

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta strojní

Ústav strojírenské technologie
(skupina slévání)



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Využití odlitků v biomedicínském inženýrství

Vyhotovil: Jakub Vostatek

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Aleš HERMAN, Ph.D.

Praha 2017

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma **Využití odlitků v biomedicínském inženýrství** zpracoval samostatně za použití uvedené literatury a pramenů.

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

V Praze dne

.....

Jakub Vostatek

Poděkování

Děkuji panu **Ing. Aleši HERMANOVI, Ph.D.** za jeho odborné vedení a užitečné rady při zpracování bakalářské práce.

**VYUŽITÍ ODLITKŮ V BIOMEDICÍNSKÉM
INŽENÝRSTVÍ**

**THE USE OF CASTING IN BIOMEDICAL
ENGINEERING**

Anotace

V rámci této bakalářské práce byla formou literární rešerše zpracována problematika využití odlitků v biomedicínském inženýrství. V úvodu práce je velmi stručně popsáno lidské tělo a technologie odlévání v obecném podání. Tyto témata se pak v hlavní části práce střetávají. V hlavní části jsou popsány vhodné materiály používané v biomedicíně (jejich druhy a parametry které musí splňovat) a také konkrétní technologie odlévání používaná pro medicínské implantáty. Dále jsou popsány nejpoužívanější typy implantátů (zubní, páteřní nebo kloubní). V závěru se pak práce věnuje budoucím výhledovým trendům v oblasti biomedicíny (3D tisk a implantáty na míru).

Klíčová slova:

Člověk, Odlévání, Technologie, Biomateriály, Implantáty

Summary

This bachelor thesis describes the use of casting in biomedical engineering. In introduction chapter of the thesis simply describes human body and casting technology. This topics are united in the main chapter this thesis. In main chapter are describes materials use for biomedical engineering (kinds, parameters) and casting technology for medical implants. Next are describes the most widely used types of implants (dental, spinal or joint). Further they are described the most used types of implants (dental, spinal or joint). In conclusion, it is focused on future trends in the field of biomedicine (3D printing and Taylored Implants).

Key words:

Human, Castings, Technology, Biomaterials, Implants

Obsah

1	Cíl práce	4
2	Slitiny vhodné pro implantáty	5
2.1	Lidské tělo	5
2.2	Odlévání	6
2.3	Biomateriály	9
2.3.1	Biokompatibilita	10
2.3.2	Korozivzdorné oceli	14
2.3.3	Slitiny Ni-Ti (NITINOL)	15
2.3.4	Slitiny kobaltu	16
2.3.5	Slitiny titanu	17
2.3.6	Čisté kovy	19
3	Typy odlitků na implantáty	20
3.1	Metoda vytavitelného modelu	20
3.2	Druhy implantátů	27
3.2.1	Kloubní implantáty	27
3.2.2	Páteřní implantáty	33
3.2.3	Zubní implantáty	34
4	Budoucnost a výhledové trendy	38
4.1	3D tisk	38
4.2	Implantáty na míru	39
4.2.1	Pracovní postup Cranio-Oss	39
5	Závěr	41
6	Seznam tabulek	43
7	Seznam obrázků	44
8	Seznam Grafů	45
9	Zdroje	46

1 Cíl práce

Cílem této bakalářské práce je stručně popsat využití technologické metody odlévání pro lékařské aplikace. V rámci literární rešerše se pokusím zaměřit na:

- **Slitiny vhodné pro implantáty** – možnosti použití materiálů v lidském těle
- **Způsoby odlévání** – používané metody a popis výrobního procesu
- **Popis konkrétních implantátů** – kloubní, dentální a další
- **Výhledové trendy v oblasti implantátů** – 3D tisk, implantáty na míru.

K vypracování bych rád použil českou i zahraniční literaturu, tak abych mohl vytvořit co nejlepší přehled o dané problematice. Práce bude dobře čitelná a graficky přehledná, aby si ji mohl přečíst i člověk, který není znalý v dané problematice.

2 Slitiny vhodné pro implantáty

2.1 Lidské tělo

Tělo člověka tvoří soustava kostí, svalů a buněk. Lidské tělo si můžeme představit jako velkou soustavu ozubených kol. Stačí aby se porouchalo jen jedno z nich a stroj přestane fungovat. I naše tělo můžeme považovat za stroj. A tak jako musíme udržovat a starat se o funkci stroje, musíme pečovat také o naše zdraví.



Obrázek 1: Lidské tělo a implantáty [1]

Bohužel, dnešní životní styl, stres a spěch, který řada lidí ať už dobrovolně nebo nuceně podstupuje, se podepisuje právě nejvíce na jejich zdraví.

Stejně tak jako sportovci namáhají své klouby při tréninku a soutěžích, podobně zatěžují svou kostru ostatní lidé při práci s počítačem, při špatném sezení nebo třeba díky obezitě a špatnému životnímu stylu.

I naše kostra má svůj diagram pevnosti, kde může dojít k meznímu stavu a k jeho překročení.

Může dojít k různému druhu poškození kloubů, páteře, nebo jiné části kostry a pro člověka se jakýkoliv pohyb stane nesmírně bolestivým a mnohdy dokonce nemožným. Bolest pak způsobuje úpadek kvality života ve všech směrech.

V takových případech je nutné podstoupit lékařský zákrok. Ale není to jen o lékařích, kteří danou osobu musí vrátit do plnohodnotného života. Je to také o inženýrech a týmech vědců, kteří navrhují implantáty a vhodné náhrady pro člověka.

2.2 Odlévání

Už staré národy znali a uměli používat tuto technologickou metodu. Lidstvo ji postupem času, díky novým poznatkům a svým schopnostem rozvinulo téměř k dokonalosti.

Při technologii odlévání je třeba dbát na fyzikální, chemické, mechanické vlastnosti a také vlastnosti slévárenské. Mezi slévárenské vlastnosti můžeme zařadit [2]:

- **Tavitelnost** – schopnost kovů a slitin přecházet do kapalného stavu, tvořit homogenní taveniny a udržet si požadovanou čistotu a dané chemické složení.
- **Tekutost** – převrácená hodnota viskozity, závisí na obsahu vměstků a rozpuštěných plynů
- **Zabíhavost** – schopnost roztaveného kovu vyplňovat co nejdokonaleji slévárenskou formu
- **objemové změny** – vznikají při ochlazování tekuté fáze, tuhnutí a chladnutí
- **odměšování** – oddělování různých chemických složek slitiny při tuhnutí (nehomogenita)
- a další.

Tyto slévárenské vlastnosti závisí především na chemickém složení slitiny, množství a druhu nečistot a dále také na vlastnostech formy jako jsou například pevnost, prodyšnost nebo zrnitost formovací směsi.

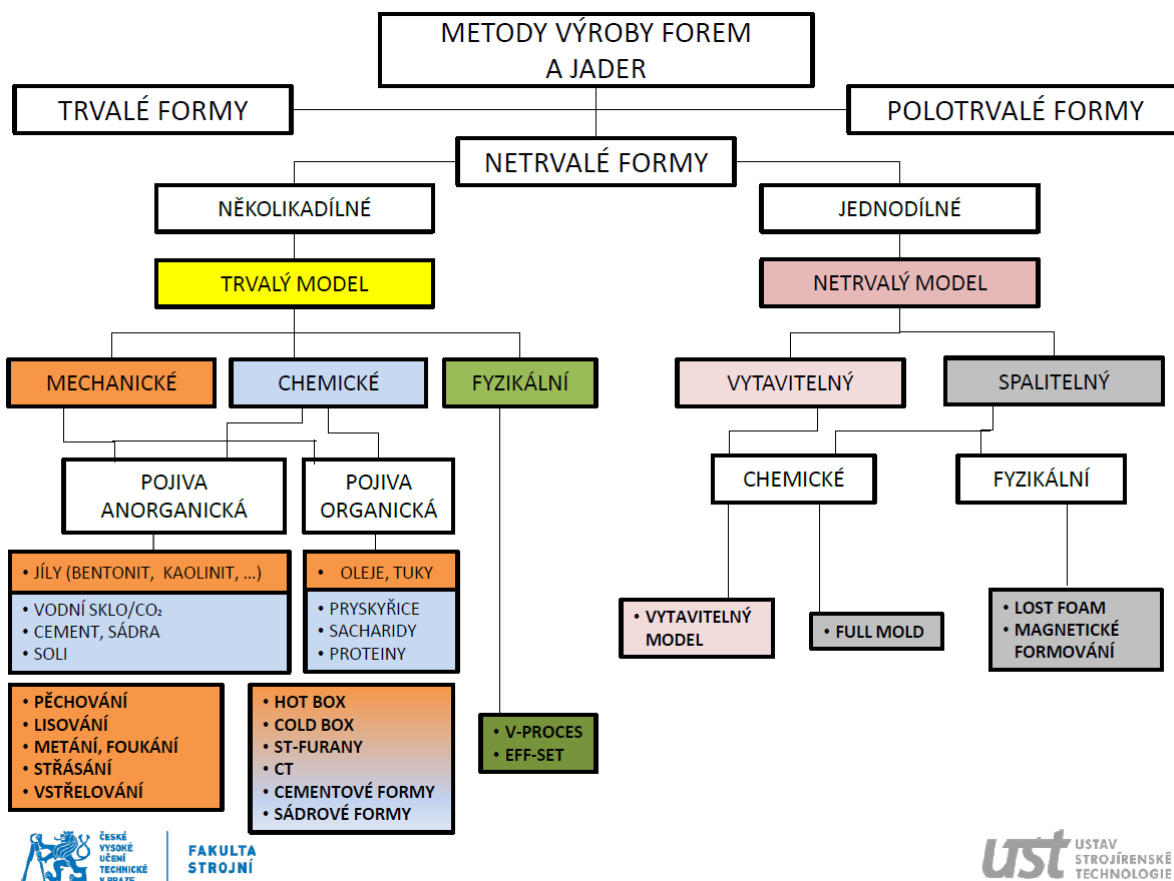
Zvláštní pozornost je pak třeba věnovat právě objemovým změnám při chladnutí odlitků. Právě během této doby může vznikat nejvíce budoucích vad. Při chladnutí totiž dochází ke smršťování odlitků a zároveň některá místa (nazývaná jako tepelné uzly) chladnou pomaleji než jiná. Proto je třeba do výroby zavádět různé pomůcky. Jednou z nich může být nálitek (vyrovnává objemové změny během chladnutí a tuhnutí kovu, zajišťuje výslednou kvalitu odlitku z hlediska vnitřních vad způsobených objemovými změnami). Smršťování také může vyvolat vnitřní pnutí v odlitcích, které se mohou díky tomuto pnutí zdeformovat a zapříčinit porušení celistvosti a vznik trhlin nebo prasklin [2].

Dalším důležitým pojmem v oblasti odlévání je vtoková soustava, tedy systém kanálků pro přivedení tekutého kovu do dutiny formy. Tuto soustavu je nutno navrhovat s ohledem na co nejefektivnější distribuci tekutého kovu do formy a zároveň musíme brát v úvahu odloučení strusky a dalších eventuálních nečistot a další okolnosti [2].

Samotné formy si můžeme rozdělit dle trvanlivosti na takzvané trvalé, netrvalé a polotrvalé. Další rozdělení netrvalých forem a jejich použití je uvedeno na obr.2. Patří sem především pískové formy a problematika výroby jader (tvoří vnitřní dutiny odlitku). Odlévat se však dá také do trvalých nebo polotrvalých forem. Sem patří zejména formy kovové [2].

Existuje mnoho způsobů odlévání. Některé jsou méně a některé více přesné, některé jsou technologicky složité a jiné zase na přípravu primitivně snadné. Je vždy na technologovi, aby přesně určil, jaký způsob se bude při dané výrobě používat. Zmíňme zde alespoň pár základních metod [2]:

- gravitační odlévání do kovových forem
- tlakové lití: nízkotlaké a vysokotlaké
- odstředivé odlévání
- kontinuální odlévání
- lití ve vakuu
- a další



Obrázek 2: Způsoby odlévání [2]

Porovnání těchto technologií nám názorně ukazuje tabulka 1. Především údaj o vytavitelném modelu bude pro nás zajímavý v dalších kapitolách.

Tabulka 1: Porovnání technologií [2]

Metoda lití	Rozměry [mm]	Toleranční třída IT	Hmotnost [kg]	Tloušťka stěny [mm]	Drsnost Ra [μm]
Pískové formy	5 až 50000	15	0,02 až 260000	3 až 600	12,5 až 200
Vytavitelný model	1 až 1000	10	10 ⁻³ až 10 ²	0,2 až 20	1,6 až 25
Spalitelný model	10 až 10000	12	1 až 10 ⁵	2 až 600	12,5 až 100
Kokily	2 až 1000	12	1 až 10 ³	2 až 600	3,2 až 25
Odstředivé lití	50 až 1000	12	0,5 až 5.10 ³	5 až 500	6,3 až 25
Lití pod tlakem	nížkotlaké	5 až 1000	0,5 až 10 ³	2 až 50	3,2 až 12,5
	vysokotlaké	1 až 3000	10 ⁻³ až 10 ²	0,4 až 20	1,6 až 12,5

Při technologii odlévání je nutné brát také v úvahu diagram Fe₃C, který podle obsahu uhlíku (2,11%) rozděluje oceli na litiny, ukazuje nám jednotlivé složky při daných teplotách a také samotnou teplotu tavení, která nás při odlévání zajímá [2].

Litiny bychom mohli ještě rozdělit na grafitické, které se dále dělí podle tvaru grafitu a litiny karbidické. Mezi karbidické litiny patří litina bílá a litina temperovaná. Toto rozdělení je dáno obsahem přísadových prvků, které mohou být grafitizační nebo karbidotvorné (antigrafitizační) [2].

2.3 Biomateriály

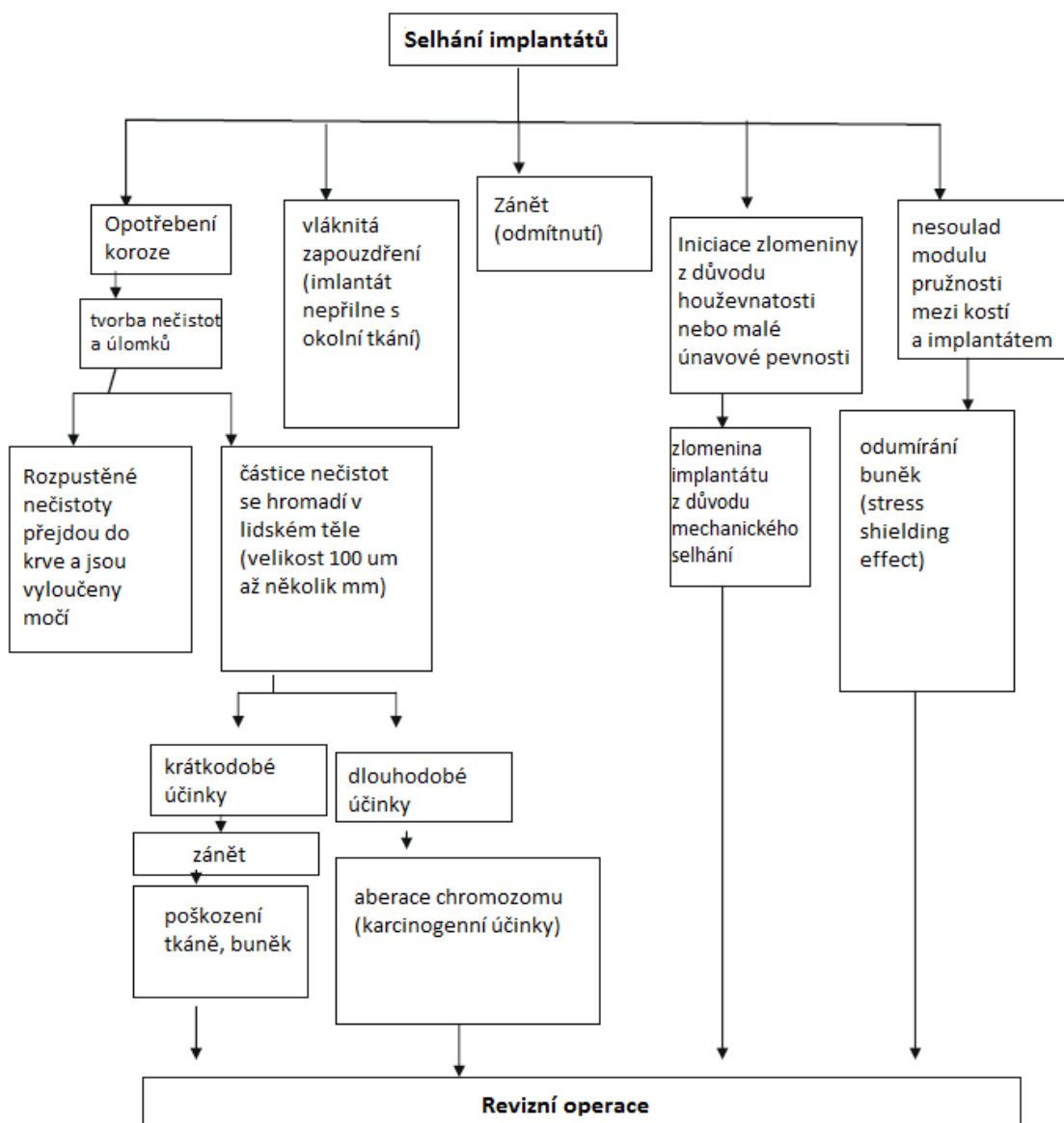
Biomateriály jsou přírodní nebo umělé materiály, které jsou používány pro výrobu implantátů. Cílem těchto implantátů je, nahradit ztracené, nebo vyléčit nemocné biologické struktury. Biomateriály jsou používány v různých částech lidského těla, jako umělé ventily v srdci, stenty v krevních cévách, rekonstrukce močových cest, náhradní implantáty pro ramena, kolena, kyčle, kolena atd. Cílem je vždy prodloužit a zlepšit kvalitu života daného jedince [3].

Odhaduje se, že až 90 % populace ve věku nad 40 let trpí potížemi s klouby v důsledku nadměrného zatěžování nebo nepřítomností normálního biologického samo obnovení (samo léčení) [3].

Omezující, dotírající a silné bolesti, nevzhledné deformace nebo neschopnost vykonávat běžné každodenní činnosti. To vše má obrovský dopad na kvalitu našeho života. Poruchy pohybového aparátu jsou nejrozšířenějším lidským zdravotním problémem, který stojí ročně více než 800 bilionů dolarů. Tyto poruchy jsou nejčastěji hlášeny ve Spojených státech. Více než 100 milionů Američanů trpí omezenou možností pohybu, která je chronická a trvalá [4].

Prognózy signalizují velké navýšení spotřeby implantátů do roku 2030. Oproti roku 2010 se očekává, že koncem roku 2030 bude poptávka například pro kyčelní náhrady větší o 174 % a poptávka po kolenních náhradách se navýší o 673 %. Zároveň se bude stále zvyšovat potřeba implantátů u mladších lidí (do 45 let) [5].

Stále rostoucí poptávka po implantátech požaduje zvýšené a urychlené úsilí v rozvoji biomateriálů. Pro takové materiály je důležitým ukazatelem biokompatibilita. Ta zahrnuje vynikající odolnost proti korozi, přijetí prostředí lidského těla, kombinaci vysoké pevnosti a nízkého modulu pružnosti. Dále pak odolnost proti únavě a proti opotřebení. Materiály, které se používají pro tyto aplikace jsou hlavně 316L nerezová ocel, slitiny kobaltu a chrómu a slitiny na bázi titanu. Slitiny na bázi titanu jsou dnes nejrozšířenějším používaným materiálem v lékařství, protože jeho vlastnosti se přibližují těm výše zmíněným [3].



Obrázek 3: Selhání implantátů [3]

Volba vhodného materiálu je základem výrobního procesu implantátu. Při špatné volbě materiálu se může stát, že tělo implantát nepřijme a může dojít k jeho selhání a zároveň ublížení na zdraví pacienta. Možné druhy selhání implantátu jsou uvedeny v obr.3.

2.3.1 Biokompatibilita

Konstrukce a vývoj biomateriálů se odvíjí od zamýšleného medicínského použití. Rozvoj nových biomateriálů je interdisciplinární úsilí, a to často vyžaduje spolupráci mezi materiálovými inženýry, technologi, biomedicínskými inženýry, patologi a lékaři [3].

Od použitých materiálů se vyžaduje, aby byly netoxické a nevyvolávaly žádnou zánětlivou nebo alergickou reakci v lidském těle. Dva hlavní faktory, které ovlivňují biokompatibilitu jsou reakce těla na materiál a degradace materiálu v lidském těle [3]. V dnešní době existují tři druhy materiálů pro kostní implantáty.

Biotolerantní

„Ty mohou mírně uvolňovat určité množství netoxických částic do svého okolí, které se však nesmí šířit dále do lidského těla. To musí být zabráněno např. přítomností vláknitých pojivových tkání nebo i slabou imunní reakcí. Příkladem mohou být např. korozivzdorné oceli pro různé šrouby, hřebky, fixátory“ [6].

Bioinertní

„Jedná se o materiály s malou chemickou interakcí s okolními tkáněmi, která se zastaví například vytvořením vláknité pojivové obálky kolem těchto míst. Příkladem mohou být například dvoufázové titanové slitiny typu TiAl64V pro nosníky totálních endoprotéz, slitiny CoCrMo pro kolenní implantáty, keramika na bázi oxidu hlinitého a zirkoničitého (Y-TZP) pro dentální náhrady a vysokomolekulární polyetylen pro kolenní implantáty. Pro tato kontaktní místa se doporučuje výhradně aplikovat tlaková normální zatížení, což je velmi obtížné u kolenních náhrad“ [6].

Bioaktivní

„Jedná se o materiály, které stimulují růst kosti a regeneraci tkání in vivo (v živém) a v tomto případě dojde k tvorbě chemických pojivových můstků schopných přenášet smyková i do jisté míry tahová napětí. Příkladem je třeba hydroxyapatit, který se používá pro kostní výplně, povlaky, ale i ušní implantáty. Snadné vzájemné prorůstání je dáno stejným chemickým složením vlastní kosti a tohoto přídavného materiálu, který se na fixační části nanáší například pomocí termálních nástřiků. Vlastní nástřik bývá porézní, tělo dřívku hrubé, což umožní tvorbu kostních můstků a silnou fixaci“ [6].

Hlavní nebezpečí selhání implantátu v důsledku biokompatibility je způsobení trombózy a zánětu okolní tkáně [3].

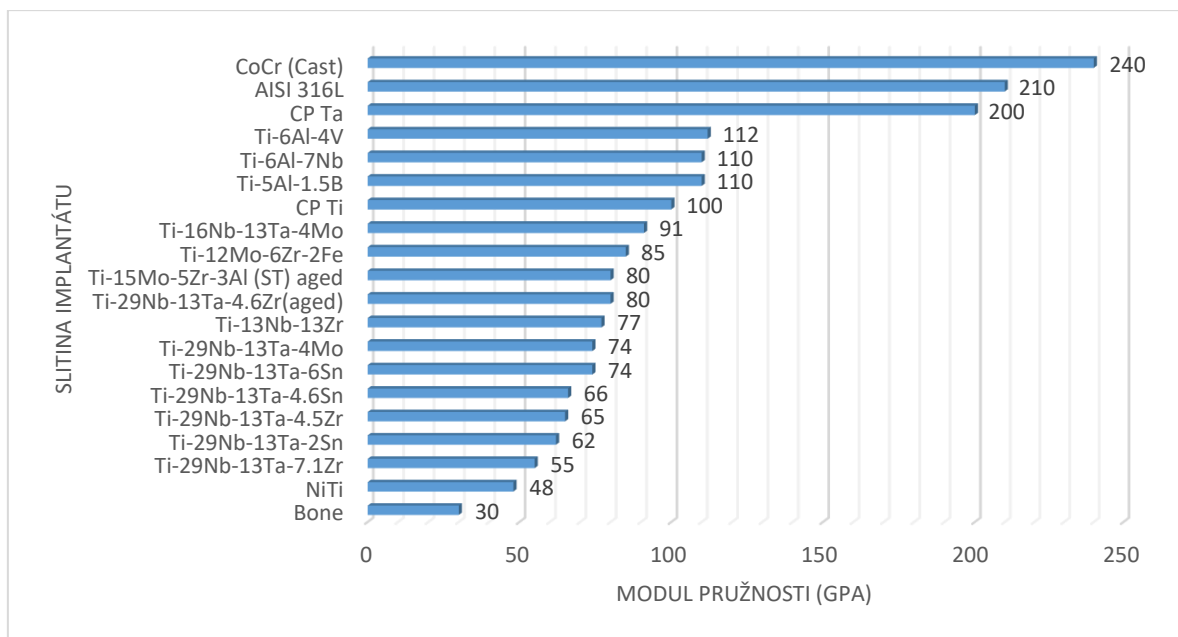
Samozřejmostí pro biokompatibilní materiály je vysoká odolnost proti opotřebení a proti korozi. Při větším opotřebení materiálu, může dojít k uvolnění implantátu a tím k jeho selhání nebo dojde k uvolnění malých částic materiálu, které se mohou zachytit v okolní tkáni a způsobit zánět, tím dochází k selhání implantátu a je nutná

další operace. Koroze materiálu v těle pacienta má za následek uvolňování kovových iontů z implantátu do těla pacienta. Uvolněné ionty způsobují alergické reakce a otravu. Funkční doba materiálu je závislá na právě výše zmíněných vlastnostech materiálu. Tedy vývoj implantátů s vysokou odolností proti opotřebením a korozi má zásadní význam pro dlouhověkost materiálu v lidském těle [3].

Materiály jsou při užívání vystaveny různému namáhání, jako je tah, tlak, krut, stříhání a ohyb. Použití materiálů je dáno podle jejich mechanických vlastností, ale také podle chemických vlastností a drsností povrchu. Hlavní mech. vlastnosti jsou:

- pevnost v tahu
- tvrdost
- modul pružnosti a prodloužení
- odezva materiálu k opakovaným cyklickým zatížením (únavová pevnost)

Pokud dochází k porušení implantátu díky nedostatečné pevnosti nebo nesouladu s dalšími mechanickými vlastnostmi, pak o něm mluvíme jako o biomechanicky nekompatibilním. Snahou inženýrů je, aby implantát měl ekvivalentní mechanické vlastnosti jako jsou mechanické vlastnosti kosti. Modul pružnosti v tahu kosti je od 4 do 30 GPa podle druhu a tvaru kosti (pro srovnání běžná ocel má modul pružnosti kolem 210 GPa). Současné materiály implantátů mají výrazně vyšší modul pružnosti než kost, což vede k deformaci kosti a následkem toho se implantát uvolní. Tato biomechanická inkompatibilita vede k odumření kostních buněk a nazývá se „Stress shielding effect“. Proto je důležité používat materiály s vysokou pevností a malým modulem pružnosti, blízcí se modulu pružnosti kosti, aby bylo možné dosáhnout co nejdelší životnosti implantátu a oddálit případnou revizní operaci [3].



Graf 1: Slitina implantátu – modul pružnosti [3]

V závislosti na chemickém složení mohou být materiály rozděleny do následující skupin [7]:

- kovy
- keramika a bioaktivní skla
- uhlík
- polymery
- kompozity

Z hlediska technologie odlévání nás budou nejvíce zajímat kovové materiály v čisté formě nebo jako slitiny. Kovové prvky můžeme rozdělit do dvou skupin

1. **Základní prvek** (kobalt, železo, platina, titan, stříbro)
2. **Legující prvek** (hliník, nikl, tantal, chrom, měď, zinek, wolfram, a další)

Natavená slitina základních a legujících prvků se odlévá do kokil a následně v nich tuhne. Výsledné vlastnosti pak můžeme ovlivnit tepelným zpracováním daných slitin [7].

Použití jednotlivých typů materiálů pro konkrétní aplikace je uvedeno v tabulce 2. Tyto biomateriály jsou v dalších kapitolách detailně rozebrány.

Tabulka 2: Kovové materiály a jejich použití [20]

Klinická oblast	Použití	Materiál
Ortopedie	Klouby	316L, CoCr(Mo), TiAlV
	Fixace kostí	316L, Ti, TiAlV
	Fixace páteře	316L, Ti, TiAlV
Kardiologie	Tělo implantovatelného umělého srdce	Ti
	Sedla „chlopní“	TiAlV
	Kardiostimulátor – tělo elektrody	Ti, TiAlV Ti, PtIr
Ušní	Elektrody stimulující vnitřní ucho	Pt
	Umělý bubínek	316L
Stomatologie	Protetika	AuAgCu(Pt,Pd), PdAgCuAu, NiCr, CoCr, Ti
	Implantologie	Ti, TiAlV, NiTi
	Ortodoncie - dráty	316L, NiTi, CoCr
Obecná chirurgie	jehly	304
	skalpely	oceli legované chromem
	stenty	materiály s tvarovou pamětí (NiTi)

2.3.2 Korozivzdorné oceli

Korozivzdorné oceli jsou slitiny s obsahem chromu větším než 10,5 %. Přidáním dalších prvků můžeme korozní odolnost oceli ještě navýšit. Podle mikrostruktury rozeznáváme čtyři druhy korozivzdorných ocelí [19]:

- Martenzitická
- Feritická
- Austenická
- Duplexní (binární, dvojitá)

Nejrozšířenější a normované oceli pro medicínské použití jsou oceli typu 316L. Jedná se o austenitickou korozivzdornou ocel, která není feromagnetická. Korozivzdornost této oceli je spojena s vysokým obsahem chromu (až 20%), který vytváří na povrchu pasivační vrstvu. Austenit je stabilizován v důsledku zvýšeného obsahu niklu (až 15%). Tato ocel má snížený obsah uhlíku (max. 0,03%), s čímž souvisí vyšší korozní odolnost v prostředí chloridů. Obsah molybdenu v rozsahu 2 až 4 % zvyšuje odolnost této oceli vůči bodové korozi

v prostředí bohatém na Cl⁻ ionty. Pevnost v tahu této oceli je 485 MPa a modul pružnosti 190 GPa [7,19].

2.3.3 Slitiny Ni-Ti (NITINOL)

V oblasti medúny našly slitiny s tvarovou pamětí široké uplatnění. Právě slitina niklu a titanu je nejpoužívanější slitinou s tvarovou pamětí v oblasti biomedicíny. V roce 1959 byl zaveden název NITINOL = Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory. Tvarová paměť umožňuje zefektivnění léčebných postupů a minimalizaci invazivního zásahu do organismu. Tyto slitiny jsou nemagnetické. Základní fyzikální vlastnosti slitin Ni-Ti jsou uvedeny v tab.3.

Tabulka 3 Vlastnosti Ni-Ti [7]

měrná hmotnost [g/cm ³]	6,5
elektrická vodivost [10^6Sm^{-1}]	1 až 1,5
koeficient teplotní roztažnosti [10^{-6}C^{-1}]	11
tepelná vodivost [$\text{Wm}^{-1}\text{C}^{-1}$]	10
modul pružnosti [GPa]	130
mez pevnosti Rm [MPa]	800 až 2000
tažnost [%]	40 až 50
měrné transformační teplo [Jg^{-1}]	25
dosažitelné teploty Ms [°C]	-200 až 140
max. vratná deformace u tvarově paměťového jevu a pseudoplasticity (polykrystal) [%]	8 až 10
max. rozsah deformace u vratného tvarově paměťového jevu (nevynuceného) [%]	1
maximální teplota přehřátí [°C]	400
měrné teplo [$\text{Jg}^{-1}\text{C}^{-1}$]	0,32

V rámci aplikací kovů s tvarovou pamětí v oblasti medicíny jsou nejrozšířenější dentální drátky (rovnátka). Přednosti spočívají v aplikaci fyziologické síly, která je stabilní (neklesá s posunem zubu do správné pozice, na rozdíl od ocelových oblouků). Dalším možným využitím těchto slitin je výroba dlah a stentů. Dlahy, umožňující dynamickou fixaci, jsou využívány především pro ošetření ruky [7].



Obrázek 4: SX-ELLA Stent biliární (Nitinella Plus) [8]

Stenty jsou v současné době velmi frekventovaným a rozvíjejícím se medicínským oborem. V České republice se výrobou a vývojem stentů zabývá společnost ELLA-CS, která nabízí celou řadu těchto pomůcek. Na obr.4 příklad stentu: SX-ELLA Stent biliární (Nitinella Plus), který louží ke stentování striktur biliárních cest způsobených maligními nádory. Mezi hlavní výhody patří excelentní flexibilita, atraumatické konce stentu, možnost repozice atd. [8].

2.3.4 Slitiny kobaltu

Známe jsou čtyři typy kobaltových slitin užívaných v medicíně. Jejich chemické složení je charakterizováno zastoupením (legováním) Co, Cr, Ni a Mo. Jedná se o slitiny:

- ASTM F75 (Co-28Cr-6Mo – slitina)
- ASTM F799 (Co-28Cr-6Mo – termodynamicky zpracovaná slitina)
- ASTM F90 (Co-20Cr-15W-10Ni – kovaná slitina)
- ASTM F562 (Co-35Ni-20Cr-10Mo – kovaná slitina)

Chemické složení kobaltových slitin je uvedeno v tab. 4. V této tabulce jsou vždy uvedeny maximální hodnoty daných prvků v procentech [7,19].

Tabulka 4: Chemická složení kobaltových slitin (max. hm%) [19]

Prvek	ASTM F75 (Co-28Cr-6Mo)	ASTM F799 (Co-28Cr-6Mo)	ASTM F90 (Co-20Cr-15W-10Ni)	ASTM F562 (Co-35Ni-20Cr-10Mo)
Mn	1,0	1,0	2	0,15
Si	1,0	1,0	0,40	0,15
Cr	27-30	26-30	19-21	19-21
Ni	2,5	1,0	9-11	33-37
Mo	5,0-7,0	5,0-7,0	-	9-10,5
C	0,35	0,35	0,15	0,025
Fe	0,75	1,5	3,0	1,0
P	0,02	-	0,04	-
N	0,25	0,25	-	-
W	0,2	-	14-16	-
Ti	0,1	-	-	1,0
Co	58,9-69,5	58-59	45,5-56,2	29-38,8

Slitina ASTM F75, v obchodní terminologii známa pod názvem Vitallium, je uplatňovaná v medicíně díky svým výborným korozivzdorným vlastnostem v oblasti lidského těla, které jsou dány vysokým obsahem chromu. Výrobky z této slitiny jsou

odlívány technologií zvanou „investment casting“ neboli metodou přesného lití s použitím vytavitelného modelu. Tato metoda je detailně popsána v další kapitole. Tato slitina se taví při 1350-1450°C. V závislosti na podmínkách lití vznikají 3 různé mikrostruktury, které mohou mít vliv na mechanické vlastnosti odlitku. Špatné mechanické vlastnosti a vadné odlitky mají vliv na únavovou pevnost implantátu. Vybrané mechanické vlastnosti slitin jsou uvedeny v tabulce 5 [19,7].

Tabulka 5: Mechanické vlastnosti vybraných kobaltových slitin. [19]

Slitina ASTM a její stav	Rm [MPa]	Rp0,2 [MPa]	E [GPa]
F75, litá	655	450	210
F75, žíhaná	1277	841	253
F799, tvářená za tepla, kovaná	1399-1586	896-1200	210
F90, žíhaná	951-1220	448-648	210
F90, 44% tvářená za studena	1896	1606	210
F562, tvářená za tepla	1206	965-1000	232
F562, tvářená za studena, stárnutá	1795	1500	232

Slitina ASTM F799 je po odlévacím procesu dále zpracována kovááním za tepla při teplotě asi 800°C. Z tabulky si můžeme povšimnout, že takto zpracovaná slitina následně dosahuje dvojnásobně větších pevnostních hodnot. Tvářené slitiny ASTM F90 a ASTM F562 se používají už v menším rozsahu [7,19].

Ve srovnání s austenitickými korozivzdornými oceli mají kobaltové slitiny podstatně vyšší pevnostní parametry, vyšší modul pružnosti při snížené houževnatosti. Co-Cr slitiny mají výraznou korozní odolnost, protože na jejich povrchu vzniká pasivační vrstva, tvořená oxidy chromu. Obdobně jako u korozivzdorných ocelí, molybden také zvyšuje tuto korozní odolnost. Určité problémy u Co-Cr slitin se odvíjejí od strukturních heterogenit, pozorovaných především u litých variant. Lité a porézní kobaltové slitiny mají mez únavy v rozmezí od 178 do 234 MPa. Lepší vlastnosti mají pak kované neboli tvářené slitiny. Pro úplnější charakterizaci zbývá dodat, že kobaltové slitiny jsou obtíženy obrobitelné než korozivzdorné oceli a jsou dražší [7].

2.3.5 Slitiny titanu

Hlavní výhodou titanu a jeho slitin je kombinace nízké hmotnosti, vysoké odolnosti vůči elektrochemické korozi, neškodná biologická odezva a relativně nízký modul pružnosti při zachování dostatečně vysoké pevnosti. Pro aplikace vyžadující

materiály o vyšších pevnostních parametrech jsou upřednostňovány Ti slitiny. Vedle slitiny Ti-6Al-4V, existuje několik dalších modifikací titanových slitin, legovaných Fe, případně Nb. V tabulce 6 je pak ve sloupečku označující čistý titan uveden pojem „*grade*“. Tento pojem označuje stupeň čistoty Titanu, kde číslo 1 znamená nejvyšší čistotu a stupeň číslo 4 je naopak pro nejmenší čistotu [7,19].

Tabulka 6: Chemické složení (hm%) Ti-grade1 a Ti-6Al-4V [7]

Prvek	Ti (grade 1, ASTM F67)	Ti-6Al-4V (ASTM F136)
N ₂	0,03 max.	0,05 max.
C	0,10 max.	0,08 max.
H ₂	0,015 max	0,0125 max.
Fe	0,20 max.	0,25 max.
O ₂	0,18 max.	0,13 max.
Al	-	5,50-6,50
V	-	3,50-4,50
Ti	zbytek	zbytek

Struktura titanové slitiny Ti-6Al-4V je za pokojové teploty dvoufázová, tvořená směsí krystalů β s kubickou prostorově centrovanou mřížkou a fáze α s hexagonální mřížkou. Při teplotě 975°C probíhá alotropická přeměna za vzniku homogenní β fáze. Při tepelném a mechanickém zpracování tohoto typu slitin (nad i pod teplotou 975°C) je následně řízeným způsobem ovládán relativní podíl fází α a β a jejich morfologie. V závislosti na zpracování je možné u Ti-Al-V slitin klasifikovat 6 typů mikrostruktur (materiálových modifikací) [7,19]:

- Ekvivalentní (rovnoosá zrna)
- Lamelární morfologii
- Martenzitickou strukturu
- Bimodální
- Mikrostrukturu po rozpouštěcím žíhání a stárnutí
- Mikrostrukturu tvořenou po legování vodíkem

Pro biomedicínské aplikace jsou nejvíce požívány slitiny s ekvivalentním zrnem, lamelární morfologií, žíhaná a stárnutá, případně modifikovaná mikrostruktura, vzniklá za superpozičního účinku vodíku [7,19].

Velikost zrna má významný vliv také na únavovou pevnost kovových materiálů a platí vztah, že čím menší a homogennější je zrno, tím vyšší je mez únavy. Vybrané

mechanické vlastnosti titanu a titanové slitiny Ti-Al-V jsou uvedeny v tabulce 7. U pevnostních hodnot jsou nižší čísla pro titan s vysokým stupněm čistoty (1) a naopak „méně čistý“ titan (4) dosahuje vyšší pevnosti [7,19].

Tabulka 7: Mechanické vlastnosti F67 a Ti-Al-V (F136) [7,19]

Typ	Rm [MPa]	Rp0,2 [MPa]	A [%]
F67	240-550	170-485	15-24 min.
F136	860	795	10 min.

Při nevhodné manipulaci a vzniku vrubů na povrchu implantátů může vzniknout poškození v důsledku únavy materiálu. Slitina Ti-Al-V při vysokocyklové únavě ($N > 10^7$ cyklů) dosahuje hodnot 300 až 700 MPa na mezi kluzu. Během únavového procesu je životnost materiálů z 80 až 90 % charakterizována iniciací únavové trhliny. Proto je snaha zaměřit se na faktory zlepšující vlastnosti proti únavě materiálu [7,19].

Jednou z možností je použít buď titan nebo titanové slitiny v tzv. spékaném (sintrovaném) stavu. Jedná se o povrchovou úpravu, kdy se cíleně zvětší povrch implantátů (5 – 10 x), což snižuje velikosti působících napětí, které mohou vznikat rozdílným modelem pružnosti mezi biologickým materiálem a biomateriálem [7,19].

2.3.6 Čisté kovy

Komerčně čistý titan (Cp-Ti), na rozdíl od titanových slitin, nemá dostatečnou pevnost, aby mohl přenášet zatížení a užívá se hlavně na tvorbu povrchových povlaků a dentálních implantátů. Cp-Ti je alotropický materiál, který existuje ve dvou krystalografických formách (alfa a beta) [7,19].

3 Typy odlitků na implantáty

U biomedicínských aplikací se klade důraz na rozměrovou přesnost. Proto se při výrobě nejčastěji využívá metod přesného lití. Nejrozšířenější takovou metodou u výroby implantátů je metoda vytavitelného modelu.

3.1 Metoda vytavitelného modelu

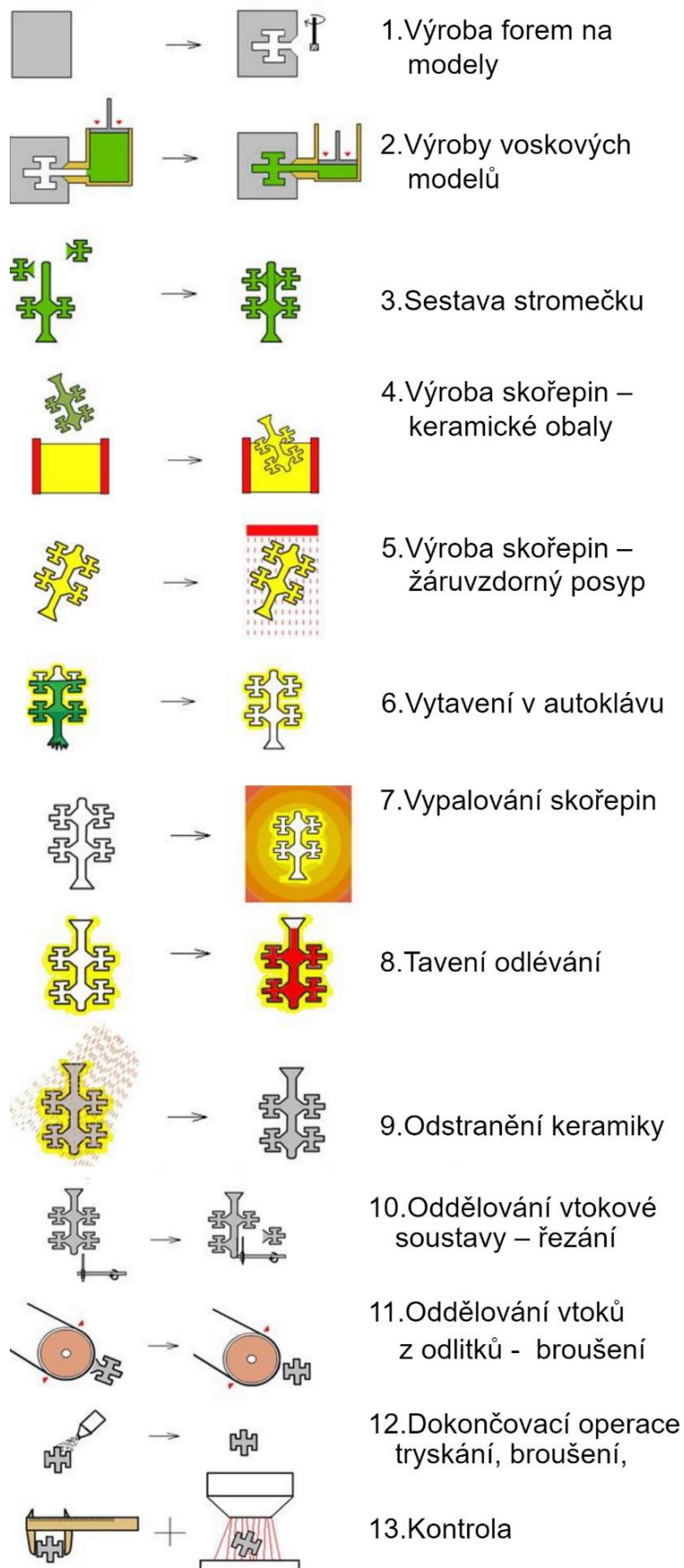
Jedná se o metodu, která dnes patří k nejpoužívanějším a nejmodernějším technologiím v odlévání. V cizojazyčné literatuře můžeme metodu vytavitelného modelu nalézt pod názvem „*lost wax*“ nebo „*investment casting*“. U této technologie se setkáváme také s výrazem: „*near-net-shape*“ (produkty blízké hotovým výrobkům). To znamená, že už při lití můžeme vyrábět součásti s takovou rozměrovou přesností a tolerancí, že odpadají i případné další obráběcí a dokončovací úpravy. Tam kde jsou dokončovací operace třeba, jsou přídatky na obrábění jen velmi malé vzhledem k rozměrům celé součásti a tím se výrazně zmenšují provozní náklady na strojní čas. Tento způsob tedy plně vyhovuje současnému tlaku na rozměrovou přesnost, jakost a celkovou kvalitu výrobku za co nejnižší výrobní náklady. Výrobní postup odlévání metodou vytavitelného modelu je ilustrován na obr.5 [9].

Na cenu a kvalitu odlitku má významný vliv použité modelové zařízení. Při volbě modelového zařízení je třeba brát ohled na [9]:

- Odhadovaný celkový počet kusů.
- Počet kusů v dávce.
- Koncové použití odlitku.
- Požadavky na kvalitu odlitku.

Formy na vytavitelný model musí splňovat následující požadavky [9]:

- Umožnit výrobu kvalitních zdravých modelů s bezvadným povrchem, bez staženin, vzduchových bublin, propadlin a ostatních povrchových vad a požadovanou přesností rozměrů.
- Doba nutná k setrvání odstříknutých modelů ve formě má být co nejkratší.



Obrázek 5: metoda vytavitelného modelu – výrobní proces [9]

Formy lze rozdělit: [9]

- Podle konstrukce: jeden nebo více modelů.
- Podle účelu a použití: k výrobě vlastních modelů, vtoků, nálitků, kolektorů apod..
- Podle stupně mechanizace: s ručním vyjímáním, s vyhazovači modelů, atd..
- Podle způsobu výroby: obráběním (dle výkresu), odléváním (mateční model)
- Podle materiálu formy: Ocel, hliníkové slitiny, sádra, plastické hmoty, atd..

Jelikož samostatný vosk nevytvoří použitelnou a funkční modelovou hmotu, zhotovují se modely z voskových směsí – obr.6. Moderní voskové směsi se skládají ze syntetického a přírodního vosku, pryskyřice, montážního vosku, organického plniva a vody [9].



Obrázek 6: Voskové směsi [13]

Dle použitelnosti a vlastností můžeme rozlišit voskové směsi k výrobě voskových modelů:

- Vosky na modely: čisté (neplněné), plněné, emulgované.
- Vosky na vtoky, vtokové soustavy.
- Rekultivované vosky.
- Speciální vosky: adhesní, namáčecí, opravný, na jádra, rozpustné vosky.

Výběr hmoty pro výrobu voskových modelů je prováděn podle následujících vlastností a parametrů:

- Dostatečná pevnost, tvrdost a dostatečná stabilita.
- Dostatečná pružnost pro manipulaci.
- Malé smrštění během tuhnutí a tím i malá roztažnost za vyšších teplot.
- Nízké procento popele.
- Vhodná viskozita.
- Musí odolávat oxidaci.
- Nesmí se lepit na stěny kovové formy.
- Nesmí reagovat s obalovými hmotami.
- Musí přesně reprodukovat tvar formy.
- Musí ztuhnout ve formě během krátké doby po vstříknutí.
- Regenerace vosku – je důležitá z ekonomického a ekologického hlediska.

Výrobu voskových modelů lze rozdělit na dva způsoby:

- vstříkáním do formy
- gravitačním litím do formy

Dnes se používá více výroba vstříkáním vosku do formy. „*Výroba se uskutečňuje na speciálních vstříkovacích lisech, které vstříkují roztavený vosk pod tlakem do formy. Teplota vosků při vstříkání je v rozmezí 55–90°C. Po ztuhnutí je model vyjmut z formy. Vstříkovací lisy jsou klasifikovány dle stavu vosku, který je stroj schopný vstříkovat. Existují tři základní typy strojů pracující s voskem: tekutým (nejpoužívanější), kašovitým nebo pevným*“ [9].

Modely se vyrábějí ve formách většinou jednotlivě a musí se připojit na vtokovou, popřípadě na nálitkovou soustavu. Podle počtu modelů v jedné licí soustavě se rozlišují [9]:

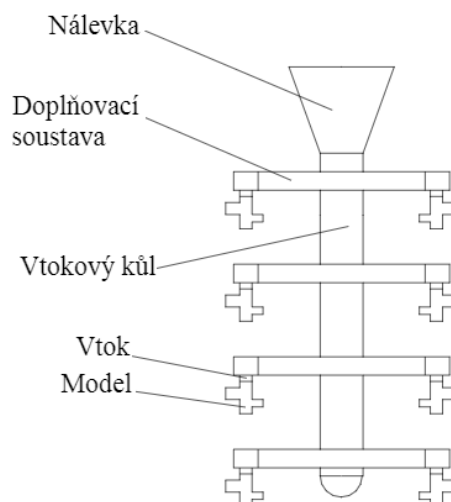
- sestavy jednotlivých modelů
- sestavy více modelů do tzv. stromečků

Stromeček se skládá z většího počtu modelů, spojených jednotlivými vtoky s vtokovou soustavou. Jednotlivé části stromečku jsou na obr.7 [9].

Modely se na vtokovou soustavu připojují buď lepením, nebo pájením. „Při pájení se modely připojí na vtokovou soustavu tak, že se mezi vtok modelu a vtokový systém vloží pájedlo, model se přitlačí na pájedlo, které je přiloženo na místo vtokového systému, kde bude model připojen. Po natavení dosedacích ploch se pájedlo vytáhne a model se přitiskne k vtokovému systému. Při lepení se užívá pistole, které ke spojení modelu a vtokového systému používá roztavené lepidlo, které je nanášeno na stykové plochy.“ Při připojování modelu na vtokovou soustavu si musíme dát pozor na poškození modelu, které by tímto mohlo vzniknout. Po vytvoření voskového modelu následuje operace zvaná obalování. Během tohoto procesu by měly být modely na stromečku přilepeny dutinami dolů, jinak by mohlo docházet ke zvětšování tloušťky keramické, obalové hmoty v dutinách, a to by následně nepříznivě ovlivnilo posunutí tepelné osy. Při obalovacím procesu musí být zajištěno [9]:

- umístění modelů na stromečku (nesmí být moc blízko sebe)
- dokonalé posypání obalovou hmotou a její sušení
- použití rukojeti při manipulaci se stromečkem
- bez problémové vytékání vosku ze soustavy při vytavování

Pro obalování a manipulaci se stromečkem (modelem) se používá rukojeti, která se zašroubuje do matice, zalité do nálitku nebo vtoku, pokud je v ose sestavy. Sestavení modelů a vtoková soustava musí dovolit bezproblémové vytékání vosku při vytavování modelů ze skořepiny [9].



Obrázek 7: Stromeček [13]

Obalování voskového modelu do keramické skořepiny je rozhodující pro následnou tvorbu odlitků a výběr vhodné slitiny pro lití. Jedná se o několikrát se opakující proces nanášení keramické hmoty na voskový model. Při výrobě formy je důležité kontrolovat a předcházet možným vadám odlitků. Ty mohou být způsobeny například rozdílnou hodnotou koeficientu tepelné roztažnosti vosku, keramiky a samotné slitiny, které mohou způsobit nerovnováhu a popraskání křehké keramické skořepiny. Geometrická změna odlitku (smršťování) během chlazení kovu je větší než smrštění keramické formy a mohou vznikat trhliny přímo v odlitku. Proto je důležité dodržet všechny požadavky kladné na formu. Ta musí být dostatečně pevná a zároveň rezistentní proti rozpínání vosku. *„Další charakteristika procesu se týká rozměrové změny (kontrakce). Kov se smršťuje při jeho chlazení, forma z keramické skořepiny se smršťuje při vypalování, a voskový model se také smršťuje po vstříknutí. Výsledný rozměr odlitku proto není shodný s rozměrem voskového modelu. To znamená, že větší odlitky budou mít větší zmenšení, a tím pádem bude obtížnější dodržet jejich tolerance. Formovací hmoty pro výrobu skořepin se obecně skládají z plniva a pojiva. Charakteristickým znakem metody vytavitelného modelu je nedělená forma. Model použitý pro zhotovení formy se vždy zničí vytavením a je tedy pro každou formu nutno použít nový model. Keramická jádra se vkládají do voskových modelů, nejčastěji zastříknutím při výrobě“ [9].*

Po nanesení poslední obalové vrstvy a vysušení skořepiny následuje odstranění voskového modelu. To se provádí rychlým ohřevem, tak aby nedošlo k popraskání skořepiny. Vytavování voskových modelů lze provést několika způsoby [9]:

- V autoklávu.
- Za vysoké teploty: v peci za teploty 900 až 1000 °C, takže se spojí vytavení vosku s vypálením skořepiny.
- Za nízké teploty: vytavování se provádí v roztavené a přehřáté hmotě stejného složení jako má hmota modelů.
- Dielektrickým ohřevem: skořepiny se zvlhčí vodou a pak se umístí v poli vysokofrekvenčních oscilací. Vlhká skořepina se rychle ohřeje, vosk se těsně u skořepiny odtaví a vytvoří se dilatační spára, jenž zabrání popraskání skořepiny rozpínajícím se voskovým modelem.

- Horkým vzduchem. Proud horkého vzduchu se zavádí do středu vtoku. Ten se protaví dříve, než se celý model ohřeje a k odtavování pak dochází z vnitřku.

„V současnosti se v drtivé většině používá vytavování v autoklávu. Vytavení modelů se provádí tepelným šokem přehřátou párou v zařízení, které se nazývá autokláv nebo boilerkláv. Protože teplota páry závisí na jejím tlaku, používají se zařízení, která pracují s tlaky od 0,3 až 0,6 MPa při teplotě páry od 135 do 165°C. Skořepiny jsou v autoklávu umístěny tak, aby z nich vosk mohl volně vytékat. Vytavený vosk se zachycuje ve sběrné nádobě a po regeneraci se znovu používá. Výhodou tohoto způsobu odstraňování modelů jsou menší ztráty na modelovém vosku, menší množství popraskaných skořepin a možnost pracovat s tenčími skořepinami“ [9].

Po vytavení vosku následuje vypalování keramické formy. Tím forma dosáhne potřebné pevnosti a odolnosti proti vysokým teplotám a zároveň se odstraní zbytky vosku a těkavých látek (alkohol), které zůstávaly ve formě. Po vypálení je forma okamžitě připravena (předehřátá) k odlévání. Vypalovací teploty se pohybují od 500 do 800°C. Když bude vypalování probíhat za vysokých teplot, rychleji se odstraní nežádoucí zbytky, ale bude obtížné dodržet přijatelnou atmosféru kyslíku. Proto existuje varianta dvoufázového vypalovacího procesu. Při prvním vypalování se soustředíme na dodržení potřebné atmosféry, následuje ochlazení a při druhém vypalování už není vyžadována okysličovací atmosféra [9].

Tavení a odlévání kovů tedy probíhá většinou hned po vypálení (žíhání) skořepiny. Většinou se používají elektrické indukční nebo vakuové pece. Protože u implantátů požadujeme vysokou přesnost používáme spíše pece vakuové. Stejně tak malé agregáty s kapacitou jen několika málo kilogramů jsou používány pro vysoce kvalitní dentální odlitky [9].

Dokončovací operace jsou jedny z nejpracnějších operací v technologii přesného lití na vytavitelný model. Typické pořadí dokončovacích operací je následné:

- Odstranit převážnou část keramické skořepiny, obvykle mechanicky.
- Odstranit odlitky z vtokové soustavy.
- Odstranit zbylou keramiku mechanicky nebo chemicky.
- Odstranit vtoky z odlitků.
- Tryskání a dokončování.

Na závěr následuje kontrola součástí, která je právě u biomedicínských aplikací velmi specifickým a zdlouhavým procesem [9].

3.2 Druhy implantátů

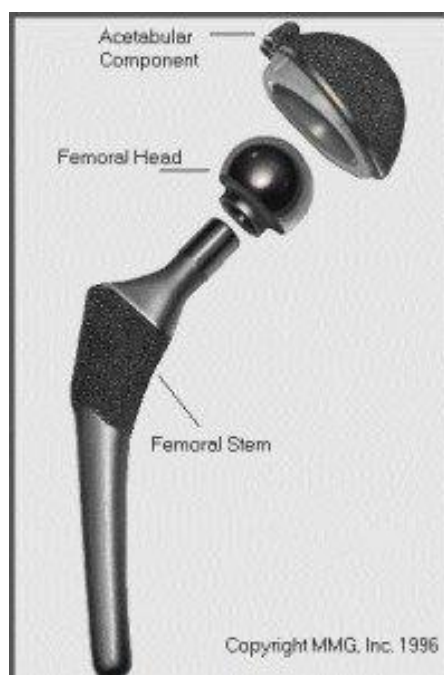
Existuje celá řada umělých náhrad. V této kapitole jsou popsány kloubní náhrady kyčle a kolena, páteřní implantáty, a nakonec umělé náhrady v dentální chirurgii. Příklad implantátu lebky je pak uveden v závěrečné kapitole, kde jsou popsány nové trendy a aktuální biomedicínské možnosti.

3.2.1 Kloubní implantáty

Náhradní **kyčelní kloub** je nazýván též „KLOUBNÍ ENDOPROTÉZA“. Existují dva hlavní typy kloubních náhrad [10]:

- Cementované kloubní náhrady.
- Necementované kloubní náhrady.

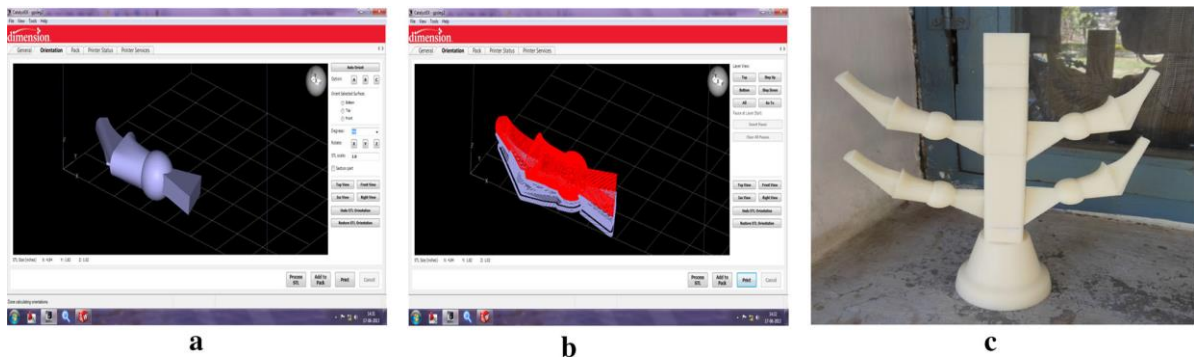
Při rozhodování o tom, jaký typ náhrady bude použit je rozhodující více aspektů. Přihlíží se k věku pacienta, životnímu stylu a zkušenosti operátora s jednotlivými typy implantátů. Každý implantát je složen z těchto částí [10]:



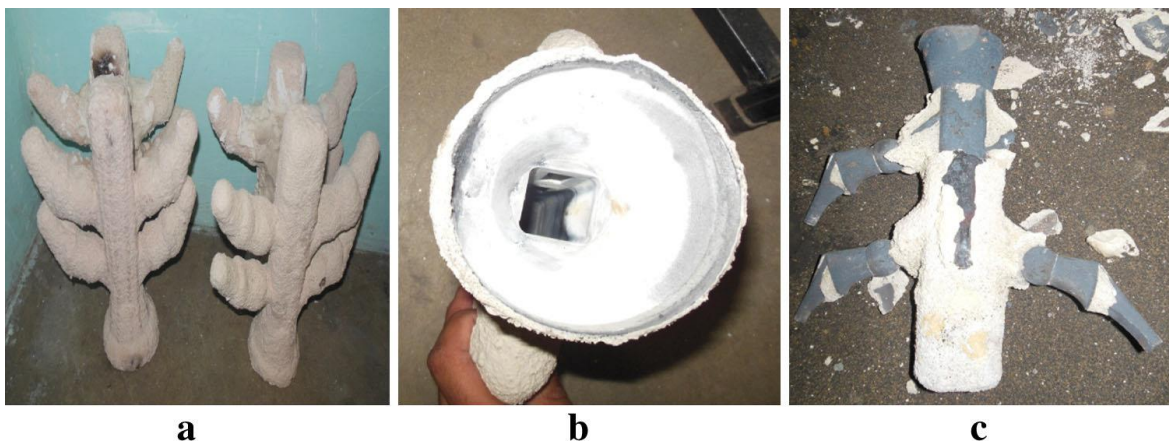
Obrázek 8: Kyčelní kloub [10]

- Acetabulární komponenta (jamka), která nahrazuje kloubní jamku.
- Femorální komponenta (dřík), která nahrazuje krček a hlavičku stehenní kosti.

Z kovových materiálů je vyrobena celá femorální komponenta včetně hlavičky. Acetabulární komponenta se skládá z kovové vnější části a plastové výplně, která je v přímém styku s hlavičkou. Plastová výplň musí být velice pevná a odolná, aby nedocházelo k mechanickému poškození. K připevnění Cementovaného typu endoprotézy na své místo je používána speciální hmota, nazývána kostní cement. Necementovaná protéza je pokryta porézní vrstvou, do které po implantaci prorůstá kostní tkáň [10].



Obrázek 9: a) STL formát kloubu; b) průřez vrstvy; c) vzor sestavy [11]



Obrázek 10: a) po obalení; b) po de-voskování; c) fáze očištění [11]

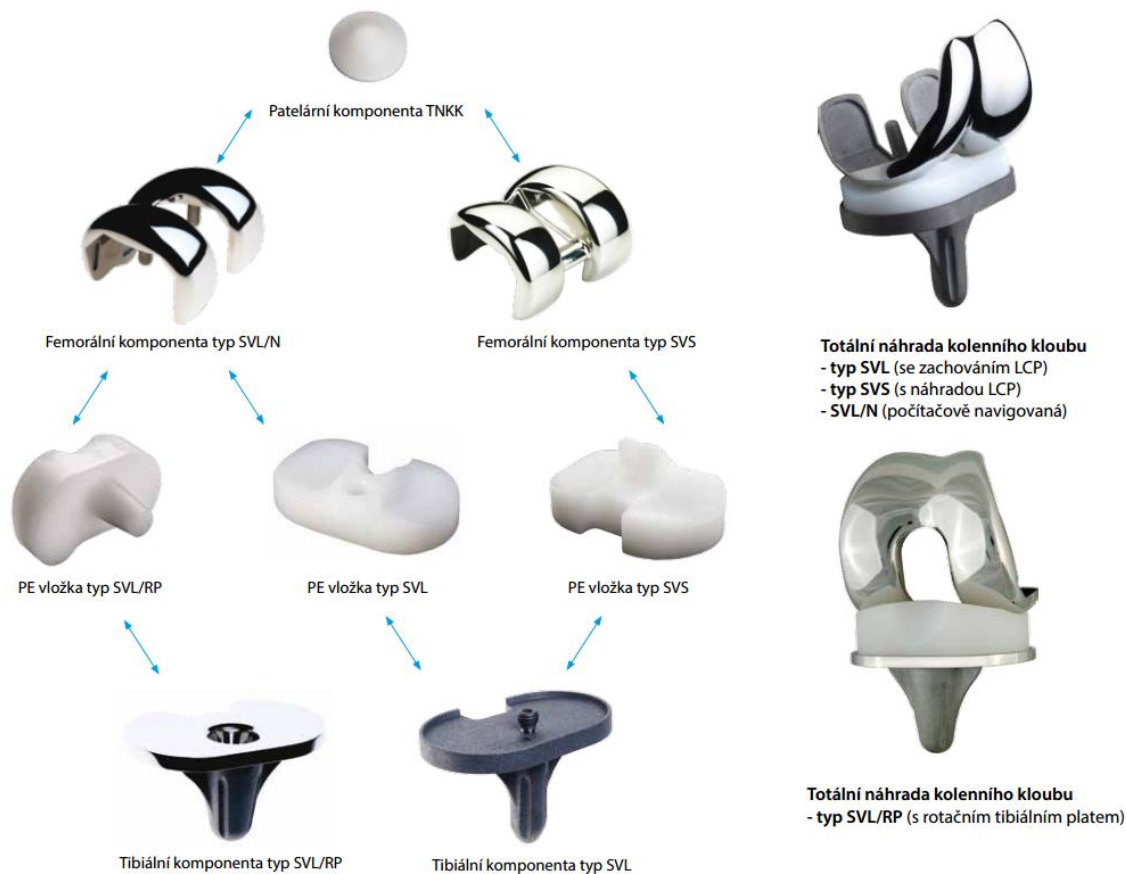
Na obr. 9 a 10 je znázorněna příprava odlévacího procesu metodou vytavitelného modelu, kterou jsem popsal v předchozí kapitole. Na obrázku 11 pak vidíme odlitý kyčelní kloub s použitím dané metody. Implantát kyčelního kloubu se sestává ze dvou hlavních částí: dříku a jamky. Například české firma Beznožka s.r.o. nabízí ve svém katalogu dva materiály dříků. Jako materiál dříku je použita Titanová slitina Ti6Al4V (ISO 5832-3) nebo Korozivzdorná ocel – dusíkatá (ISO 5832-9). Pro jamky se používá opět slitina Ti6Al4V anebo Ultra vysokomolekulární polyetylen. Další možné části kyčelního kloubu jsou kotvící šrouby (Ti6Al4V), hlavice kyčelního kloubu (Kobalt-chrom-molybdenová slitina (ISO 5832-12) nebo korozivzdorná ocel, případně polyetylenové nebo keramické materiály).



Obrázek 11: Odlitek kyčelního kloubu (hip joint) [11]

Obdobné použité materiály a rozdělení jsou i u ostatních kloubních náhrad. Mezi další nejpoužívanější kloubní náhrady patří **kolenní** (knee joint) a **ramenní** (shoulder joint).

U kolenních implantátů se pro tibiální komponentu využívá opět slitina titanu Ti6Al4V (ISO 5832-3) nebo Kobalt-chrom-molybdenová slitina (ISO 5832-4). Pro femorální komponentu používá firma Beznožka s.r.o. kobalt-chrom-molybdenová slitinu (ISO 5832-4). Další částí jsou artikulační vložky kde se používá Ultravysokomolekulární polyetylen. Jednotlivých částí kolenní náhrady a kolenního kloubu jsou na obrázku 12 a 13.



Obrázek 12: Kolenní náhrada [12]

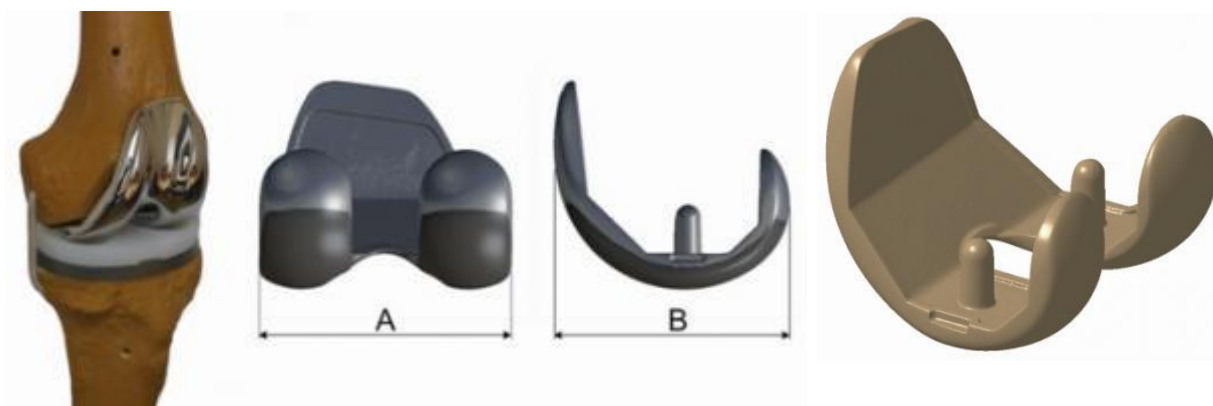
Výše zmíněné a popsané komponenty jsou z katalogu pro první implantáty. Občas se, ale lékař může setkat s nutností opakování operace. Pro tyto případy jsou vytvářeny tzv. revizní implantáty, pro které je vytvořen speciální katalog. Co se týká použitých materiálů tak mezi revizním a prvotním implantátem není žádný rozdíl. Hlavní změna je v tvaru náhrady, který je nutné přizpůsobit nové situaci.

Operace kolenního kloubu a jeho nahrazení implantátem se v medicíně nazývá artroplastika. V současnosti se používají náhrady, které mají normou přesně stanovený tvar a velikost. Po vybrání rozměrově vhodné náhrady se ještě musí při operaci upravit kloub pacienta. Ten je pomocí resekčních šablon upraven tak, aby přesně odpovídal tvaru implantátu. Nevýhodou této úpravy je poměrně velký úbytek kostní tkáně [13].

Dnešní a budoucí snahou inženýrů je vyrábět implantáty tzv. na míru. Tomuto tématu se sice věnuje závěrečná část práce, ale u kolenních implantátů načneme

toto téma už teď. Příklad pracovního postupu je uveden na konkrétním pacientovi [13].

„Pacientem, jehož levý kolenní kloub byl použit jako objekt výzkumu, byl muž, ročník 1969, 180 cm vysoký, hmotnost 85 kg. Modifikovaná náhrada kolenního kloubu byla vytvořena pomocí reverzního inženýrství, zpracování dat v CAx aplikaci Catia V5 R17 a rapid prototypingu (Fused Deposition Modeling). Jako zdroj pro tvorbu 3D modelu pacientova kolene byla použita výstupní CT data ve formátu STL. Femorální část kolenní náhrady byla nasnímána optickým skenerem Atos. Použit byl levostranný implantát o velikosti 5 (A = 76 mm, B = 68 mm)“ [13].



Obrázek 13: Kolenní náhrada STL [13]

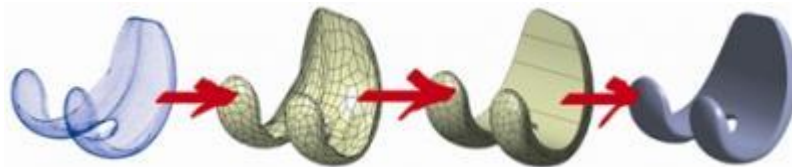
„Naskenovaná data kolenního kloubu v STL formátu byla oříznuta tak, aby byla zachována pouze požadovaná oblast zájmu – distální část femuru levého kolenního kloubu. Nekvalitní hranice vzniklá automatickým oříznutím byla upravena opětovným oříznutím pomocí připravené roviny, otvor ve femuru byl automaticky uzavřen. V dalším kroku byly vytvořeny plochy pokrývající polygonovou síť modelu kolenního kloubu. Přesnost vytvořené plochy je závislá na přesnosti skenování a na nastavení parametrů při tvorbě plochy. V uvedeném případě činila maximální odchylka mezi polygonovou sítí a vytvořenou plochou přibližně +0,2 mm, což je pro dané účely převodu STL modelu na model objemový dostatečná hodnota. Nakonec byl z plošného modelu kolenního kloubu vytvořen model objemový. Na obr. 14 je zjednodušené schéma tvorby objemového modelu kolenního kloubu na základě STL dat“ [13].



Obrázek 14: Model kloubu-plochy STL-uzavřený plošný-objemový model [13]

„Podobně jako u modelu kolene byly prováděny úpravy i na STL modelu kolenní náhrady. Polygony na vnitřní straně náhrady byly odstraněny a nově vzniklá hranice byla opět oříznuta připravenou plochou. Dále bylo nutné pokrýt upravenou trojúhelníkovou síť plochami. Tato operace byla provedena najednou - 99 % bodů modelu implantátu se po vytvoření ploch nacházelo v rozsahu nastavené tolerance (0,1 mm pro vzdálenost plocha – polygonová síť a 0,08 mm mezi volnými hranami plochy a polygonové sítě)“ [13].

„Následně byl kolem okraje modelu vytvořen lem zastávající dvě funkce: zarovnával okraj plošného modelu implantátu a vytvářel základ pro dostatečnou tloušťku objemového modelu implantátu. Vnitřní strana implantátu byla poté překryta další plochou, takže vznikl uzavřený plošný model, který byl následně konvertován na model objemový (obr. 15).“ [13]



Obrázek 15: Oříznutý model-plochy STL-Uzavřený plošný-Objemový model [13]

„Po zaploňování obou modelů v prostředí sestavy aplikace CATIA byl pomocí booleovské operace model kolene odečten od modelu implantátu. Konečný tvar individuální kolenní náhrady s vnitřními plochami odpovídajícími povrchu kolene je na obr. 16“ [13].

„Aby byl tvar vnitřní strany implantátu dobře patrný, nejsou na něm vymodelovány upevňovací elementy (typicky čepy, viz pravá strana obr. 13). Dalšího zvýšení stability implantátu na koleni je možné dosáhnout pomocí orámování vnitřní strany implantátu, které vymezuje oblast aplikace kostního cementu (cementovaná náhrada), nebo je možné použít implantát s pórovitou vnitřní stranou umožňující vrůstání kostní tkáně přímo do implantátu (necementovaná náhrada)“ [13].

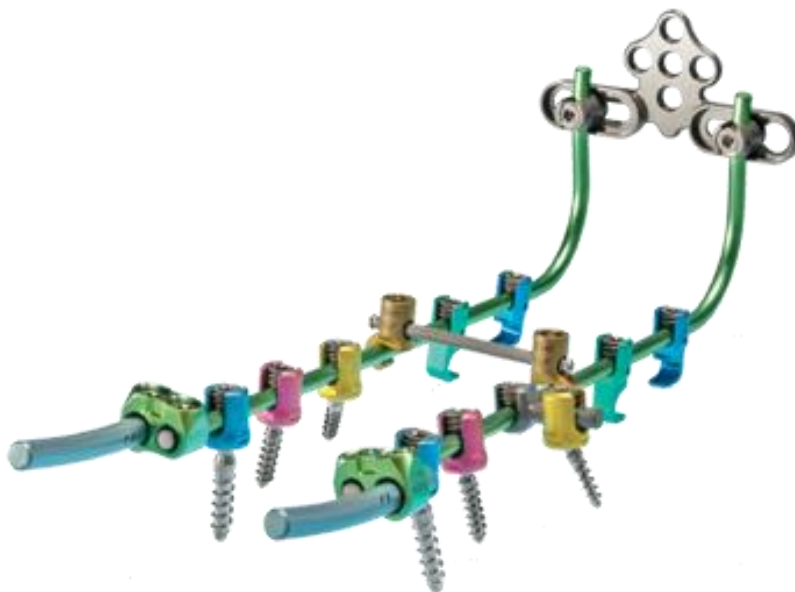


Obrázek 16: Model kolenní náhrady a fyzický prototyp individuální náhrady [13]

„K výrobě prototypu upraveného implantátu byla využita metoda Fused Deposition Modeling na 3D tiskárně Dimension. Použitým materiálem byl plast ABSplus. Pro prvotní náhled na daný fyzický model je použití plastu zcela dostačující. Vytisknutý model s přebroušeným povrchem je na obr. 16. na pravé straně“ [13].

3.2.2 Páteřní implantáty

Páteř je jedním z nejdůležitějších prvků v našem těle. Má vliv na náš celkový pohyb a zároveň slouží jako schránka, která chrání nervové kanály. Je tedy logické, že právě operace páteře patří k nejsložitějším operacím pro lékaře. Operacím páteře se věnuje poměrně nový obor zvaný spondylochirurgie. Implantáty pro páteř jsou většinou fixátory, které jsou tvořeny ze šroubů, dlah a tyčí, které jsou připevněny k páteři. Používané implantáty jsou v současné době především z titanu nebo z nerezové oceli. Páteřních fixátorů je celá řada. Velký sortiment nabízí firma Zimmer. Podívejme se tedy detailně na jeden její výrobek.



Obrázek 17: Páteřní fixační systém a okcipitální dlahy Nex-Link OCT [16]

„Páteřní fixační systém Nex-Link společnosti Zimmer Spine je určen k fixaci a stabilizaci krční a hrudní páteře. Systém obsahuje soubor podélných prvků, ukotvení, příčných konektorů a nástrojů pro zavádění a zajišťování implantátů. Podélné prvky se skládají z tyčí o průměru 4,0 mm vyrobených z komerčně čistého titanu v souladu s normou ASTM F-67. Tyče jsou připevněny k zadní krční a hrudní páteři pomocí šroubů. Kotvy se skládají z háků a šroubů pro použití v oblasti krční a hrudní páteře. Kotvy rovněž obsahují doprovodné zajišťovací uzávěry sloužící pro zajištění tyče k hákům a/nebo šroubům. Příčné konektory jsou k dispozici pro mechanické spojení dvou tyčí k sobě do jedné konstrukce. Příčné konektory se dodávají v různých délkách pro různou vzdálenost mezi tyčemi. Jsou navrženy tak, aby spojovaly 4,0mm titanovou tyč Nex-Link se sousední titanovou tyčí o průměru 4,0 mm nebo 5,5 mm. Tyto implantáty jsou vyrobeny ze slitiny titanu pro lékařské účely Ti-6Al-4V ELI v souladu s normou ASTM F-136. Háky jsou určeny pro ukotvení k lamině obratle a dodávají se s různými hloubkami hrdel. Šrouby jsou určeny k pedikulární fixaci hrudní páteře a dodávají se s různými průměry a délkami. Polyaxiální offsetové konektory jsou k dispozici pro mechanické připojení polyaxiálních šroubů k tyčím v rámci systému. Tyto implantáty jsou vyrobeny také ze slitiny Ti-6Al-4V ELI v souladu s normou ASTM F-136. Komponenty týlního krčního dlahového systému Nex-Link OCT společnosti Zimmer Spine, Inc. jsou provizorní implantáty, které se používají pro stabilizaci páteře (týl-T3) při rozvoji pevné fúze páteře u pacientů s degenerativními onemocněními, úrazy (včetně zlomenin) a nádorovými onemocněními. Systém obsahuje modulární dlahu, spojovací prvky mezi tyčí a dlahou, háky a předem vytvarované tyče. Šrouby do spongiózní a kortikální kosti jsou určeny pro fixaci k týlu a kanulované uzavřené šrouby jsou určeny pro fixaci k horní hrudní páteři“ [14].

Všechny páteřní fixátory fungují na podobném principu a jsou složeny z podobných částí.

3.2.3 Zubní implantáty

Už staří Egypťané znali materiály a technologické metody, kterými si úspěšně vyráběli zubní implantáty. Od té doby se výroba moc nezměnila, jen se posunula na úroveň 21. století. Dříve používané suroviny, jako leštěný eben, zlato nebo zvířecí zuby, byly nahrazeny slitinami titanu, keramikou a pryskyřicí. Výrobní proces však stále klade velké nároky především na čistotu pracovního prostředí, pečlivost

a přesnost. A proto dnes manuální výrobu stále častěji nahrazují moderní CNC stroje [15].



Obrázek 18: Počátky zubních náhrad [15]

Pro zubní implantáty neexistují žádné prefabrikáty, které se prostě jenom trochu přizpůsobí a vrazí se do pusy. Ke každému pacientovi se musí přistupovat individuálně a implantáty se zhotovují tzv. na míru. Počáteční stav výroby jsme si asi vyzkoušeli ne úplně dobrovolně všichni. Celá výroba začíná úpravou tvaru nefunkčního zubu a následuje jeho otisk pomocí speciální rychle tuhnoucí hmoty. Z otisku se pak vyrobí sádrový model pacientova chrupu, jak můžete vidět na obrázku 19. Z Vosku se pak vyrobí model budoucí korunky nebo můstku. Postup výroby už pak přesně odpovídá metodě vytavitelného modelu, která je popsána v kapitole 3.1. Po vychladnutí žhavého kovu se odlitek už jen jemně opracuje frézami z ušlechtilé oceli nebo průmyslového diamantu. Povrch se pak ještě chemicky upraví a poté se na něj nanesou materiály, které svým zabarvením a vlastnostmi imitují hmotu přirozeného zubu [15,16].



Obrázek 19: Přesný model pacientova chrupu ze speciální sádry [11]

V předchozím odstavci jsem popisoval klasickou metodu výroby zubní náhrady. V poslední době se však více uplatňuje digitální metoda výroby, při které se z otisku

zubů vytvoří jen sádrový model, který se pomocí skeneru zdigitalizuje a převede do 3D formátu. Díky programům CAD/CAM a CNC strojů už pak dostáváme finální konstrukci. [15]

Při digitální výrobě zubních náhrad se používají homogenně odlité nebo stlačené disky, tzv. puky, které mají ve všech částech stejné vlastnosti. U kovových puků je nejdůležitější koeficient teplotní roztažnosti (WAK), která zaručuje přesnou expanzi při napalování keramiky. U puků ze surového zirkonu je homogenita nezbytná pro následné vytvrzení, při kterém je nutné rovnoměrné smrštění objektu. Monolit, ze kterého se nejčastěji zubní náhrada frézuje, je nejčastěji ve tvaru disku i průměru 98 mm. [15]



Obrázek 20: Disky pro následné obrábění [15]

Použití těchto moderních technologií eliminuje možné chyby laboranta vznikající při návrhu výrobku a odlévání, ale především při samotném ručním opracování. Při klasické výrobě pomocí ztraceného vosku může dojít k přetavení kovu a ke vzniku inkluzí uhlíku do slitiny zubní náhrady. Při nerovnoměrně protaveném vosku, mohou vznikat nežádoucí deformace odlitku. U moderních digitálních metod lze tyto problémy eliminovat. [15]

Slitiny, ze kterých se zubní náhrady vyrábějí musí splňovat řadu požadavků na odolnost vůči agresivnímu prostředí v lidských ústech a zároveň musí být zdravotně nezávadné. Dnes můžeme dentální slitiny rozdělit do třech skupin [16]:

- Slitiny s obsahem zlata a platiny
- Slitiny z vysokotavitelných ušlechtilých kovů (někdy je také uváděno – slitiny z obecných kovů)
- Slitiny s obsahem stříbra (dnes už jen minimální použití)

Zlato už je dlouhodobě ověřený materiál, který se v zubním lékařství používá. Jelikož zlato považujeme za relativně měkký materiál, používají se převážně zlaté slitiny s povrchovou úpravou [16]:

- Zlaté slitiny určené pro překrytí (odborně fazetování) dentálními plasty, kterému se také říká "konvenční technika". Tyto drahokovové slitiny v průměru obsahují 50 % zlata, 20 % stříbra, 12 % mědi a určité množství paladia.
- Zlaté slitiny určené pro napalování dentální keramiky (metalokeramiky), které musí odolávat vyšším teplotám, obsahují cca 70-80 % zlata, 11-18 % platiny a malé množství paladia a zinku

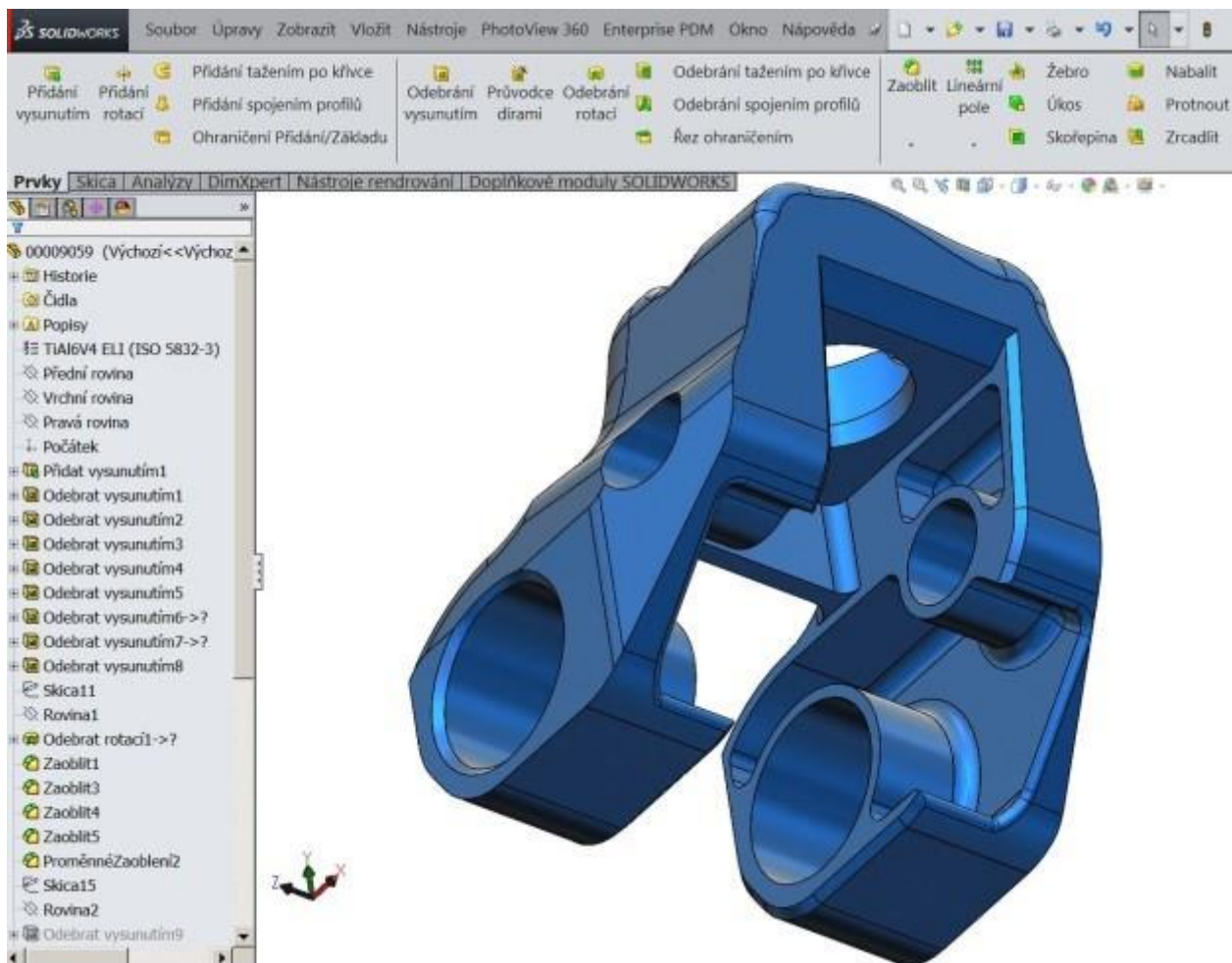


Obrázek 21: Konstrukce můstku ze zlaté slitiny [16]

Slitiny ze zlata nevyvolávají žádné alergické reakce, ale nevýhodou je jejich velká hmotnost a nemalá cena. „Ceny zlatých slitin pro konvenční techniku (překrytí neboli fazetování plasty) se pohybují kolem 400 Kč za gram. U slitin pro napalování metalokeramiky je to 600–800 Kč za gram.“ Chromniklové slitiny se používají už jen velmi omezeně, protože se v posledních letech ukazuje, že nikl má alergické účinky. V porovnání se zlatem jsou velmi výhodné chromkobaltové slitiny, které se široce uplatňují díky své nízké hmotnosti a nižší ceně – „cena za gram se řádově pohybuje v desítkách korun.“ V posledních letech se také hodně diskutuje o problému tzv. galvanismu, což je vznik bioelektrických proudů při blízkém kontaktu dvou různých kovů ve vlhkém prostředí (tedy také v prostředí lidských úst). To znamená, že do úst pacienta by se neměli implantovat dva různé kovové materiály. [16]

4 Budoucnost a výhledové trendy

4.1 3D tisk



Obrázek 22: CAD model [17]

Obrovský rozvoj zažívá v posledních letech technologie 3D tisku. Její možnosti skrývají velký potenciál i pro oblast biomedicíny. Zkoumání této oblasti 3d tisku už trvá delší dobu, ale samotná výroba implantátů začala teprve v posledních dvou letech. Ovšem tisk z kovových biomateriálů už není tak jednoduchý jako u plastu. Zároveň také platí, že nasazení technologie 3D tisku do výroby je aktuálně velmi nákladný proces. Musí se také provést spousta testů a zkoušek, aby technologie a zdravotní pomůcky splňovali požadavky dané státem nebo EU. 3D tiskárny také umožňují vysoce individuální výrobky, pro různé nároky pacientů. O individuálních náhradách pojednává poslední kapitola v této části [17].

“Proto je potěšující, že od července tohoto roku, je tato technologie používána i v ČR a jeden z výrobců kloubních implantátů, kladenská firma ProSpon, investovala do této technologie a bude ji mít připravenou i pro české pacienty a lékaře. Jedná se

o stroj M2 cusing Německého výrobce ConceptLaser, který spéká titanový prášek pomocí laseru” [17].

S touto firmou také od roku 2016 spolupracuje fakulta strojní ČVUT a fakulta chemické technologie VŠCHT spolu s dalšími organizacemi. Cílem jejich společného snažení je zlepšit návrhy a konstrukční řešení implantátů s ohledem na jejich životnost a mechanické vlastnosti.

4.2 Implantáty na míru

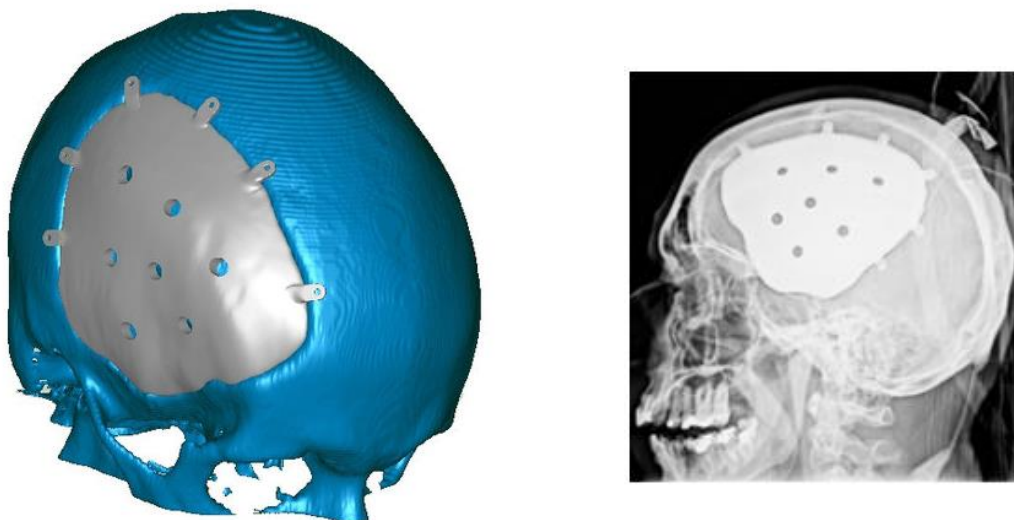
Doby, kdy se operovalo jen za pomoci rentgenového snímku jsou už dávno pryč. Dnes operatěři používají při přípravě na operaci nejrůznější počítačovou techniku. Pro přesné a individuální náhrady se dnes využívá hlavně výpočetní tomografie (CT–Computed Tomography). Jedná se o zpracování obrazu za pomoci rentgenového záření, které prochází tělem a dopadá na detektor. Z matematických rovnic pak počítač vytvoří 3D obraz zkoumaného místa. Nevýhodou této metody je nezdravé působení RTG záření na lidský organismus, a proto existuje ještě druhá metoda - magnetická rezonance (MR). Princip metody spočívá v rozkmitání atomů v silném magnetickém poli, přičemž vzniká indukované napětí, které počítač zpracuje a utváří 3D pohled. Tato metoda ovšem nelze použít u pacientů s již aplikovaným kovovým implantátem (zahřívání) nebo s kardiostimulátorem (selhání). Samotný princip obou fyzikálních metod by se dal dále rozepsat, ale to není účelem této práce [6].

Nejvíce je dnes propracována výroba dentálních implantátů, které se vyrábějí prakticky sériově pomocí digitalizace klasických otisků, nebo modelováním celých kostních částí [6]. Příklad pracovního postupu u implantátu na míru jsme si uvedli v předchozích kapitolách u kolenního kloubu. V následující kapitole se ještě podíváme na nestandardizovaný implantát, který se musí dělat na míru, dle pacientova specifického postižení.

4.2.1 Pracovní postup Cranio-Oss

„Individuální implantát Cranio-Oss je indikován k anatomické rekonstrukci kostních defektů oblasti lební klenby a obličeje, vzniklých například po dekompresivní kraniektomii, tříštivé či ztrátové zlomenině, odstranění kosti kvůli nádorovému bujení či zánětu, infekci či rejekci dříve implantovaného materiálu. Pracovní postup u pacienta se skeletálním defektem začíná CT vyšetřením příslušné anatomické

oblasti, kde je zaznamenán obraz poškozeného místa skeletu. Objednatel předává CT data ve formátu DICOM nebo kompatibilním, s hustotou řezu min. 1 mm, optimálně 0,5 mm, s vyznačením správné a jednoznačné orientace (R-L) a lokalizace defektu doplněné slovním popisem a volbou materiálu“ [18].



Obrázek 23: počítačový 3D model lebky a návrh implantátu [18]

„Z CT dat je vytvořena trojrozměrná rekonstrukce postižené oblasti a anatomicky správný, počítačový 3D model lebky a návrh implantátu. Pro vytvoření fyzických modelů je užito technologie rapid prototyping – technologie třírozměrného tisku. Vytvořené fyzické modely lebky a implantátu slouží chirurgovi pro kontrolu, odsouhlasení shody se vstupními daty a uvolnění do výroby. V této fázi chirurg volí polohu upevňovacích prvků a případných otvorů v ploše implantátu. Finální implantát je vyráběn pomocí pětiosého frézovacího centra. Tato technologie se vyznačuje mimořádnou přesností a možností dosažení vysoké jakosti povrchu. Implantát je dodáván nesterilní, zabalený v průhledných sáčcích STERIKING na bázi polyesterové a polypropylenové fólie s indikátorem pro parní sterilizaci a v ochranném obalu, opatřeném štítkem“ [18].

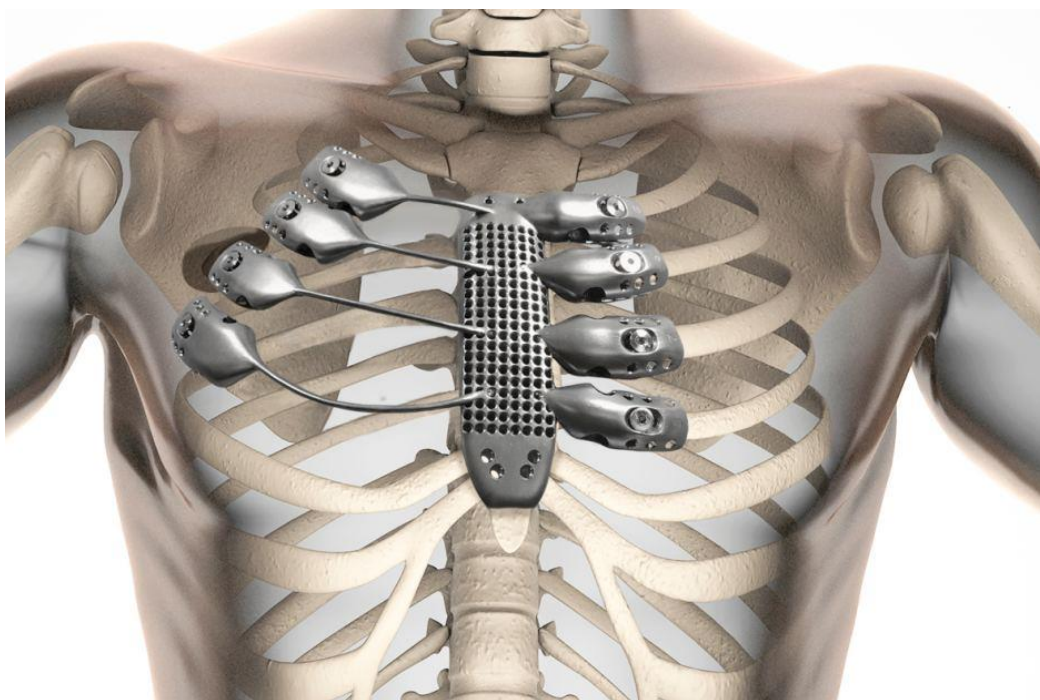
5 Závěr

V závěru bych se rád vrátil na začátek a podíval se na své cíle, které jsem si kladl před vypracováním této práce.

Prvním bodem byla otázka používaných materiálů v oblasti lidského těla. V práci je vysvětleno, co musí materiál splňovat, aby se mohl nazývat biokompatibilním a na co se musí dát pozor, aby nedošlo k selhání implantátu. Velmi přehledně a jasně jsou popsány konkrétní používané materiály (slitiny kobaltu, chromu-niklu a titanu). Text je doplněn tabulkou, obrázky i grafem pro ještě lepší přehled.

Nejpoužívanějším způsobem odlévání lékařských implantátů je metoda vytavitelného modelu. Tato metoda je rozsáhle popsána a doplněna názornými obrázky pro lepší pochopení této problematiky.

Dalším úkolem bylo popsat konkrétní implantáty a jejich výrobu. V práci jsou popsány nejpoužívanější implantáty (dentální, kloubní a patření). U jednotlivých druhů implantátů se text doplněný obrázky, věnuje materiálovému složení, možnosti použití a jejich výrobě. Pro zajímavost jsou uvedeny české firmy, které se výrobou implantátů zabývají.



Obrázek 24: 3D tisk - hrudní implantát [21]

V budoucnu se očekává stále větší uplatnění 3D tisku a používání implantátů na míru. Ovšem s očekávaným růstem počtu operací, nezaniknou ani sériové vyráběné implantáty pomocí technologie odlévání (např. koleno nebo kyčel). Výhodou technologie odlévání je hlavně cena a zkušenosti s těmito implantáty. 3D tisk se bude stále více uplatňovat při specifických operacích, které mohou být potřeba po neočekávaných úrazech. Je důležité zmínit, že technologie 3D tisku se rozšiřuje velmi rychlým tempem a vyvíjela se i během psaní této práce. Bude však potřeba času, aby se ukázalo jak „*vytisknuté*“ implantáty budou reagovat v lidském těle a jestli se osvědčí jejich sériová výroba.

Myslím si, že tato práce splnila předem určené cíle, včetně popisu všech vytčených bodů. Text je doplněn o spoustu tabulek a obrázků, pro lepší pochopení dané problematiky. Pokusil jsem se tak srozumitelnou a přehlednou formou vytvořit práci, která by z mého pohledu mohla posloužit širšímu spektru odborníků. Zajímavá může být především pro studenty, kteří se zajímají o strojírenskou technologii, lékařství a biomedicínu.

6 Seznam tabulek

Tabulka 1: Porovnání technologií [2]	8
Tabulka 2: Kovové materiály a jejich použití [20]	14
Tabulka 3 Vlastnosti Ni-Ti [7].....	15
Tabulka 4: Chemická složení kobaltových slitin (max. hm%) [19]	16
Tabulka 5: Mechanické vlastnosti vybraných kobaltových slitin. [19]	17
Tabulka 6: Chemické složení (hm%) Ti-grade1 a Ti-6Al-4V [7].....	18
Tabulka 7: Mechanické vlastnosti F67 a Ti-Al-V (F136) [7,19]	19

7 Seznam obrázků

Obrázek 1: Lidské tělo a implantáty [1]	5
Obrázek 2: Způsoby odlévání [2].....	8
Obrázek 3: Selhání implantátů [3]	10
Obrázek 4: SX-ELLA Stent biliární (Nitinella Plus) [8]	15
Obrázek 5: metoda vytavitelného modelu – výrobní proces [9].....	21
Obrázek 6: Voskové směsi [13].....	22
Obrázek 7: Stromeček [13].....	24
Obrázek 8: Kyčelní kloub [10].....	27
Obrázek 9: a) STL formát kloubu; b) průřez vrstvy; c) vzor sestavy [11]	28
Obrázek 10:a)po obalení; b)po de-voskování; c) fáze očištění [11].....	28
Obrázek 11: Odlitek kyčelního kloubu (hip joint) [11]	29
Obrázek 12: Kolenní náhrada [12].....	30
Obrázek 13: Kolenní náhrada STL [13].....	31
Obrázek 14: Model kloubu-plochy STL-uzavřený plošný-objemový model [13] ...	32
Obrázek 15: Oříznutý model-plochy STL-Uzavřený plošný-Objemový model [13]	32
Obrázek 16: Model kolenní náhrady a fyzický prototyp individuální náhrady [13]	33
Obrázek 17: Pátevní fixační systém a okcipitální dlaha Nex-Link OCT [16]	33
Obrázek 18: Počátky zubních náhrad [15]	35
Obrázek 19: Přesný model pacientova chrupu ze speciální sádry [11]	35
Obrázek 20: Disky pro následné obrábění [15]	36
Obrázek 21: Konstrukce můstku ze zlaté slitiny [16]	37
Obrázek 22: CAD model [17].....	38
Obrázek 23: počítačový 3D model lebky a návrh implantátu [18].....	40
Obrázek 24: 3D tisk - hrudní implantát [21]	41

8 Seznam Grafů

Graf 1: Slitina implantátu – modul pružnosti [3]..... 13

9 Zdroje

- [1] *Orthopedic Implant and Medical Device Finishing* [online]. USA: Rosler Metal Finishing [cit. 2017-02-03]. Dostupné z: <http://www.nemfi.com/orthopedic-implant-and-medical-device-finishing.html>
- [2] HERMAN, Aleš. *Technologie I: Studijní podklady*. ČVUT Praha, 2016.
- [3] GEETHA, M., A.K. SINGH, R. ASOKAMANI a A.K. GOGIA. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science* [online]. 2009, **54**(3), 397-425 [cit. 2016-12-11]. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2008.06.004. ISSN 00796425. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0079642508001126>
- [4] Bone and Tissue Transplantation. Orthoinfo [online]. AAOS, 2009 [cit. 2017-01-30]. Dostupné z: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00115>
- [5] KURTZ, Steven M., Edmund LAU, Kevin ONG, Ke ZHAO, Michael KELLY a Kevin J. BOZIC. Future Young Patient Demand for Primary and Revision Joint Replacement: National Projections from 2010 to 2030. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®. 2009, **467**(10), 2606-2612. DOI: 10.1007/s11999-009-0834-6. ISSN 0009-921x. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s11999-009-0834-6>
- [6] *Průmyslové spektrum: Strojírenství & Zdravotnictví* [online]. FSI VUT v Brně, Ústav strojírenské technologie, 2012 [cit. 2017-02-02]. Dostupné z: <http://www.mmspektrum.com/clanek/kostni-implantaty-na-miru-prodluzme-si-mladi.html>
- [7] FILIP, Peter. *Progresivní typy biomateriálů*. Ostrava: VŠB-Technická univerzita, 1995. ISBN 80-707-8273-0.
- [8] ELLA - CS, s.r.o.: *SX-ELLA Stent Biliární - NITINELLA PLUS* [online]. c2016 [cit. 2017-02-03]. Dostupné z: <https://www.ellacs.cz/sx-ella-stent-biliarni-nitinella-plus.html>
- [9] HERMAN, Aleš. *Lití na vytavitelný model*. Praha: Skupina slévání ÚST, FS ČVUT Praha, 2009. [online]. [cit. 2017-02-12]. Dostupné z: <http://docplayer.cz/419638-Ing-ales-herman-ph-d.html>
- [10] *Resurf Med s.r.o.* [online]. [cit. 2017-02-12]. Dostupné z: <http://www.resurfmed.eu/cz/ostatni/totalni-endoproteza-kyckelniho-kloubu.html>
- [11] SINGH, Rupinder a Gurpartap SINGH. Cast Component Hardness Comparison for Investment Casting Prepared with Wax and ABS

- Patterns. *Transactions of the Indian Institute of Metals*. 2015, **68**(1), 17-21.
DOI: 10.1007/s12666-014-0432-5. ISSN 0972-2815. Dostupné také z:
<http://link.springer.com/10.1007/s12666-014-0432-5>
- [12] BEZNOSKA, s.r.o.: *Primoimplantáty* [online]. 2015 [cit. 2017-02-12].
Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/drik-tep-kycelniho-kloubu-typ-beznoska-trio/>
- [13] Průmyslové spektrum. 2010, (10). ISSN 101034.
- [14] Zimmer Czech, s.r.o.: *Nex-Link – systém stabilizační, Nex-Link OCT – dlahy okcipitální* [online]. [cit. 2017-02-12]. Dostupné z: <http://www.zimmer-austria.at/cs-CZ/hcp/spine/product/nex-link-occipital-cervical-plating.jsp#1Vlastnosti>
- [15] Průmyslové spektrum. 2016(12). ISSN 1212-2572
- [16] Zuby.cz [online]. Zubní náhrady, 2004 [cit. 2017-02-04]. Dostupné z:
<http://www.zuby.cz/zubni-nahrady/kov-pro-vase-nove-zuby.html>
- [17] *3D tisk v medicíně* [online]. 2016 [cit. 2017-02-02]. Dostupné z:
<http://www.prospon.cz/novinky/25-3d/83-3d-tisk-v-medicine>
- [18] LASAK s.r.o. [online]. 2012 [cit. 2017-02-17]. Dostupné z:
https://www.lasak.cz/storage/get/634-585-2012-06_cranio-oss_pracovni-postup_cz_web.pdf
- [19] AGRAWAL, C. Mauli. *Introduction to biomaterials: basic theory with engineering applications*. New York: Cambridge University Press, 2014.
Cambridge texts in biomedical engineering. ISBN 978-052-1116-909.
- [20] JOSKA, Luděk. *Biomateriály: Kovové biomateriály II* [online]. VŠCHT Praha, FCHT, Ústav inženýrství pevných látek, 2016 [cit. 2017-02-23].
Dostupné z:
<http://ipl.vscht.cz/files/uzel/0024309/2015%20Kovove%20biomaterialy%20B.pdf?redirected>
- [21] *ABC news: World-first operation implants 3D-printed titanium ribcage and sternum* [online]. 2015 [cit. 2017-03-17]. Dostupné z:
<http://www.abc.net.au/news/2015-09-14/cancer-patient-receives-3d-printed-rib-cage/6773188>