
ABSTRAKT

Tato bakalářská práce má za cíl zmapovat současný stav a možnosti technologií rapid prototyping v medicínském využití. První část je zaměřena na obecný princip funkce technologií RP. Další část se zabývá konkrétními základními technologiemi RP a jejich současnou úrovní aplikace pro lékařské účely, včetně konkrétních příkladů. Následuje nástin budoucího vývoje těchto technologií.

Klíčová slova: rapid prototyping, lékařství, implantáty, získávání dat, tvorba digitálního modelu

ABSTRACT

This bachelor thesis is intended to map the current state of technology and the possibility of rapid prototyping in medical use. The first part is focused on the common principle of function of RP technology. The following section discusses specific technologies essential RP and the level of current applications for medical purposes, including specific examples. Here is an outline of future development of these technologies.

Key words: rapid prototyping, medical, implants, data acquisition, creation of a digital model

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

JÍCHA, M., *Přehled technologií rapid prototyping pro využití v lékařských oborech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 34 s.
Vedoucí bakalářské práce Ing. David Paloušek, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně, na základně uvedené literatury a připomínek vedoucího bakalářské práce Ing. Davida Palouška, Ph.D.

V Sezemicích dne 16.5.2009

.....
Martin Jícha

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji Ing. Davidu Palouškovi, Ph.D za poskytnutí cenných rad a materiálůvých podkladů k mé bakalářské práci.

OBSAH

OBSAH	11
ÚVOD	12
1 TECHNOLOGIE RAPID PROTOTYPING	13
1.1 Obecný princip funkce	14
2 APLIKACE RP V LÉKAŘSTVÍ	15
2.1 Nejpoužívanější technologie	15
2.1.1 Fused Deposition Modeling	15
2.1.2 Stereolitografie	16
2.1.3 Selective Laser Sintering	17
2.1.4 Solid Ground Curing	18
2.2 Oblasti v lékařství využívající RP	20
2.2.1 Kardiologie	20
2.2.2 Stomatologie	20
2.2.3. Plastická a estetická chirurgie	21
2.2.4 Ortopedie	23
2.2.5 Vývoj lékařských nástrojů a pomůcek	25
2.3 Získávání dat a tvorba modelu v lékařství	27
2.4 Přínos RP v lékařství	28
3 BUDOUCÍ VÝVOJ	29
4 ZÁVĚR	30
5 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	31
5.1 Seznam použitých zkratk a symbolů	33
5.2 Seznam obrázků	34

ÚVOD

Tato bakalářská práce má za cíl zmapovat současnou úroveň uplatnění souboru technologií rapid prototyping v lékařství a je určena pro edukační účely.

S rozvojem výpočetní techniky a jejím spojením se všemi vědními obory se významně usnadňuje mezioborová komunikace. Vzájemné propojování různorodých a mnohdy na první pohled nesouvisejících vědních oborů přináší velmi užitečné aplikace. Jako příklad takového propojení lze uvést spojení čistě technického prostředku pro rychlou tvorbu modelů/prototypů a medicíny. Modelování součástí v CAD prostředí bylo doplněno o počítačově zpracovatelné výsledky z diagnostických přístrojů jako CT, MR nebo RTG, což umožnilo, pomocí RP, vyrábět doposud prakticky nevyrobitelné, extrémně tvarově komplikované předměty přesně znázorňující lidské tkáně, orgány či tělní dutiny. Lékařům tak bylo umožněno prohlédnout si, a třeba si i osahat například vnitřek lidského srdce, vytvořit přesnou repliku lebky dosud žijícího člověka majícího vrozenou vadu či defekt po nehodě atp. Dle takového modelu navrhnu implantát na míru, nechat ho přesně vyrobit a voperovat přesně na místo bez nutnosti úprav a korekcí okolních tkání. Stále se zlepšující technické možnosti technologie RP umožňují zlepšovat léčbu individuálních zdravotních problémů pacientů a tím zlepšovat kvalitu jejich života.

1 1 TECHNOLOGIE RAPID PROTOTYPING

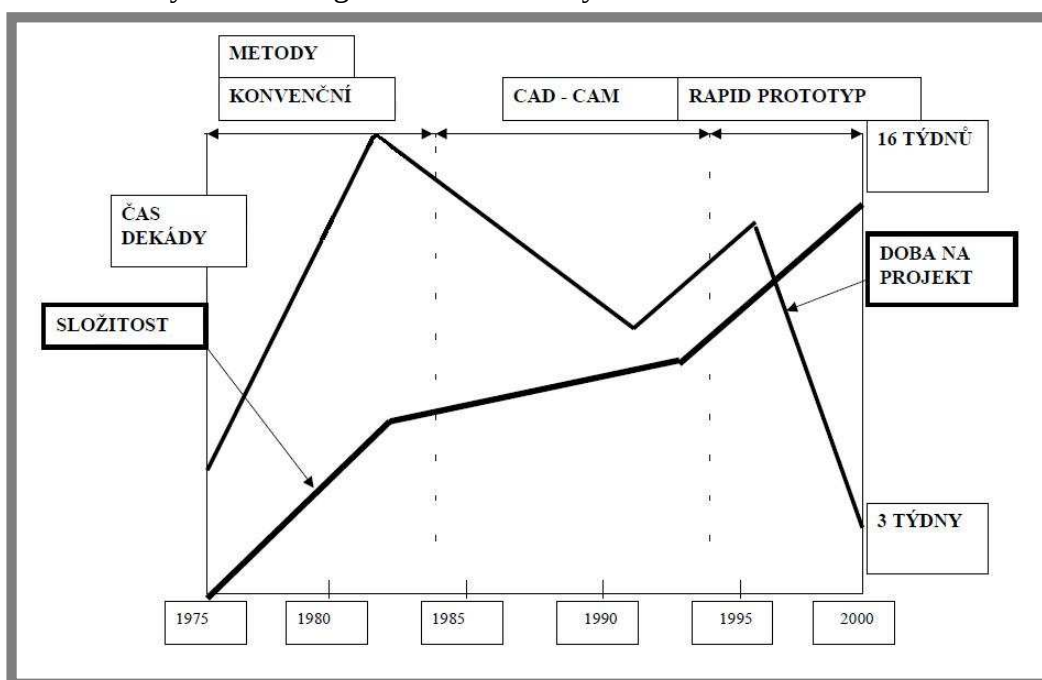
Čím více začal vývoj výpočetní techniky zasahovat do konstrukčních prací, tím více se celý proces urychloval. Zrychlení však končilo u prototypů a modelů, které byly nezbytně potřebné k ověření správnosti funkce, designových vlastností atp. Prototypy a modely se vyráběly standardní cestou obráběním nebo tvářením, což bylo časově a finančně velice náročné. V případech tvarově náročných modelů byla doba potřebná k zhotovení modelu v řádů dní i týdnů. Odstranit tuto komplikaci napomohla americká společnost 3D Systems, Inc., která jako první přišla v roce 1986 s technologií vytvářející prototyp/model přímým využitím 3D konstrukčních dat. Konkrétně se jednalo o metodu stereolitografie (veřejnosti představena roku 1987). Tato nová technologie tvořila model přidáváním materiálu, nikoli odebíráním a tvářením, jak tomu bylo u konvenčních metod. Toto řešení umožnilo v mnoha případech výrazně zlevnit a urychlit celý proces tvorby modelu [1][5].

Obecné výhody souboru technologií RP:

- vysoká flexibilita výroby vzhledem k přáním zákazníka
- výrazně nižší ceny při kusové nebo malosériové výrobě oproti běžným technologiím
- enormní úspora výrobního času oproti mnoha konvenčním metodám
- do vysoké míry automatizovaná výroba
- nezáleží na tvarové složitosti

Obecné nevýhody souboru technologií RP:

- relativně vysoké pořizovací náklady
- materiálové vlastnosti (mechanické a fyzikální vlastnosti modelu)
- rozměrová a teplotní nestálost modelu
- nutnost následných povrchových úprav
- u některých technologií RP vznik toxických exhalací



Obr. 1 Vývoj náročnosti projektu [2] [11]

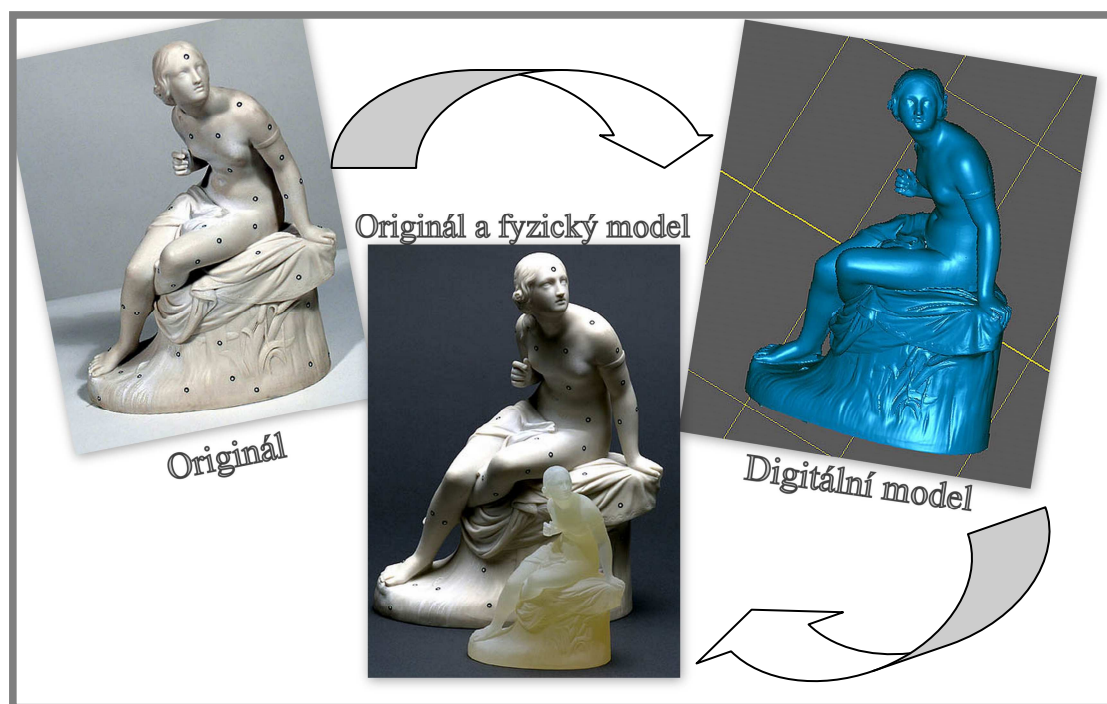
1.1 Obecný princip funkce

1.1

Pro vytvoření 3D počítačového modelu se využívá buďto 3D CAD software (Inventor, CATIA, Pro-ENGINEER, atp.) nebo jej lze získat pomocí 3D digitalizace již existujícího předmětu metodou zvanou reverse engineering. Součástka je naskenována pomocí 3D skeneru (optického, laserového, mechanického, magneto-rezonančního, který je schopný nasnímat i vnitřní tvar, atd.), a do CAD prostředí převedena přes speciální programy umožňující práci s naskenovanými mraky bodů a modifikaci obecných ploch (Surfacer, Insight atd.).

Výsledkem je vymodelovaná součástka chovající se v návrhářském softwaru obdobně jako součást v něm vytvořená, jen postrádající historii vzniku. Takto vzniklá součástka je schopna pouze omezené následné editace (zde hraje roli ona chybějící historie vzniku). Lze k ní ovšem vytvořit chybějící výkresovou dokumentaci a po případné migraci do specializovaných analytických programů na ní lze provádět pevnostní, dynamické nebo kinematické analýzy. [3].

K převedení součástky z virtuálního světa do fyzického slouží mnoho různých metod, ať již konvenčních (obrábění, tváření, atd.) nebo nekonvenčních. Právě v této fázi nachází soubor technologií RP své uplatnění. Využívá k tomu převážně principu založeného na postupném vytváření vrstev z různých materiálů, častokrát pomocí laserového paprsku.



Obr. 2 Obecný princip funkce [10]

2 2 APLIKACE RP V LÉKAŘSTVÍ

Použití souboru technologií RP v lékařství je limitováno hlavně dvěma faktory – přesností výroby a zpracovatelnými materiály umožňujícími spojení s živou tkání. K vytváření modelů určených pouze k lepšímu znázornění zájmové oblasti (různé tělní dutiny atp.) lze použít lacinějších technologií RP využívajících materiály s horšími mechanickými vlastnostmi. Avšak k tvorbě modelů určených pro proces tvorby konečného implantátu (formy, modely pro formy, atd.), nebo přímo konečných implantátů, je potřeba použít technologii RP schopnou pracovat s materiály o vysoké pevnosti a se specifickými vlastnostmi umožňující implantaci do živé tkáně.

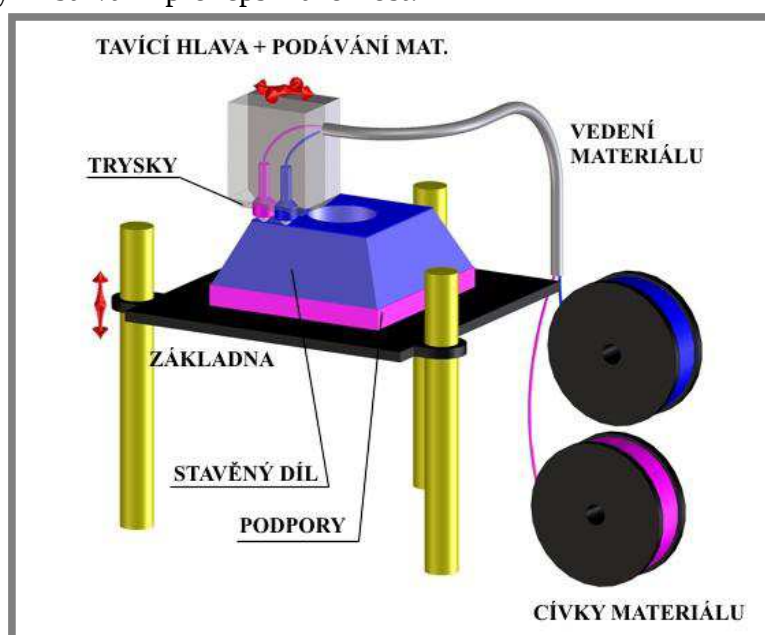
2.1 2.1 Nejpoužívanější technologie

2.1.1 2.1.1 Fused Deposition Modeling

Metoda FDM byla vynalezena Scottem Crampem v roce 1988. Další rozvoj je však spjat se společností Stratasys, Inc [11].

Model je tvořen po vrstvách z termoplastu, přiváděného v podobě tenkého vlákna do vyhřívané trysky, kde je ohřáno na teplotu o 1°C vyšší, než je jeho teplota tání. Tryska ho poté nanáší na již vzniklou vrstvu, kde rychle tuhne a dochází k pevnému spojení. K tvorbě nezbytných podpor je využit systém BASS (Break Away System Support) využívající dvě trysky, přičemž jedna nanáší modelovací materiál a druhá materiál tvořící podpory. Podpurný materiál má horší mechanické vlastnosti (lze použít i materiál vodou rozpustný – systém WaterWorks) a lze jej po dokončení snadněji odstranit [11][15][16].

Využitelnost FDM modelů je široká. Ať už pro otestování funkčnosti, zkoušky smontovatelnosti nebo při prototypové výrobě nástrojů technologie vakuového lití. Nezanedbatelnou výhodou je také možnost využití více druhů materiálů s různými mechanickými vlastnostmi. Tyto materiály mohou být případně opatřeny různými barvami pro lepší názornost.



Obr. 3 Princip FDM [16]

2.1.2 Stereolitografie

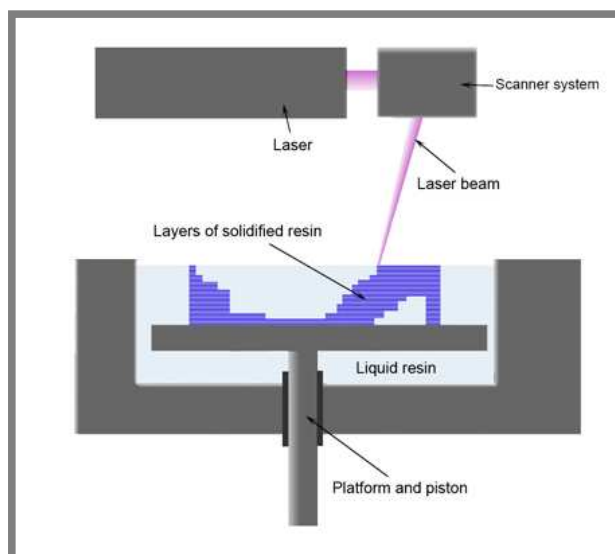
2.1.2

SLA byla patentována v roce 1986 firmou 3D Systems a za její vynálezce lze považovat Charlese W. Hulla a Raymonda S. Freeda. První komerční systém byl uveden na trh v roce 1988 (s tímto je spojeno 40 patentů platných v USA a 20 mezinárodních) a do České republiky se dostal první exemplář (konkrétně SLA 250) o deset let později [11][14].

Tato nejstarší metoda je založena na vytvrzování jednotlivých vrstev kapalné fotocitlivé polymerní matrice UV laserem. Celý proces probíhá v hermeticky uzavřené komoře. Přesně vedený laserový paprsek skrz poměrně složitou optickou soustavu vytvrzuje tekutý fotopolymer do požadovaného tvaru vrstvy. Po dokončení vrstvy dojde k jejímu zalití a tvorbě navazující vrstvy. Tloušťka vrstvy se pohybuje mezi 0,05mm až 0,15mm. Tímto způsobem se pokračuje, dokud není součást hotova. Principu SLA se využívá v mnoha různých obměnách a variacích, kupříkladu izraelská Objet Tempo [4] [6] [8] [11].

Model získaný touto metodou slouží většinou pouze jako prostředek pro výrobu formy či nástroje. Díky použitému materiálu (epoxidová pryskyřice) je možno na model aplikovat celou řadu povrchových dokončovacích operací (jemné broušení, pískování, leštění, atp.). Takto upravený model slouží k výrobě silikonové formy pro až několik desítek kusů dílů nebo k výrobě vstřikolisového nástroje [7] pro několik stovek až tisíců kusů plastových dílů (ABS, PA, POM). Po vytvoření modelu metodou SLA je nutné následné konečné (až mnohahodinové) dotvrzení pryskyřice v UV peci. Což s nutností hermeticky uzavřeného prostoru a malou tepelnou odolností u některých materiálů je největší nevýhodou této metody [4] [7] [8].

Výzkum a vývoj této technologie, prováděný především firmou 3D Systems, je zaměřen převážně na zlepšení mechanických vlastností používaných pryskyřic, na jejich snadnější výrobu a na zvýšení tepelné odolnosti. Další oblast vývoje je technologie Rapid Tooling, což je rychlá výroba nástrojů [11].



Obr. 4 Princip Stereolitografie [8]

2.1.3 2.1.3 Selective Laser Sintering

Metoda SLS (volně přeloženo jako selektivní laserové slinování) byla vynalezena v polovině osmdesátých let Dr. Carlem Deckardem na University of Texas Austin, pod patronací vládní agentury DARPA. Je to metoda schopná vytvořit model pomocí velmi přesného spékání práškových tavitelných materiálů, což umožňuje využití širokého spektra materiálů jako například: ocel, titan, různé slitiny a kompozity, nylon, polyamid, polyamid plněný skelným vláknem, zelený písek. V podstatě lze použít jakýkoli materiál ve formě prášku, který se působením tepla taví nebo měkne. SLS dokáže, v závislosti na materiálech, dosáhnout materiálových vlastností zhotovené součásti srovnatelných s konvenčními výrobními metodami [4][9].

Model vzniká po vrstvách tak, že ve stlačené vrstvě prášku vznikne tvar dané vrstvy modelů vykreslením pomocí laserového paprsku, který v místě působení prášek roztaví nebo zapeče. Po dokončení vrstvy je plošina, na které model vzniká, snížena o tloušťku jedné vrstvy. Poté je ze zásobníku nanесena další vrstva prášku, která je následně stlačena na úroveň horní hrany pracovního prostoru válcem a celý proces se opakuje. Nezpracovaný stlačený prášek přitom zastupuje roli podpůrné konstrukce. Po zhotovení součásti je, vzhledem ke schodovité struktuře, nutná povrchová úprava [4][9].

V rámci technologie SLS rozlišujeme na základě druhu použitého materiálu tyto metody[4]:

Laser Sintering – Plastic

U této metody je možno volit z několika druhů plastických materiálů, které svými vlastnostmi určují i způsob využití hotového modelu. Například při použití nylonu model dosáhne vynikající mechanické vlastnosti jako tvrdost, houževnatost atp., což umožňuje provést s modelem funkční zkoušky nebo testy lícování [4].

Laser Sintering – Foundry Sand

Jedná se o jednu z nejnovějších technologií RP, umožňující použitím upraveného slévárenského písku vytvořit klasickou pískovou formu pro lití, bez jakéhokoli dalšího mezikroku [4].

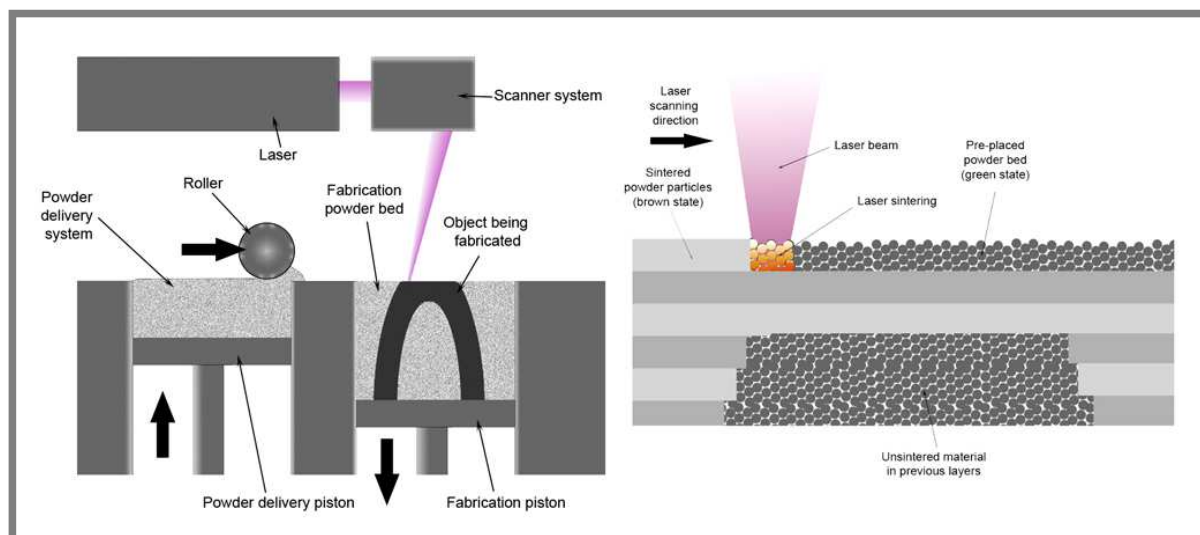
Laser Sintering – Ceramic

Výchozím materiálem je prášek slepovaný pomocí tekutého pojiva. Výsledkem je možnost výroby různých součástí z keramického prášku, případně formy a jádra pro technologii přesného lití [4].

Laser Sintering – Metal

Pomocí této metody lze vytvořit modely dosahující dostatečné mechanické odolnosti například k výrobě forem pro výrobu plastových součástek vstřikováním nebo lisováním [4].

Výzkum a vývoj je převážně zaměřen na rozvoj nových materiálů zpracovatelných SLS metodou. Pro lékařské účely je velmi zajímavý materiál calcium hydroxyapatite, který je velmi podobný materiálu lidské kosti [11].



Obr. 5 Princip Selective Laser Sintering [9]

2.1.4 Solid Ground Curing

2.1.4

Tato metoda se od předešlých liší především v tom, že vytváří jednotlivé vrstvy modelu najednou nikoli postupně. Byla vynalezena izraelskou firmou Cubital Ltd. v roce 1991. Materiál je v podstatě stejný jako u metody SLA, tedy tekutý opticky vytvrditelný polymer. Zde ale dochází k osvětlení přes negativní masku, většinou tvořenou skleněnou destičkou nesoucí tvar vytvářené vrstvy [4][11][12].

Proces vytváření probíhá ve dvou souběžně probíhajících cyklech. Po vytvoření negativní masky dojde k osvětlení fotopolymerní vrstvy. Neztuhlý fotopolymer je odsát a po něm vzniklý prostor vyplněn voskem. Následuje ofrézování povrchu vzniklé vrstvy na požadovanou tloušťku. Prostor je znovu zalit tenkou vrstvou fotopolymerní a začíná tvorba další vrstvy. Vosková výplň tvoří v dutinách podpůrnou konstrukci až do konce procesu, poté je pomocí kyseliny citrónové odstraněna [4][11][12].

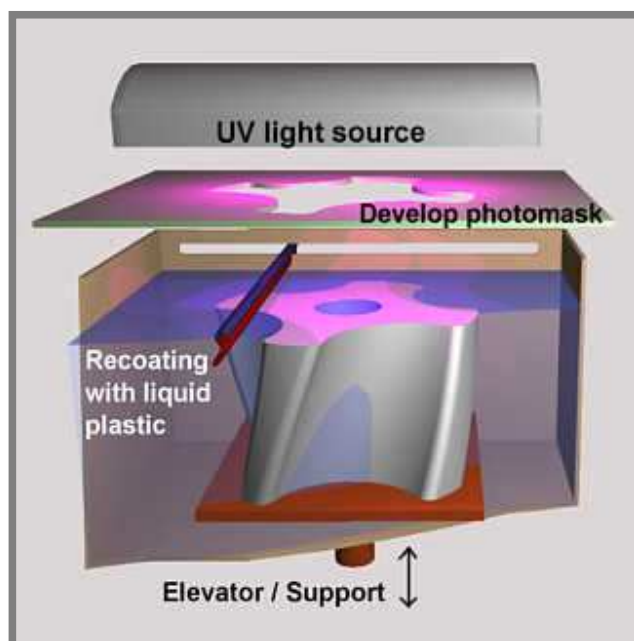
Hlavními výhodami této technologie jsou:

- parallel processing – souběžné zpracování a tvorba modelu po vrstvách je až 8x rychlejší s výrobními náklady až o 25÷50% nižšími než u konkurenčních metod
- self-supporting – samonosnost vznikající konstrukce, není třeba vytvářet podpůrnou konstrukci
- fault tolerance – odolný vůči chybám, jednotlivé vrstvy jsou smazatelné
- unique part properties – díly takto vzniklé jsou přesné, stabilní, pevné a obrobitelné [11]

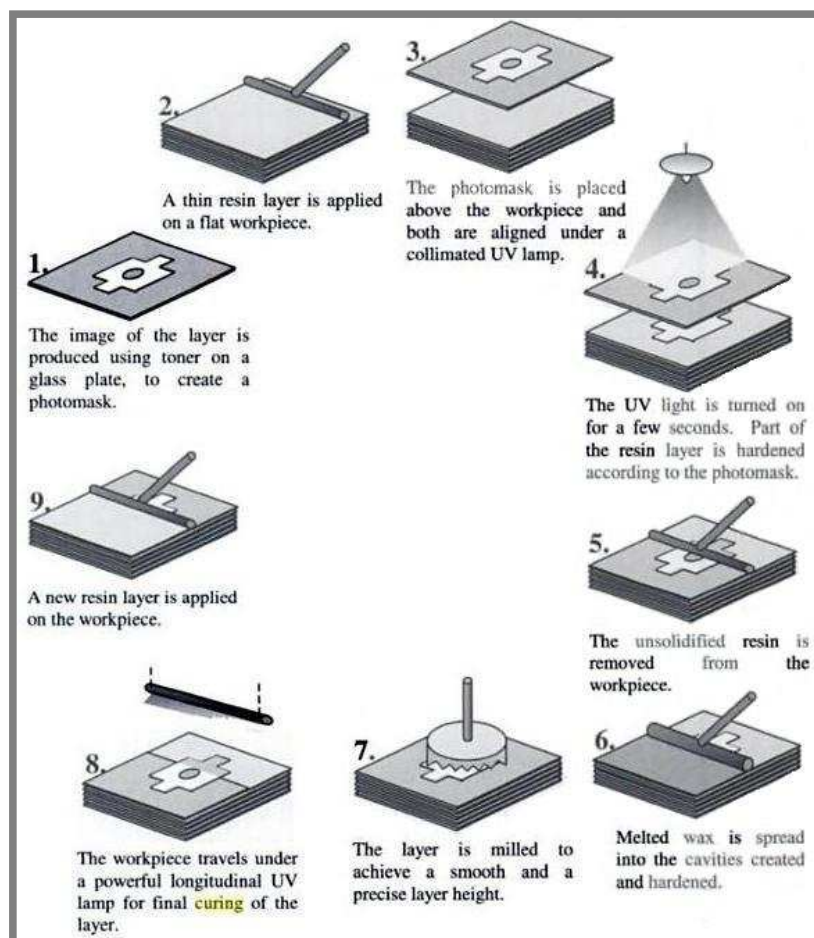
Hlavní nevýhody této technologie jsou:

- nutnost velkého stavebního prostoru oproti jiným systémům
- vosk ulpívá v rozích a štěrbinách a z tvarově složitých součástí je ho obtížné odstranit
- tvorba odpadního materiálu – hobliny
- hlučný provoz [11]

Výzkum a vývoj je zaměřen na rychlejší výrobu, hladší a přesnější provedení. Firma Cubital pracuje na vývoji rozšíření svého systému Solider, které umožní použití termosetů, termoplastů a kovových materiálů [11].



Obr. 6 Princip SGC #1 [13]



Obr. 7 Princip SGC #2 [11]

2.2 Oblasti v lékařství využívající RP

2.2

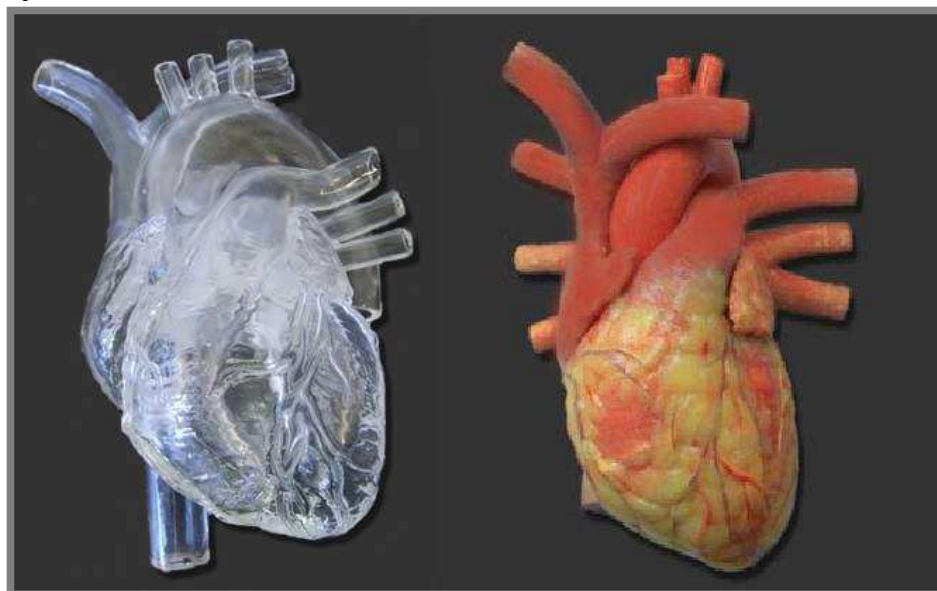
Souboru technologií RP se v současné medicíně nejvíce užívá k tvorbě implantátů, zhmotnění zájmových oblastí pro plánování a nacvik operačního zákroku nebo výrobu přesných modelů určených k přípravě mediků.

2.2.1

2.2.1 Kardiologie

V současnosti je soubor technologií RP v kardiologii/kardiochirurgii využíván především k tvorbě modelů pro výuku studentů nebo k nacvičování komplikovaných operačních postupů. Na tvorbu (nejen) těchto modelů se specializuje společnost Chamberlain Group [18].

Lidské srdce je naskenováno pomocí 3D scanneru, upraveno v CAD modeláři, následně je vytvořen model pomocí zařízení Z-Corp. Ten dále slouží k výrobě forem na odlévání silikonu. Touto cestou vzniklé finální modely disponují fyzickými a mechanickými vlastnostmi do vysoké míry odpovídající vlastnostem opravdových srdcí [17][18].

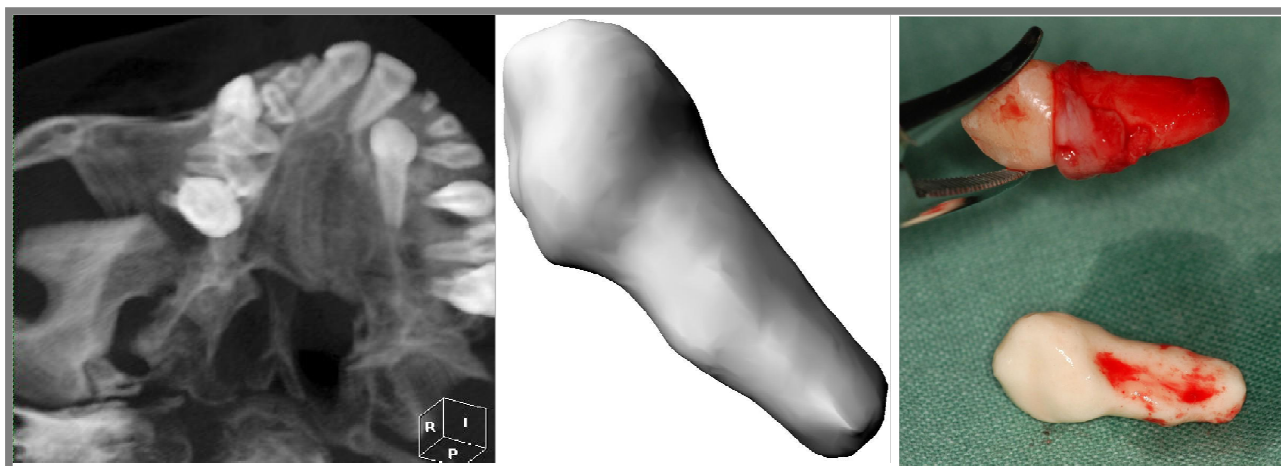


Obr. 8 Model srdce [18]

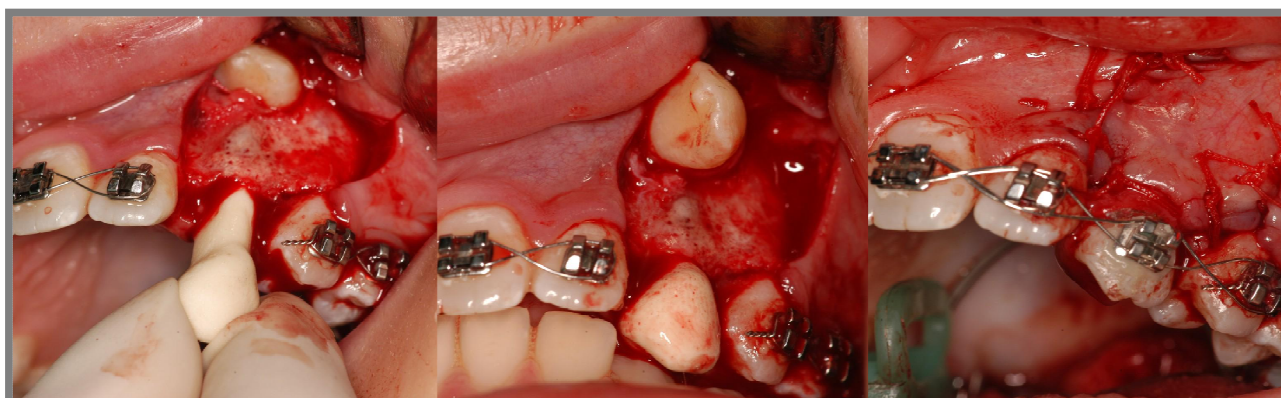
2.2.2 Stomatologie

V této oblasti medicíny se RP dostává ke slovu hlavně při autotransplantaci zubů. Tento komplikovaný úkon se provádí při vážných poruchách růstu zubů, kdy je zub například uložen příčně v čelisti (Obr.9). Tento zub je detailně nasnímán pomocí CT, pomocí RP vytvořena kopie (konkrétně metodou lepení vrstev sádrového kompozitu), která se použije při tvorbě nového lůžka. Lůžko je implantováno na správné místo v zubní oblouku, poté je zub chirurgicky vyjmut a okamžitě zasazen do lůžka. Rychlé zasazení zubu (do 15 vteřin) snižuje riziko poškození růstových buněk implantovaného zubu. Ke zdárnému průběhu operace a rychlému zhojení napomáhá i fakt, že nedochází k odírání kořene zubu při tvorbě lůžka, ale jen k jeho zasazení do již přesně zhotoveného. V České republice bylo k roku 2005 provedeno 10 zákroků metodou autotransplantace.[18][19][24].

2.2.2



Obr. 9 Příčné uložení zubu v čelisti, digitální model, fyzický model a skutečný zub [19]

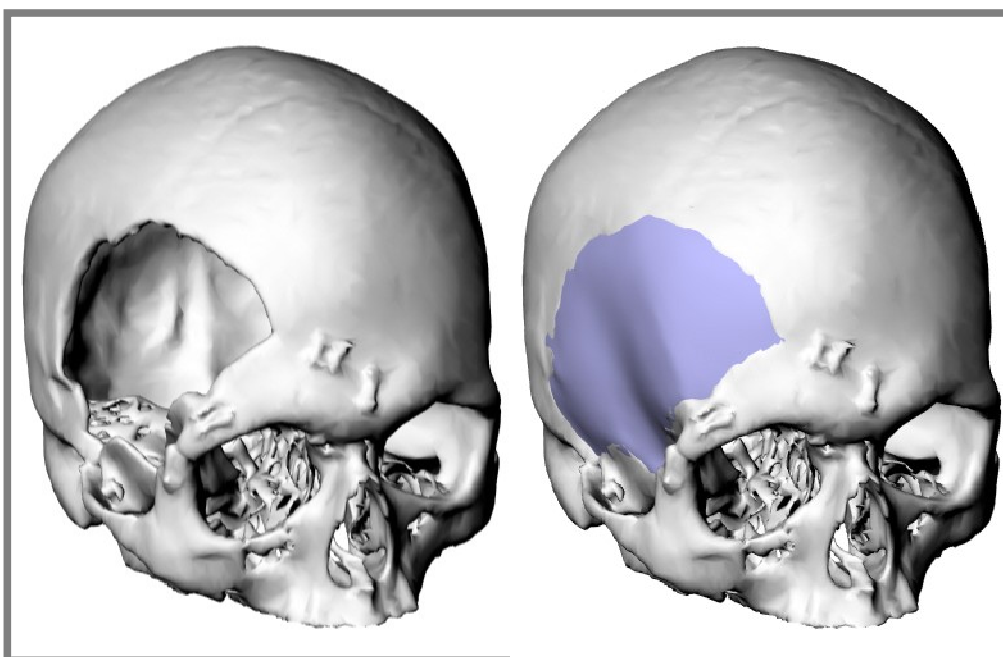


Obr. 10 Autotransplantace zubu na správné místo [19]

2.2.3

2.2.3. Plastická a estetická chirurgie

V plastické a estetické chirurgii se RP uplatňuje převážně při eliminování následků zranění, úrazů či vrozených defektů. Například náhrada chybějící části lebky.



Obr. 11 3D rekonstrukce defektu skeletu [21]

24. července 2001 se v Guatemale narodila siamská dvojčata, která měla společnou lebku. Dvojčata byla převezena do Los Angeles, kde se jich ujal tým neurochirurgů a plastických chirurgů z University of California Los Angeles Mattel Childrens' Hospital (UCLA). Pro extrémní náročnost operace bylo přistoupeno k tvorbě modelu za účelem důkladného naplánování a nácviku celého zákroku. Lékaři oslovili firmu Biomedical Modeling Inc. (BMI) z Bostonu, která měla jako jedna z mála společností zkušenosti s tvorbou modelů pomocí RP pro medicínské použití. První problém vznikl už při sbírání dat pomocí CT. Dvojčata nebylo možno v zařízení dát do takové polohy, aby bylo možno provést pouze jeden scan jejich hlav. Proto byly pořízeny tři scany z různých úhlů a spojeny do jednoho 3D modelu. Další problém vznikl při samotné tvorbě modelu. Lékaři vyžadovali model lebky včetně soustav žil a cév, které bylo potřeba také rozdělit. Firma BMI ovšem využívala převážně technologii SLA, která byla pro tento úkol nepoužitelná. Při tvorbě je potřeba podpor vznikající konstrukce, avšak při takto extrémně tvarově komplikované konstrukci by některé z podpor byly neodstranitelné. Byla proto kontaktována firma InterPro, která nedávno zakoupila RP technologii Objet Tempo od izraelské firmy Objet Geometries Ltd.. Tato RP technologie tvoří model vrstvu po vrstvě přesným tryskáním drobných kapek akrylátového fotopolymery. Jako materiál podpor však využívá jiný fotopolymer, který nikdy neztvrdne a nejvíce se podobá gelu. Tento fotopolymer lze odstranit pouhým proudem vody. Model byl rozdělen na tři díly. Dvě lebky a „mezikus“. Výroba každého dílu (velikost STL souboru okolo 80MB) trvala okolo 24 hodin. Při odstraňování podpor vznikl další problém. Některé cévy byly tak jemné, že by hrozilo jejich poničení použitím vodního proudu k odstranění podpor. Modely byly jeden po druhém ponořeny do horké vody, která napomáhala změkčit podpory, a pomocí lžičky a rukou byly podpory za maximální opatrnosti a za neustálé kontroly odstraněny. Tento úkon si vyžádal cca 8 hodin na každý díl. Lékařský tým byl modely nadšen. Operace trvala 22 hodin. Operace dopadla úspěšně a obě dívky přežily.

Operace tohoto typu doposud nikdy netrvala méně než 97 hodin. Tohoto zrychlení by nebylo možné bez technologie RP nikdy dosáhnout. Doktor Henry Kawamoto z týmů plastických chirurgů řekl (doslovná citace): „Nezáleží, jakou máme 3D grafiku, nic se nevyrovná tomu, když držíte model ve svých rukách“. [20]



Obr. 12 Dvojčata před a po zákroku [20]



Obr. 13 Detail modelu lebky [20]



Obr. 14 Modely lebek samotných a celku v rukách doktora Kawamoto [20]

2.2.4

2.2.4 Ortopedie

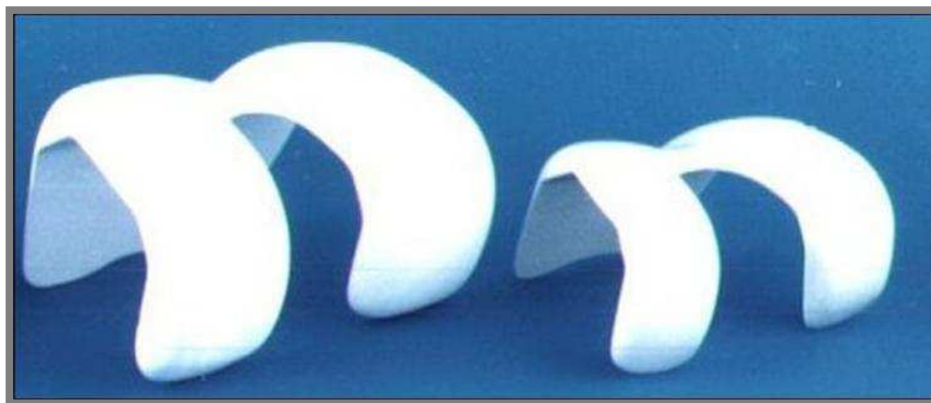
Ortopedie je obor zabývající se prevencí, diagnostikou a léčením vrozených nebo získaných vad a nemocí pohybového ústrojí. Využití souboru technologií RP lze nalézt při tvorbě modelů ať již pro tvarovou a funkční kontrolu, jako nástroj při tvorbě forem, pro edukační účely nebo ke zlepšení komunikace lékař-technik. Nejčastěji je RP nápomocný při návrhu a výrobě kloubních náhrad.

Kloubní náhrada se skládá z femorální a tibiální komponenty. Nejčastěji se využívá jako materiál částí kloubních náhrad titan, jeho slitiny, keramické materiály, nerez ocel, slitiny CoCrMo a extra hustý polyetylen (pro tvorbu pouzder vsazených např. do pánve). Styčné části bývají opatřeny karbonovým povrchem odolným vůči oděru. Části vsazené do kostí jsou buďto přichyceny tzv. kostním cementem, často s přísadou antibiotik, nebo je kovový porézní povrch opatřen vrstvou hydroxiapatitu, který je biokompatibilní a umožní, aby kov doslova zarostl do kosti. [22]

Dnes je již možná náhrada (ať totální či částečná) v podstatě jakéhokoli kloubu v lidském těle.

Jako příklad lze uvést vývoj nového typu kolenní náhrady, na kterém se podílel Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Strojní fakulty ČVUT v Praze, firma Norton-DIAS a Walker a 1. ortopedická klinika 1. Lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze [23].

Jako materiál budoucí femorální náhrady kolenního kloubu byla zvolena blíže nespecifikovaná biokeramika kvůli výhodným tribologickým vlastnostem. Pro tuto komponentu byla jako vhodná technologie výroby zvolena technologie CIP – cold isostatic pressing. Při této technologii je keramický polotovár v podobě prášku lisován vnějším přetlakem přes pryžovou formu. Takto vzniklý polotovár má již podobu finálního výrobku, ale je ještě nezpevněný. Zpevnění se provádí vypálením v peci, během kterého ovšem dojde ke smrštění až o 30%. Z důvodu tvarové složitosti však nebylo možné dostatečně přesně určit přírůstky na smrštění. Pomocí metody FDM byl vytvořen model pro výrobu formy pro technologii CIP a postupnými iteracemi byl nalezen jeho správný tvar. Kolenní náhrada byla úspěšně testována jak teoreticky tak experimentálně a od roku 1999 je v používání v klinické praxi [23].



Obr. 15 Smrštění keramiky po vypálení [23]



Obr. 16 Kolení kloubní protéza [22]

2.2.5 Vývoj lékařských nástrojů a pomůcek

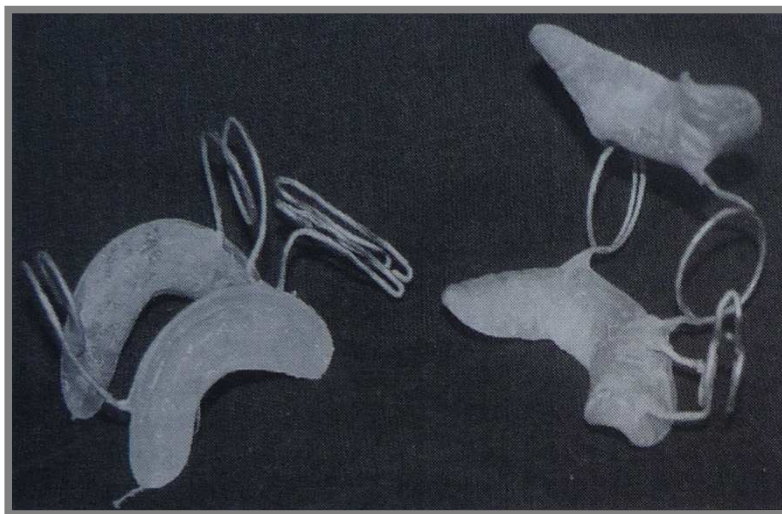
Rychlá tvorba prototypu v mnoha případech výrazně urychluje a zlevňuje celý proces tvorby finálního produktu, což usnadňuje rozšíření palety speciálních nástrojů a pomůcek pomáhajících při léčbě pacienta. Jako příklad využití souboru technologií RP při návrhu a výrobě takovýchto pomůcek lze uvést vývoj anesteziologického náustku, který proběhl v roce 2005 v Jihoafrické republice.

Anesteziologický náustek slouží k fixaci endotracheální trubice v ústech pacienta. Endotracheální trubice (ET trubice) se používá jako přívod vzduchu při umělé plicní ventilaci. Její nepřesné umístění nebo vychýlení během zákroku, by mělo fatální následky. Vznikl zde požadavek anesteziologů na novou pomůcku, která by zajistila bezpečnější a pohodlnější fixaci ET trubice, než jakou mohly poskytnout doposud používané pomůcky [27].

Cíle návrhu:

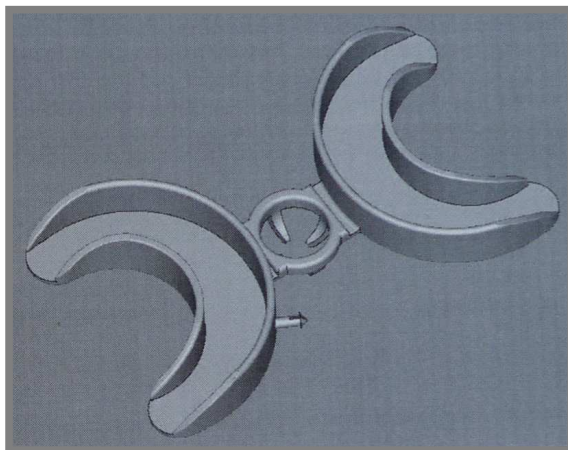
- pacientovo pohodlí: aby nedocházelo k tlaku na pacientovy dásně od náustku
- bezpečnější upevnění ET trubice
- konstrukční řešení vedoucí ke zjednodušení a zlevnění výrobního procesu náustku a tím mu poskytnout co největší konkurenceschopnost [27]

Pro znázornění své myšlenky anesteziolog sám zhotovit model. Trubice byla provlečena drátěným okem [27].



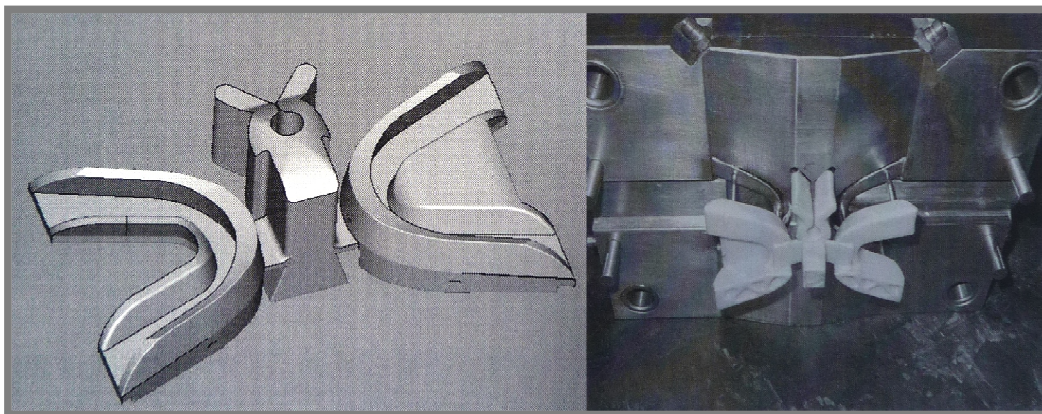
Obr. 17 Klientem vyrobený model [27]

Byl vytvořen virtuální návrh v CAD prostředí, který byl připomínkován anesteziologem. Po úpravách byl již vytvořen fyzický model metodou SLS. Model odhalil nepřipustný pohyb náustku v ústech a při pokusu náustek ohnout, došlo k jeho poškození. Padlo rozhodnutí vytvořit model metodou SLA a následně RTV formu pro výrobu gumového modelu [27].



Obr. 18 Gumový model náustku [27]

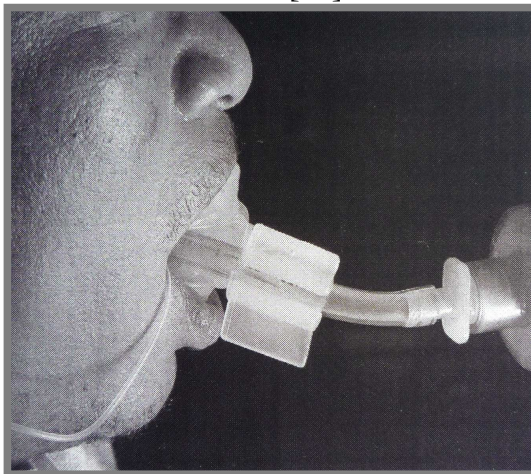
Na základně konzultací a připomínek odborníků byly provedeny změny vedoucí k finální podobě anesteziologického náustku. Došlo ke zpevnění středové části, přidání chrániče jazyka a celý aretační mechanismus ET trubice byl kompletně přepracován a posunut z centrální polohy na stranu [27].



Obr. 19 Finální model a hotový výrobek [27]

Celkem bylo vytvořeno 10 CAD návrhů (cena 2500 Randů/návrh), 6 SLA prototypů (cena 2500 Randů/prototyp), 6 forem pro vakuové lití (cena 820 Randů/forma), 26 odlitků součástí (cena 50 Randů/kus).

Celkové náklady na vývojovou část činily 46 220 Randů. Při dnešním kurzu okolo 2,4 Kč/Rand by to tedy bylo okolo 110 000 Kč. Samotná forma na vstřikování pro sériovou výrobu stála 45 000 Randů. [27]



Obr. 20 Anesteziologický náustek v ústech pacienta [27]

2.3 Získávání dat a tvorba modelu v lékařství

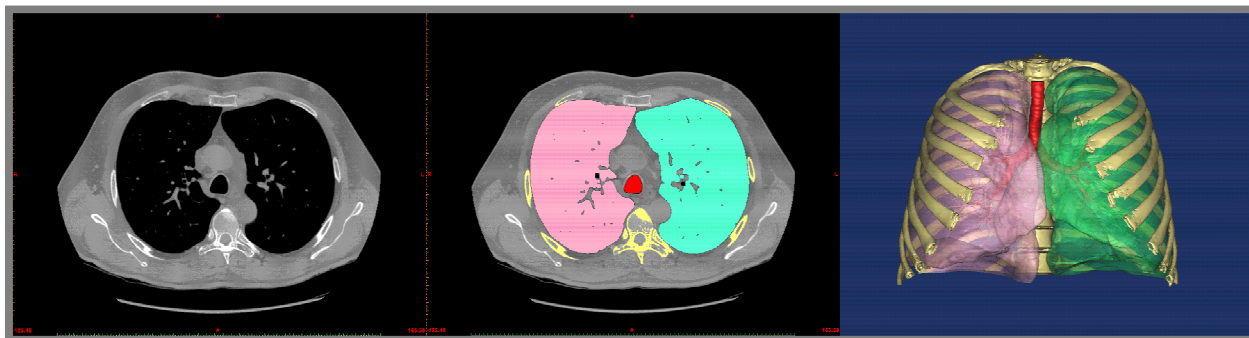
Aby bylo možno vytvořit modely tkání či dutin, je nezbytně nutné znát pokud možno co nejpřesněji, jejich kompletní geometrii. K jejímu získání se v medicíně nejčastěji používají data z vyšetření na CT, MR, RTG, ultrazvuku a mamografu, tedy diagnostických metod vyhodnocujících změny v hustotě tkání. Výstupem z těchto vyšetření jsou série prostorově navazujících 2D snímků, které je možno distribuovat ve standardním komunikačním a datovém formátu DICOM 3.0 (Digital Imaging and Communications in Medicine). Tento formát je podporován většinou výrobců výše zmíněných diagnostických přístrojů. Jeho kompletní specifikace jsou veřejně přístupné, lze ho tedy bez větších potíží dále zpracovávat v digitální podobě. Formát DICOM 3.0 zachovává 100% kvalitu dat, nedochází tedy ke zkreslení vlivem komprese [25].

Objekt tedy již máme v digitálním světě. Nyní je potřeba rozlišit jednotlivé tkáně. Děje se tak pomocí segmentace tkání, která pracuje na principu převedení počáteční strukturální informace vstupních CT/MR dat na informaci o objektech (tkáních), které jsou v nich zachyceny. Segmentací tkání tedy rozumíme vyhledávání částí obrazu, které mají společné nebo velmi blízké vlastnosti, kupříkladu fyzikální hodnotu či texturu. Lze ji rozdělit na:

- 1-Segmentaci manuální: Vhodná pro malé množství snímků (do 100), nebo pro lokální korekci výsledků segmentace automatické. Pracuje se řez po řezu.
- 2-Segmentaci automatickou: Vhodná pro zpracování většího množství snímků (nad 100). Segmentuje se na základě hodnoty obrazových bodů a na rozlišení hranice mezi nimi.

Vlastnosti segmentace lze dále vylepšovat například aplikací fuzzy logiky, generických algoritmů nebo neuronových sítí [25].

Po segmentaci lze již jednotlivé snímky spojit do jednoho 3D modelu a převést do formátu pro CAD/CAM software nebo přímo do formátu STL. Data v STL formátu jsou zpracována speciálním softwarem určeným k danému systému RP. Tento software rozloží geometrii tělesa na jednotlivé příčné řezy definované výšky a odešle do výrobního zařízení pro RP, kde je součástka zhotovena. Tyto speciální softwary nabízejí celou škálu pomocných funkcí, kupříkladu úpravu výsledného měřítka součásti, simulace průběhu výroby součástky nebo návržení podpůrné konstrukce nezbytné k fixaci součástky v průběhu tvorby atp. [4][25][26].



Obr. 21 CT/MR snímek, segmentace, složený 3D model [26]

2.4 Přínos RP v lékařství

2.4

Možnost digitalizace lidských tkání pomocí diagnostických přístrojů CT/MR a jejich následná softwarová zpracovatelnost dává souboru technologií RP široké pole uplatnění, ve všech fázích léčby pacienta.

Ke zpřesnění diagnózy lékaře je možno použít přesných fyzických modelů postižených oblastí, ať se jedná o tkáň, dutiny či orgány a pomoci tak lékaři rozhodnout se v dalším postupu, či rozpoznat chybu v prvotní diagnóze.

Stejně tak lze fyzických modelů využít při plánování průběhu složitých operací, či dokonce operace nacvičit „nanečisto“. Jsou případy, kdy by bez takovýchto modelů a nácviků byla operace v podstatě neproveditelná nebo by bylo zvýšeno riziko do takové míry, že by lékaři od provedení operace raději upustili. Tato rozhodnutí by v mnoha případech měla za následek zbytečnou smrt, či trvalé zhoršení kvality života pacienta.

Rychlá výroba prototypů je taktéž velmi nápomocná při výrobě nástrojů a pomůcek usnadňujících samotný průběh operace. Jak již bylo zmíněno, použití RP ulehčí cestu k novému nástroji či pomůcce hlavně tím, že značně urychlí iterační proces vzniku takového výrobku, čímž ho i zlevní.

Největší uplatnění však leží ve výrobním procesu, či přímo výrobě, protetik, umělých kloubů. Lidé si jsou velmi podobní, ale nejsou stejní. Rozdíly ve velikostech a tvarech jsou natolik signifikantní, že nelze vytvořit například jeden univerzální kloub vhodný pro všechny. Zde nastupují tzv. implantáty na míru, zhotovené přímo dle potřeb a proporcí jednotlivého pacienta. V tomto oboru jsou techniky RP jen obtížně zastupitelné, ne-li nenahraditelné.

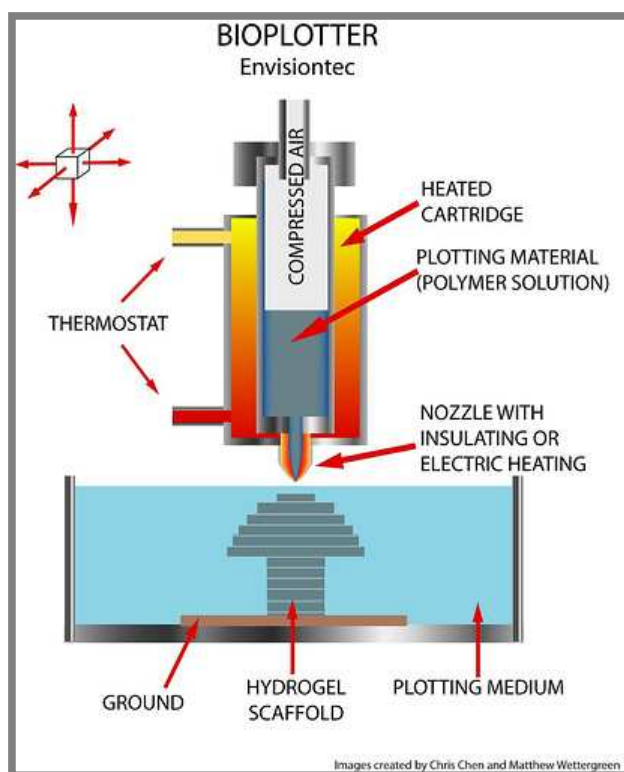
Výhody využívání souboru technologií RP se projeví taktéž v nákladech na vývoj a výrobu. Iterační vývoj je značně urychlen možností zhotovení modelu v kterémkoli stádiu návrhu. Díky RP odpadá nutnost výroby drahých a dále nevyužitelných prototypů konvečními metodami.

Zapojení technologie rychlé výroby prototypů je jednoznačně pro medicínu prospěšné a pomáhá dále posouvat hranice tohoto nanejvýš důležitého oboru.

3 BUDOUCÍ VÝVOJ

Technologie rychlé výroby prototypů zdaleka nevyčerpala svůj potenciál. Současný výzkum je zaměřen na vyvinutí metod, pomocí kterých by bylo možné co nejpřesněji umístit co nejmenší částčku takového materiálu, který by po dokončení modelu měl mechanické vlastnosti srovnatelné s materiály součástí vyráběnými současnými konvenčními metodami. Nebude dlouho trvat a odpadnou materiálové limity a nebude potřeba následných povrchových dokončovacích operací. Budou se vyrábět už přímo součásti vhodné k přímé aplikaci, nikoli jen jejich modely.

V lékařství budou tyto změny nepochybně doprovázeny vývojem biokompatibilních materiálů, které umožní přímou implantaci do živé tkáně. Již se také pracuje na metodách umožňujících přímou tvorbu funkčních orgánů. Za tímto výzkumem stojí biofyzik Gabor Forgacs z University of Missouri. Stavební hmotu by představovalo velké množství různých typů buněk, z kterých by se poskládala požadovaná tkáň či orgán. Jako pojivo by sloužil gel a tekutina s chomáčky volných buněk. Podle Forgacsova mínění by bylo možné vytvářet přímé náhrady i složitých orgánů, jako jsou například srdce či ledviny. Další zajímavou technologií umožňující zpracovávat biologický materiál je technologie bioplotru. Ta byla vynalezena ve výzkumném středisku Freiburg. Princip je založen na vrstvení materiálů po velmi malých dávkách. Vrstvení probíhá v kapalině, která udržuje vztlak zabraňující zhroucení vznikající konstrukce. Dávkování je prováděno jehlou o průměru 80 mikronů, která klade nanášený materiál na základnu ponořenou do vyplňující kapaliny (plotting medium). Tuto kapalinu je možno opatřit aditivami podporujícími požadované vlastnosti výrobku. Prostřednictvím této kapaliny lze přidat i živé buňky do výrobku [28][29][30].



Obr. 22 Bioplotr [29]

4 ZÁVĚR

Předkládaná zpráva obsahuje přehled základních technologií RP, princip jejich funkce, současný stav jejich využívání v medicíně, konkrétní příklady jejich aplikace a nástin směru jejich budoucího vývoje.

V současnosti je pravděpodobně největším nedostatkem malá informovanost lékařů o možnostech souboru technologií RP. Tyto technologie jsou zatím využívány pouze několika specialisty, případně se k jejich použití přistoupilo z důvodu jejich nezastupitelnosti v konkrétních případech. A přitom je již dnes v našich možnostech vyrobit 3D model kupříkladu srdce postiženého vrozenou vadou, s jehož pomocí mohou lékaři naplánovat postup operace, ověřit si její proveditelnost a případně si operaci vyzkoušet nanečisto. V mnoha případech by model mohl nahradit operace či invazivní vyšetření pacienta, které by jinak bylo nezbytně nutné provést k určení správné diagnózy. V tomto ohledu má Česká republika stále značný handicap oproti zahraničí. Avšak jako důkaz zlepšování této mrzuté situace, lze uvést spolupráci mezi Přemyslem Krškou z Fakulty Informačních Technologií VUT v Brně a Fakultní nemocnicí u sv. Anny též v Brně (například v oblasti stomatologie, viz. strana 20).

Klíč k pokroku dle mého názoru leží v propojení silné vědecké základny s dobře fungujícími firmami a lékařskými odděleními schopnými efektivně aplikovat výstupy z výzkumu. Do budoucna má propojení medicíny s technologiemi RP velký potenciál, kupříkladu „tisk“ tkání a orgánů, či velmi perspektivní technologie bioplotru. Dotažení těchto a jim podobných technologií do stádia běžného užívání bude mít převratný vliv na úroveň poskytované lékařské péče a velmi pozitivně tak ovlivní kvalitu a délku života budoucích generací.

5 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] 3D SYSTEMS [online], dostupné z URL:
< <http://www.3dsystems.com/company/index.asp> > [cit.26.3.2009]
- [2] POKORNÝ, P.. *Rapid prototyping* [online], dostupné z URL:
< http://www.kvs.tul.cz/download/obor/rp2_skripta1.pdf > [cit.28.3.2009]
- [3] NAVRÁTIL, R.. *Princip Reverse Engineeringu* [online], dostupné z URL:
< <http://robo.hyperlink.cz/re-praxe/main03.html> > [cit.28.3.2009]
- [4] NAVRÁTIL, R.. *Digitální model* [online], dostupné z URL:
< <http://robo.hyperlink.cz/rapid/index.html> > [cit.28.3.2009]
- [5] KOLEKTIV L.P. 2000. *Rapid prototyping* [online], dostupné z URL:
< <http://mechanika.fsid.cvut.cz/old/ustav/experiment/rapid.html> >
[cit.28.3.2009]
- [6] 5M, s.r.o. – Prospekt
<http://www.5m.cz/userfiles/file/Pryskyřice%20pro%20stereolitografii.pdf>
- [7] MM PRŮMYSLOVÉ SPEKTRUM. *Aplikace technologií rapid prototyping*
[online], dostupné z URL:
<<http://www.mmspektrum.com/clanek/aplikace-technologie-rapid-prototyping> >
[cit.28.3.2009]
- [8] WIKIPEDIE. *Stereolithography* [online], dostupné z URL:
< <http://en.wikipedia.org/wiki/Stereolithography> > [cit.1.4.2009]
- [9] WIKIPEDIE. *Selective laser sintering* [online], dostupné z URL:
< http://en.wikipedia.org/wiki/Selective_laser_sintering > [cit.1.4.2009]
- [10] CYBER F/X. *Maquette & Fine Art Scanning* [online], dostupné z URL:
< http://www.cyberfx.com/maquette_scan.htm > [cit.3.4.2009]
- [11] CHUA, C. K., LEONG, K. F., & LIM, C. S. [2003]. *Rapid prototyping: principles and applications*. Rivewr Edge, N.J., World Scientific.
- [12] MM PRŮMYSLOVÉ SPEKTRUM. *Nekonvenční metody obrábění 10. díl*
[online], dostupné z URL:
<<http://www.mmspektrum.com/clanek/nekonvencni-metody-obrabeni-10-dil> >
[cit.4.4.2009]
- [13] DESIGN INSITE, [online], dostupné z URL
< <http://www.designinsite.dk/htmsider/pb0056.htm> > [cit.4.4.2009]
- [14] MM PRŮMYSLOVÉ SPEKTRUM. *Praktické využití metod Rapid Prototypingu* [online], dostupné z URL:
<<http://www.mmspektrum.com/clanek/prakticke-vyuziti-metod-rapid-prototypingu> > [cit.10.4.2009]
- [15] ROUPEC, J. *Zařízení pro vakuové lití do silikonových forem*. Brno: VUT, FSI, 2006. 107 s. Vedoucí diplomové práce Ing. David Paloušek.
- [16] DRÁPELA, M.. *Modul rapid prototyping* [online], dostupné z URL:
< <http://www.vu.vutbr.cz/digidesign/Moduly/Rapid%20Prototyping%20-%20Ing.%20Milosvav%20Drápela.pdf> > [cit.13.4.2009]
- [17] HUGHES,T. J. R.,NUGEN, F.. *Patient-Specific Mathematical Models of the Heart for Simulation-Based Medical Planning* [online], dostupné z URL:
<<http://www.ices.utexas.edu/research/reports/2005/0526.pdf> > [cit.14.4.2009]
- [18] THE CHAMBERLAIN GROUP [online], dostupné z URL:
<<http://www.thecgroup.com>> [cit. 14.4.2009]

- [19] KRŠEK, P., KRUPKA, P., *Počítačová podpora 3D medicíny* [online], dostupné z URL: < <http://www.cesnet.cz/akce/20051107/pr/krsek.pdf> > [cit. 14.4.2009]
- [20] TURKCADCAM.NET [online], dostupné u URL: < <http://www.turkcadcam.net/rapor/otoinsa/uyg-medikal-conjoined-twins.html> > [cit. 15.4. 2009]
- [21] 3DIM-LABORATORY, *Tvorba 3D modelů tkání na základě CT/MR dat* [online], dostupné z URL: <<http://www.3dim-laboratory.cz/cs/products.html>> [cit. 15.4.2009]
- [22] LÉKAŘI-ONLINE.CZ [online], Endoprotézy – kloubní náhrady, dostupné z URL: < <http://www.lekari-online.cz/ortopedie/novinky/endoprotezy-nahrady> > [cit. 15.4.2009]
- [23] RŮŽIČKA, P., DONÁT, A., *Technologie FDM a její aplikace v biomechanice* [online], dostupné z URL: <<http://www.lekari-online.cz/ortopedie/novinky/endoprotezy-nahrady>> [cit. 15.4.2009]
- [24] VANÝSKOVÁ, J., *3D modely lidských tkání lékařům umožňují zlepšit ošetření pacientů* [online], dostupné z URL: <<http://www.projektmedved.eu/stredisko/node/60>> [cit. 4.5.2009]
- [25] KRŠEK, P., *Problematika 3D modelování tkání z medicínských obrazových dat* [online], dostupné z URL: <http://www.fit.vutbr.cz/~krsek/publications/neurologi_pro_praxi_0305_krsek_draft.pdf> [cit. 4.5.2009]
- [26] WIKIPEDIE. *MIMICS* [online], dostupné z URL: < <http://en.wikipedia.org/wiki/Mimics> > [cit.4.5.2009]
- [27] Booyesen, G.J., Barnard, L.J., Truscott, M., de Beer, D.J., *Anaesthetic mouthpiece development through QFD and customer interaction with functional prototypes*, RP Journal 12 (2006), Emerald Publishing, ISSN: 13552456, s. 189-197
- [28] VTM SCIENCE. *Miláčku, vytiskl jsem novou televizi*, Ročník 63/Duben 2009, s. 60-62
- [29] CHEN, Ch., WETTERGREEN, M., *Bioplotter Envisiontec* [online], dostupné z URL: <http://www.flickr.com/photos/organ_printer/878475812/sizes/o/> [cit. 6.5.2009]
- [30] BOURELL, D.L., BEAMAN, J.J., *Methodologies and Processes* [online], dostupné z URL: < <http://www.wtec.org/additive/report/02-Methodologies.pdf> > [cit. 6.5.2009]
- [31] CHLUPÁČ, M., *Náhradní díly pro člověka* [online], dostupné z URL: <<http://www.ceskatelevize.cz/program/port/238-nahradni-dily-pro-cloveka/video/>> [cit. 7.5.2009]

5.1 Seznam použitých zkratek a symbolů

<i>2D</i>	-	Dvourozměrný	
<i>3D</i>	-	Trojrozměrný	
<i>ABS</i>	-	Akrylonitril-Butadien-Styren	Technický plast
<i>BASS</i>	-	Break Away System Support	Technologie RP
<i>BMI</i>	-	Biomedical Modeling Inc.	Bostonská firma
<i>CAD</i>	-	Computer Aided Design	Počítačem podporované navrhování
<i>CAM</i>	-	Computer Aided Manufacturing	Počítačem podporovaná výroba
<i>CIP</i>	-	Cold Isostatic Pressing	Izostatické lisování za studena
<i>CT</i>	-	Computed Tomography	Počítačová tomografie
<i>ČVUT</i>	-	České Vysoké Učení Technické	
<i>DARPA</i>	-	Defense Advanced Research Projects Agency	Americká vládní agentura
<i>DICOM</i>	-	Digital Imaging and Communications in Medicine	Standartní formát umožňující přenos a zprávu obrazových informací
<i>ET</i>	-	Endotracheální	Zavádějící se do průdušnice
<i>FDM</i>	-	Fused Deposition Modeling	Modelování kladením taveniny
<i>MR</i>	-	Magnetic resonation	Magnetická resonance
<i>PA</i>	-	Polyamid	Technický plast
<i>POM</i>	-	Pivaloyloxymethyl	Technický plast
<i>RE</i>	-	Reverse Engeneering	Zpětné inženýrství
<i>RP</i>	-	Rapid Prototyping	Rychlá výroba prototypů
<i>RTG</i>	-	Rentgen	
<i>RTV</i>	-	Room Temperature Vulcanizing	Metoda výroby forem
<i>SGC</i>	-	Solid Ground Curing	Prostorové vytvrzování
<i>SLA</i>	-	Stereolitografy	Stereolitografie
<i>SLS</i>	-	Selective Laser Sintering	Přesné laserové slinování
<i>STL</i>	-	Standart Triangulation Language	Standardní přenosový formát
<i>UCLA</i>	-	Univerzity of California Los Angeles	Kalifornská univerzita
<i>UV</i>	-	Ultra Violet	Ultra fialové spektrum, světlo
<i>VUT</i>	-	Vysoké Učení Technické	

5.2 Seznam obrázků

5.2

Obr. 1 Vývoj náročnosti projektu [2] [11]	13
Obr. 2 Obecný princip funkce [10]	14
Obr. 3 Princip FDM [16]	15
Obr. 4 Princip Stereolitografie [8]	16
Obr. 5 Princip Selective Laser Sintering [9]	18
Obr. 6 Princip SGC #1 [13]	19
Obr. 7 Princip SGC #2 [11]	19
Obr. 8 Model srdce [18]	20
Obr. 9 Příčné uložení zubu v čelisti, digitální model, fyzický model a skutečný zub [19]	21
Obr. 10 Autotransplantace zubu na správné místo [19]	21
Obr. 11 3D rekonstrukce defektu skeletu [21]	21
Obr. 12 Dvojčata před a po zákroku [20]	22
Obr. 13 Detail modelu lebky [20]	23
Obr. 14 Modely lebek samotných a celku v rukách doktora Kawamoto [20]	23
Obr. 15 Smrštění keramiky po vypálení [23]	24
Obr. 16 Kolení kloubní protéza [22]	24
Obr. 17 Klientem vyrobený model [27]	25
Obr. 18 Gumový model náustku [27]	26
Obr. 19 Finální model a hotový výrobek [27]	26
Obr. 20 Anesteziologický náustek v ústech pacienta [27]	26
Obr. 21 CT/MR snímek, segmentace, složený 3D model [26]	27
Obr. 22 Bioplotr [29]	29