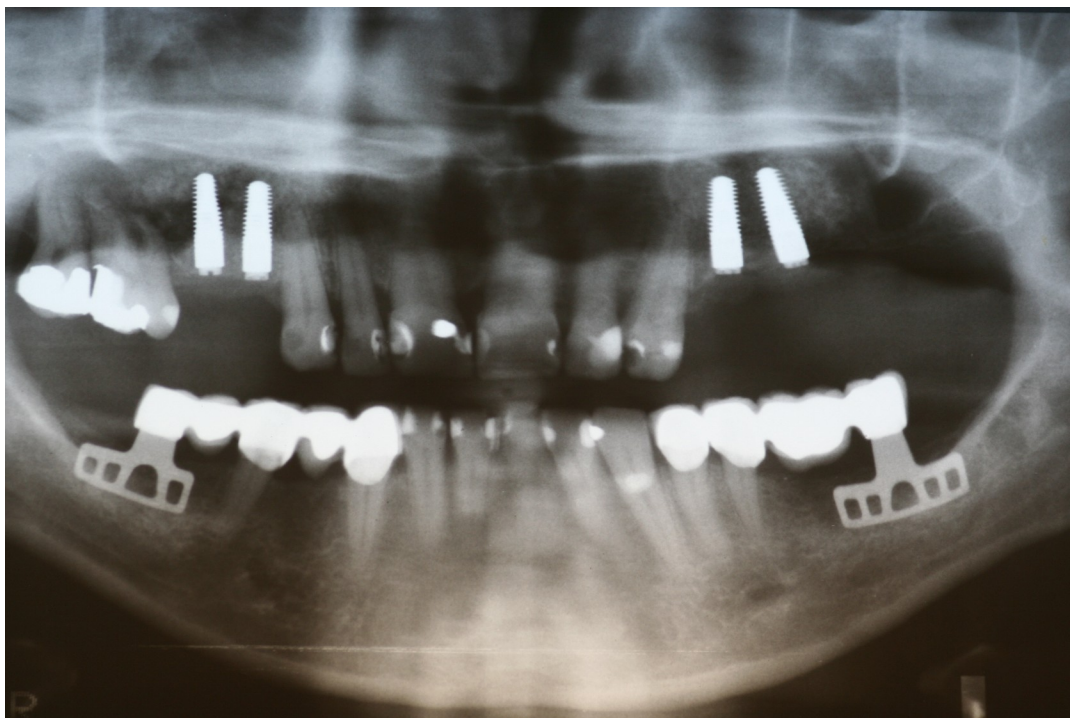
### Výsledky

V preklinické části byla úspěšnost takto zavedených implantátů 99,33%. To odpovídalo jednomu explantovanému implantátu, který byl odstraněn ještě v době hojení. Jednalo se zde o spojení biomateriálu při augmentaci jednofázové spolu s implantátem. Nebyla zde zánětlivá reakce, ale nebylo zde pevné spojení oseointegrací, ale fibrointegrací. Odpovídalo to pochybení při inzerci, nedostatečné primární stabilitě implantátu. Úspěšnost implantace u žen byla ve všech indikacích 100%. U mužů byla úspěšnost implantací v indikaci vmezeřený pilíř ve spojení se zuby 95,00%. Ostatní indikace vyšly se 100% úspěšností. S ohledem na krátký interval (vyhodnocení po 2 letech) jsou výsledky s vysokou úspěšností (Tab. č. 20). Ukázky některých implantací jsou na RTG snímcích (Obr. č. 74 – 80).

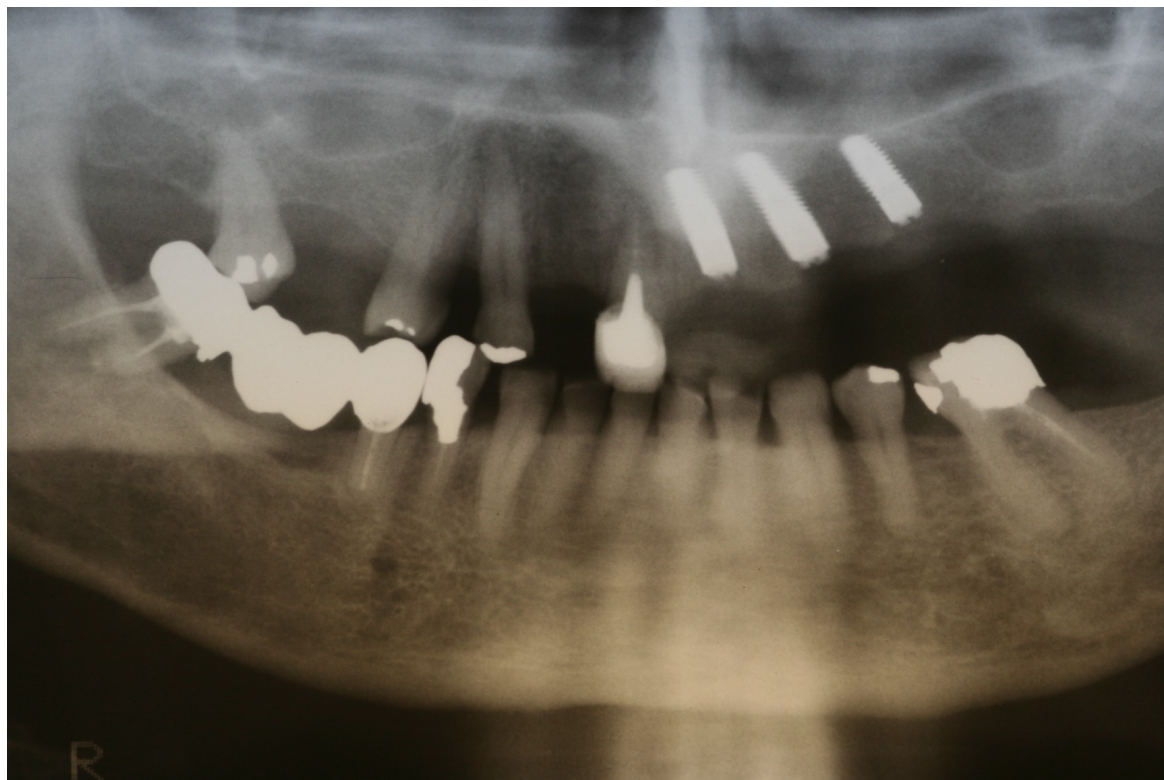
	Celkem / Úspěšnost		Ženy / Úspěšnost		Muži / Úspěšnost	
Solo pilíř	22	100%	15	100%	7	100%
Zkrácený zubní oblouk	42	100%	27	100%	15	100%
Vmezeřený pilíř ve spojení se zuby	38	97,37%	18	100%	20	95,00%
Bezzubá čelist	48	100%	23	100 %	25	100%
Celkem implantátů	150	99,33%	83	100%	67	98,51%

Tab. 20. Procentuální vyhodnocení implantace v odstupu 2 let.

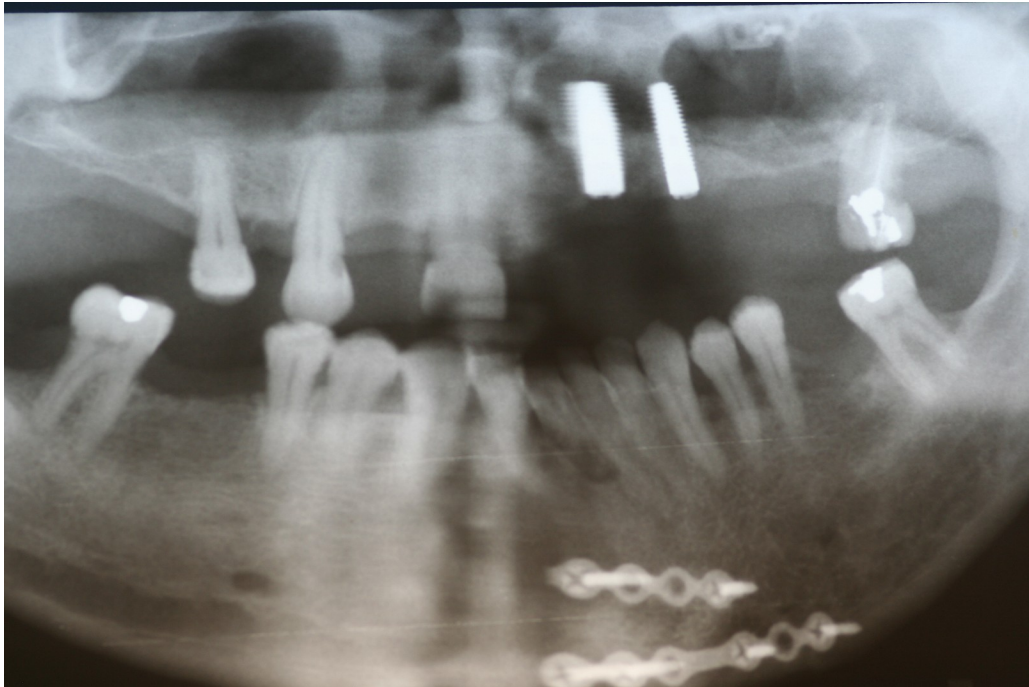




Obr. 74. Implantáty PV I. společně s augmentací čelistních dutin.



Obr. 75. Implantace v horní čelisti u zbytkového chrupu.



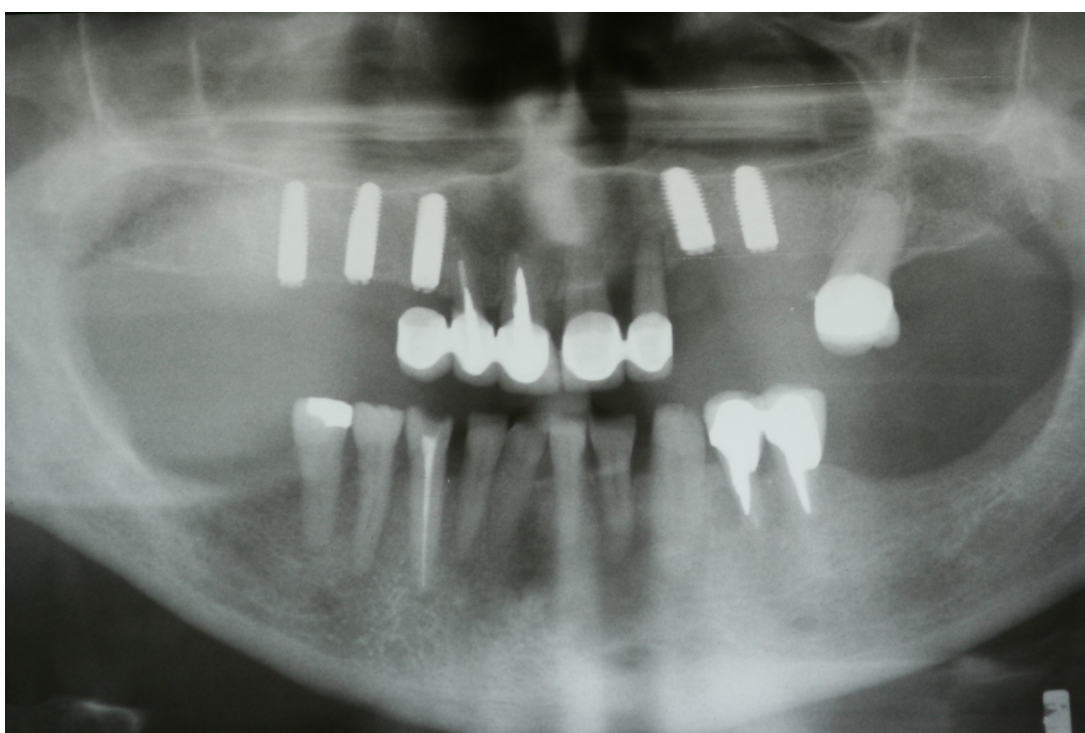
Obr. 76. Implantace PV I u pacienta po úraze.



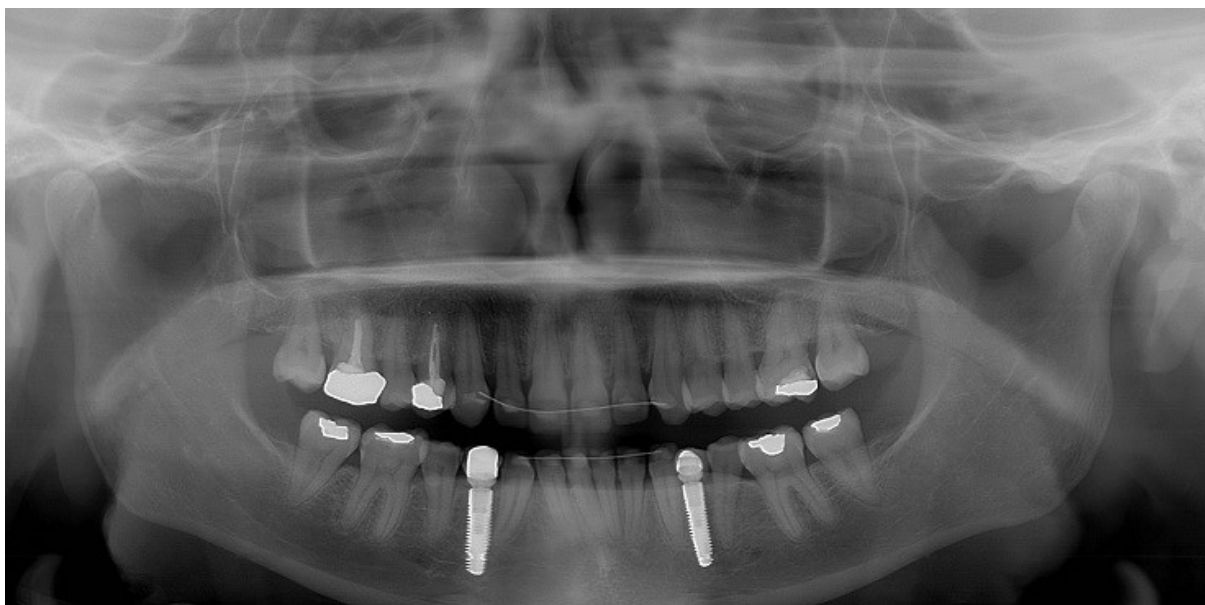
Obr. 77. Implantace PV I u pacienta po resekcii mandibuly.



Obr.78 Implantace tzv. solo pilíře.



Obr. 79. Implantace u zbytkového chrupu.



Obr. 80. Stav po zhotovení definitivní práce na implantátech PV I. u dg. hypodonie.

### 3.8 Registrace průmyslových vzorů

Originální název:	Dentální implantát I
Autoři:	Patrik Prachár, Sonia Bartáková, Juraj Strecha, Jiří Vaněk, František Hnilica, Vítězslav Březina, Antonín Martikář
Originální název:	Dentální implantát II
Autoři:	Patrik Prachár, Sonia Bartáková, Juraj Strecha, Jiří Vaněk, František Hnilica, Vítězslav Březina, Antonín Martikář
Originální název:	Dentální implantát III
Autoři:	Patrik Prachár, Sonia Bartáková, Juraj Strecha, Jiří Vaněk, František Hnilica, Vítězslav Březina, Antonín Martikář
Originální název:	Dentální implantát IV
Autoři:	Patrik Prachár, Sonia Bartáková, Juraj Strecha, Jiří Vaněk, František Hnilica, Vítězslav Březina, Antonín Martikář
Originální název:	Dentální implantát V
Autoři:	Patrik Prachár, Sonia Bartáková, Juraj Strecha, Jiří Vaněk, František Hnilica, Vítězslav Březina, Antonín Martikář

Výsledek tvoří pět tvarově odlišných dentálních nitrokostních implantátů, jejichž podstata spočívá ve specifickém tvarovém provedení. Implantáty byly zkonstruovány tak, aby mohly být používány s ohledem na anatomickou variabilitu čelistí a mohly být indikovány v co nejširším měřítku - od náhrady jednotlivého zubu až po řešení čelistí bezzubých. Nové tvary implantátů zabezpečují optimální rozložení napětí při zatížení. Implantáty jsou konstruovány pod různými úhly a jsou tvořeny různými typy a počty závitů přizpůsobených denzitě kosti se specifickými antirotačními prvky. Jde o efektivní konstrukční řešení, které zabraňuje zvýšené atrofii kosti a průniku bakterií do implantátu.

Citace	PRACHÁR, Patrik, Sonia BARTÁKOVÁ, Juraj STRECHA, Jiří VANĚK, František HNILICA, Vítězslav BŘEZINA a Antonín MARTIKÁŘ. Dentální implantát I.-V. Export BibTeX
--------	---

## 4. Diskuze

V současné době se implantologie zaměřuje na povrchovou úpravu a povrchové vlastnosti implantačních systémů. Jsou užívány materiály, které mohou ovlivňovat biologické vlastnosti implantátů ve smyslu zlepšení oseointegrace, až přechodu k biointegraci. Oseointegrace je plně dostačující a nezbytná u všech orálních implantátů. Pojem biointegrace předpokládá vazbu mezi materiálem a kostí, která je aktivním spojením těchto dvou částí. Tím by biointegrace svou předpokládanou vazbou mohla být vyšší úrovní spojení kosti s implantátem [1, 2].

Jednou z možností úpravy povrchu implantátů je metoda magnetronového naprašování. Jedná se o techniku nanášení velmi tenké vrstvy materiálu v řádech nanometrů. Do této oblasti spadají i povlaky nitridem zirkonia a nitridem titanu, dále uhlíkem (DLC) a hydroxyapatitem []. Všechny tyto povrchy mají vést k možnému přechodu od oseointegrace k biointegraci. Touto problematikou se zabýval rozsáhlý výzkum Stomatologického výzkumného centra (SVC) Brno.

Dalšími možnostmi jsou nanopovrchy implantačních systémů. Tato problematika byla dříve „sci fi“ v poli implantologie. Nyní se však ukazuje možnost nanášení i jednotlivých molekul či atomů na povrch materiálu. Zde se také hovoří o nosičích různých forem organických sloučenin[28]. Hovoříme o nosičích na bázi biopolymerů. Takový posun by vedl k možnostem pevného spojení implantátu s kostí. Bohužel je zde ještě jeden důležitý aspekt. Tím jsou mechanicko – fyzikální vlastnosti daného povrchu či povlakovaného materiálu, protože při inzerci implantátu dochází k velmi silné abrazi povrchové vrstvy. Nutností je totiž, aby povrchová vrstva vydržela inzerci i do kosti D1 (podle Mische; Lenkholma a Zarba) bez jejího porušení. Předpokládá se adheze minimálně 1. Taková adheze odpovídá vysoce odolné povlakované vrstvě bez dezintegrace[32, 33, 34].

Mezi varianty ovlivnění biologické úrovně implantačních systémů patří nové materiály. Jejich možné kombinace vycházejí z biokompatibilních prvků. Známe biokompatibilní prvky, jako jsou Zr, Nb, Ta, Ti, Hf a Re [1, 19]. A právě z těchto prvků jsou vytvářeny nové slitiny, mezi které patří i beta titanové slitiny. Tyto slitiny se jeví jako velmi perspektivní. Využívají kombinace především Ti, Nb a Ta ve změně svých vlastností. Některé z těchto slitin (př. Ti38Nb6Ta) podle provedených studií jsou biokompatibilní

a především vysoce mechanicky odolné. Také je to jedna z možností, kdy je mimo technicky čistého titanu vytvořen materiál, který nemá stejné vlastnosti i z pohledu zvýšené intolerance na kovy až alergie [4, 5, 6, 7, 11, 12,,20, 21, 31, 32]. Toto patří k problematice dnešní doby, kdy intolerance na některé kovy se stále zvyšuje, protože je zde narůstající kontakt s materiály. Tím dochází ke zvýšené alergické odpovědi na daný kov či materiál.

V neposlední řadě je zde návrat k formám hydroxyapatitu. Dříve tato vrstva hydroxyapatitu byla problematická z pohledu degradace a adheze [3, 8, 11, 15, 23, 27, 29, 30]. Nyní jsou tyto vrstvy vytvářeny technikami magnetronového naprašování v ultratenkých vrstvách, které mají nejvyšší možnou adhezi. Je zde již dnes možnost i vytvoření vrstvy velikosti molekul. Díky tomu nepodléhají degradaci a neovlivňují povrchovou strukturu vlastního implantátu. Takovou formou jsme schopni vytvořit výrazně vyšší biologické vlastnosti implantátu [4, 5, 6, 10, 11, 13, 17, 23]. Je však ve fázích dalšího zkoumání, které z vrstev (myšleno typů keramiky) jsou využitelné a spějící k biointegraci (Tab. č.21).

Vlastní design nepatří k tak rozšířené oblasti zkoumání. Přece jenom existuje více než 100 typů implantačních systémů (samozřejmě každý systém má i desítky podsystémů). A tak zde se mnoho systémů podobá event. jsou jistou kopií velmi úspěšných implantátů. I přes to u mnoha systémů je nejdůležitější částí implantátu kortikální část společně s ukotvením suprastruktury. Zde se totiž jedná o co nejmenší namáhání kortikalis.

Příkladem mohou být mikrozávitě. Těchto tzv. mikrozávitů využívá již několik systémů a další se k nim velmi rychle připojují (př. AstraTech) Další je ukotvení suprastruktury bez jakého-li mezivrstvy, která by měla negativní dopad v podobě periimplantitidy a tedy nižší úspěšnosti implantace. Mezi prvky, které brání periimplantitidě u implantačních systémů, patří tzv. samosvorný úhel. Tento úhel svírá mezi sebou fixtura implantátu a suprastruktura nebo-li nástavba [14, 22, 23, 24, 25, 26 ]. Příkladem užití je systém Ankylos. Velmi často je standardní metodou při nových implantačních systémech 3D zobrazení a zkoumání metodou konečných prvků. Díky tomu jsme schopni modelovou situaci u konkrétní fixtury rozpoznat velikost napětí v daném typu závitů. To pak má za následek eliminovat napětí v kortikální vrstvě kosti, a tím omezení rezorpce kosti v té pro nás nejdůležitější oblasti [9, 16, 18, 22].

Název (akronym)	Chemický vzorec	Poměr Ca/P
Calcium hydroxylapatite (HA)	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	1,67
Fluorapatite (FA)	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$	1,67
Calcium-deficient hydroxylapatite (CDHA)	$\text{Ca}_{10-x}(\text{HPO}_4)_x(\text{PO}_4)_{6-x}(\text{OH})_{2-x}$ ( $0 < x < 2$ )	1,33-1,67
Biological apatite (BA)	$\text{Ca}_{8,3}(\text{PO}_4)_{4,3}(\text{CO}_3\text{-HPO}_4)_{1,7}(\text{OH})_{0,3}$ BA=carbonated CDHA ( $x=1,7$ )	1,38-1,93
Oxyhydroxyapatite (OHA)	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_{2-2x}\text{O}_x$ ( $0 < x < 1$ )	1,67
Oxyapatite (OA)	$\text{Ca}_{10}\text{O}(\text{PO}_4)_6$	1,67
Monocalcium phosphate monohydrate (MCPM)	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$	0,5
Monocalcium phosphate anhydrate (MCPA)	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$	0,5
Dicalcium phosphate dihydrate (Brushite) (DCPD)	$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	1
Dicalcium phosphate anhydrite (Monetite) (DCPA)	$\text{CaHPO}_4$	1
Octacalcium phosphate (OCP)	$\text{Ca}_8(\text{HPO}_4)_2(\text{PO}_4)_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	1,33
Tricalcium phosphate ( $\alpha$ -TCP)	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ (monoclinic)	1,5
Tricalcium phosphate (Whitlockite) ( $\beta$ -TCP)	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ (rhombohedral)	1,5
Tetracalcium phosphate (TTCP)	$\text{Ca}_4\text{O}(\text{PO}_4)_2$	2
Dicalcium phosphate ( $\alpha$ -DCP)	$\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$ (orthorhombic)	1
Dicalcium phosphate (Calcium pyrophosphate) ( $\beta$ -DCP)	$\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$ (tetragonal)	1
<b>Amorphous calcium phosphate (ACP)</b>	<b><math>\text{Ca}_x(\text{PO}_4)_y \cdot n\text{H}_2\text{O}</math></b>	<b>1,2-2,2</b>

Tab.21. Druhy CaP apatitů



## 5. Závěr

Závěrem lze shrnout nadějně výsledky v oblasti dentální implantologie z pohledu nových možností povrchové úpravy a nových materiálů. Využili jsme techniku magnetronového naprašování v získání nových forem povrchu implantátu. Užili jsme vrstev nitridu titanu a nitridu zirkonia pro povlakování implantátů. Takový povrch má velmi dobré vlastnosti v oseointegraci, ale i v designu a krytí měkkých tkání, protože svou barvou neprosvítá jako titanový implantát.

Dále jsme využili nové beta titanové slitiny při zhotovení implantátu. Všechny tyto nové povlaky a materiály jsme testovali s velmi perspektivním výsledkem na miniprasatech.

Ukázalo se, že návrat ke keramickým povrchům v ultratenké vrstvě je budoucností implantologie. Především výsledky v adhezi takto nanášených materiálů jsou výborné.

V poslední řadě jsme vytvořili novou větev dentálních implantátů pod označením PV I. - PV V. Z toho byly vytvořeny i průmyslové vzory. Preklinické testování ukázalo výborné výsledky při implantaci těchto implantátů a možnosti klinického využití.

## 6. Literatura

1. Abraham, J. A., Grenón, M.S., Sánchez, H.J., Pérez, C. A., Valentinuzzi, M. C.: Titanium based implants, metal release study in the oral environment LNLS 2006 Activity Report Geurtsen W. Biocompatibility of dental alloys. Crit Rev Oral Biol Med 2002;13(1): 71-84.
2. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Ericsson, A.R. The long-term efficacy of currently used dental implants; A review and proposed criteria of success. The international Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1, 1986, 1, s. 11-25.
3. Baril E., Lefebvre L.P., Yannig T., Florin I.: Foam-coated MIM gives new edge to titanium implants. Metal Powder Report, Volume 63, Issue 8, 2008, s. 46-50.
4. Bartáková S, Prachár P, Kudrman J, Podhorná B, Březina V, Strecha J. Binary titanium-columbium alloys and their biocompatibility. Stomatolog 2009;1:39-42 (In Czech).
5. Bartáková S, Prachár P, Kudrman J, Podhorná B, Březina V. Binary titanium-tantalum alloys and their biocompatibility. Prakt Zub Lék 2009;57(3):37-40 (In Czech).
6. Bartáková S, Prachár P, Strecha J, Podhorná B, Kudrman J, Hnilica F, Březina V, Vaněk J. Titanium alloys with iron admixtures: analysis of its material characteristics, biocompatibility and suitability for applications in dental implantology. Stomatolog 2009;2:19-24 (In Czech).
7. Červinka, M., and Půža, V. In vitro toxicity testing of implantation materials used in medicine: effects on cell morphology, cell proliferation and DNA synthesis. Toxicology in Vitro, 1990, 4(4/5), 711-716.
8. Dostálová T., Himmlová L.: Osseointegration of loaded dental implant with KrF laser hydroxylapatite films on Ti6Al4V alloy by minipigs. J. Biomed. Opt., Vol. 6, 2001, s. 236 DOI:10.1117/1.1357191
9. Dzan L, Henyš P, Čapek L, Šimůnek A. Makrodesign of Implant – Types and Shapes of Threads Used and their Evaluation Using Finite Element Analysis. Čes Stomat 2013;113(4):88-94 (In Czech).
10. Eisenbarth E, Velten D, Muller M, Thull R, Breme J. Biocompatibility of  $\beta$ -stabilizing elements of titanium alloys. Biomaterials 2004;25(26):5705-13.

11. Filipi V, Březina V. Biological tests of beta titanium alloys for implantology.  
In International seminar SRC. Brno: Masarykova universita, 2008.76-7, ISBN 978-80-210-4596-5.(In Czech)
12. Guertsen W. Biocompatibility of dental alloys. *Crit Rev Oral Biol Med* 2002; 13(1); 71-84.
13. Hanawa T. Titanium and its oxide film: a substrate for formation of apatite, in *The Bone-Biomaterial Interface*, ed. J. E. Davies, University of Toronto Press, Toronto 1991 p. 49-61.
14. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomechanics* 2003;36:1247-58.
15. Joska L, Fojt J. Corrosion behaviour of titanium after short-term exposure to an acidic environment containing fluoride ions. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2009;21(2):481-8.
16. Kocar M, Seme K, Hren NI. Characterization of the Normal Bacterial Flora in Peri-implant Sulci of Partially and Completely Edentulous Patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(4):690-8.
17. Kudrman J., Chlubnová R., Veselý J. Hnilica F., Podhorná B.: Properties of titanium beta alloys suitable for use in human medicine. Book of abstracts. *Metal 2008*, Hradec nad Moravicí.
18. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CS, Moon IS. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clin Oral Impl Res* 2007;18:465-70.
19. Matsuno H, Yokoyama A, Watarib F, Uob M, Kawasakia T. Biocompatibility and osteogenesis of refractory metal implants, titanium, hafnium, niobium, tantalum and rhenium. *Biomaterials* 2001;22(11):1253-62.
20. Niespodziana K., Jurczyk K., and Jurczyk M.: The synthesis of titanium alloys for biomedical applications. *Rev. Adv. Mater. Sci.* 18, 2008, s. 236-240.
21. Niinomi M.: Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods. *Science and Technology of Advanced Materials* Vol.4, 2003, 5, s. 445–454.

22. Norton M. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:290-8.
23. Prachár P, Vaněk J, Cvrček L, Bartáková S. Characteristics of Surface Layer of Chromium Cobalt Alloy Coated with Titanium Nitride and Zirconium Nitride. *Prakt Zub Lék* 2005;53(4):65-7 (In Czech).
24. Rabel A, Kohler SG. Microbiological study on the prognosis of immediate implant and periodontal disease. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2006;10(1):7-13.
25. Rimondini L, Fare S, Brambilla E, Felloni A, Consonni C, Brossa F, Carrassi A.: The effect of surface roughness on early *in vivo* plaque colonization on titanium. *J Periodontol* 68, 1997, s. 555-6.
26. Romanos GE, Nentwig GH. Immediate functional loading in the maxilla using implants with platform switching: five-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(6):1106-12.
27. Shimakura M.: Efficient polishing method of titanium. *J Soc Titanium Alloys in Dentistry* 5, 2007, s. 32-33.
28. Silvennoinen R, Vetterl V, Hason S, Tuononen H, Silvennoinen M, Miller K, Cvrček L, Vaněk J, Prachár P. Sensing of human plasma fibrinogen on polished, chemically etched and carbon treated titanium surfaces by diffractive optical element based sensor. *Optics Express* 2008;16(14):10130-40.
29. Tajima T., Hironaka M., Chen K., Nagamatsu Y., Kakigawa H., Kozono Y.: Electropolishing of CP titanium and its alloys in an alcoholic solution-based electrolyte. *Dental Materials Journal* 27(2), 2008, s. 258-265.
30. Takada Y, Nakajima H, Okuno O, Okabe T. Microstructure and corrosion behavior of binary titanium alloys with beta-stabilizing elements. *Dent Mater J* 2001;20:34-52.
31. Tsutsumi Y, Bartáková S, Prachár P, Yalatu S, Migita S, Igita H Doi, Nomura N, Hanawa T. Long-Term Corrosion Behavior of Biocompatible Beta-Type Ti Alloy in Simulated Body Fluid. *Journal of the electrochemical society* 2012;159:435-440.
32. Vaněk J., Prachár P., Bartáková S., Březina V., Freyburg L. Biological tests of chromium – cobalt alloy coated with titanium nitride and zirconium nitride. *Čes. Stomat., roč. 105, 2005, č. 6, s. 149-153. ISSN 1213-0613.*(In Czech)

33. Yamamuro T., Patterns of osteogenesis in relation to various biomaterials, *J. Jpn Soc. Biomater.* 7, 1989, s. 19–23.
34. Yoshinari M., Oda Y.: Titanium surface modification with dry process for dental implants. in: M. Niinomi, T. Okabe, E.M. Taleff, D.R. Lesuer, H.F. Lippard (Eds.), *Structural Biomaterials for the 21st Century*, TMS, 2001, s. 129–136.