

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA STROJNÍ

Studijní program: B2301 Strojní inženýrství

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Akademický rok 2011/2012

Luboš VOKŘÁL

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA STROJNÍ

Studijní program: B 2301 Strojní inženýrství
Studijní zaměření: Strojírenská technologie-technologie obrábění

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Technologie obrábění ve zdravotnictví

Autor: **Luboš VOKŘÁL**
Vedoucí práce: **Ing. Zdeněk JANDA, Ph.D.**

Akademický rok 2011/2012

Prohlášení o autorství

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci, zpracovanou na závěr studia na Fakultě strojní Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu, který je součástí této bakalářské/diplomové práce.

V Plzni dne:

.....
podpis autora

Autorská práva

Podle Zákona o právu autorském, č.35/1965 Sb. (175/1996 Sb. ČR) § 17 a Zákona o vysokých školách č. 111/1998 Sb. je využití a společenské uplatnění výsledků bakalářské práce, včetně uváděných vědeckých a výrobně-technických poznatků nebo jakékoliv nakládání s nimi možné pouze na základě autorské smlouvy za souhlasu autora a Fakulty strojní Západočeské univerzity v Plzni.

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval zejména vedoucímu bakalářské práce Ing. Zdeňkovi Jandovi, Ph.D. za cenné rady, poskytnuté materiály a vždy ochotnou pomoc. Dále bych rád poděkoval své rodině za veškerou podporu a všem lidem, kteří mi jakkoliv pomáhali.

ANOTAČNÍ LIST BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

AUTOR	Příjmení Vokřál	Jméno Luboš		
STUDIJNÍ OBOR	Strojírenská technologie- technologie obrábění			
VEDOUCÍ PRÁCE	Příjmení (včetně titulů) Ing. Janda, Ph.D.	Jméno Zdeněk		
PRACOVIŠTĚ	ZČU - FST - KTO			
DRUH PRÁCE	DIPLOMOVÁ	BAKALÁŘSKÁ	Nehodící se škrtněte	
NÁZEV PRÁCE	Technologie obrábění ve zdravotnictví			

FAKULTA	strojní	KATEDRA	KTO	ROK ODEVZD.	2012
----------------	---------	----------------	-----	------------------------	------

POČET STRAN (A4 a ekvivalentů A4)

CELKEM	54	TEXTOVÁ ČÁST	54	GRAFICKÁ ČÁST	
---------------	----	---------------------	----	--------------------------	--

<p style="text-align: center;">STRUČNÝ POPIS (MAX 10 ŘÁDEK)</p> <p>ZAMĚŘENÍ, TÉMA, CÍL POZNATKY A PŘÍNOSY</p>	<p>Hlavním cílem této bakalářské práce je vytvořit přehled technologií obrábění, konstrukčních materiálů, nástrojových materiálů, které se používají k výrobě biokompatibilních implantátů ve zdravotnickém průmyslu. Práce je zaměřena na výrobu zdravotnických implantátů, jejichž často velmi složité tvary musí být vyrobeny s maximální přesností</p>
<p style="text-align: center;">KLÍČOVÁ SLOVA</p>	<p>Zdravotnický průmysl, implantáty, konstrukční materiály, nástrojové materiály, stroje, technologie obrábění</p>

SUMMARY OF BACHELOR SHEET

AUTHOR	Surname Vokřál	Name Luboš	
FIELD OF STUDY	Manufacturing processes - technology of metal cutting		
SUPERVISOR	Surname (Inclusive of Degrees) Ing. Janda, Ph.D.	Name Zdeněk	
INSTITUTION	ZČU - FST - KTO		
TYPE OF WORK	DIPLOMA	BACHELOR	Delete when not applicable
TITLE OF THE WORK	Machining technology in Medical Industry		

FACULTY	Mechanical Engineering	DEPARTMENT	Machining Technology	SUBMITTED IN	2012
----------------	------------------------	-------------------	----------------------	---------------------	------

NUMBER OF PAGES (A4 and eq. A4)

TOTALLY	54	TEXT PART	54	GRAPHICAL PART	
----------------	----	------------------	----	-----------------------	--

BRIEF DESCRIPTION TOPIC, GOAL, RESULTS AND CONTRIBUTIONS	The main purpose of this Bachelor work is to create an overview of machining technologies, construction materials, tool materials, which are used for making biocompatible implants in medical industry. The work is focused on the production of medical implants, which are often with very complex shapes and must be manufactured with maximum precision
KEY WORDS	Medical industry, implants, construction materials, tool materials, machines, machining technology

Obsah

1.	Úvod.....	2
1.1	Použité značky a jednotky	2
1.2	Použité zkratky a jejich význam	3
1.3	Lidské tělo a jeho možnosti využití umělých implantátů	4
2.	Používání a problematika konstrukce kloubních náhrad.....	6
2.1	Příčiny potřeby umělých kloubních náhrad.....	6
3.	Konstrukční materiály ve zdravotnictví	6
3.1	Druhy materiálu v závislosti na typu implantátu	6
3.1.1	Kovové materiály	7
3.1.2	Nekovové materiály	11
3.1.3	Kompozitní materiály.....	14
4.	Obrábění ve zdravotnictví – technologie, nástroje, stroje	15
4.1	Matematický a technologický rozbor problému	16
4.2	Použité technologie.....	19
4.2.1	Technologie na výrobu závitů	20
4.3	Použité nástroje.....	21
4.3.1	Nástroje pro soustružení k výrobě kloubních implantátů.....	24
4.3.2	Nástroje pro frézování k výrobě kloubních implantátů.....	31
4.3.3	Nástroje pro výrobu stomatologických náhrad	32
4.4	Použité stroje pro výrobu náhrad a implantátů	34
4.4.1	Obráběcí centrum Yamazaki Mazak Integrex i150.....	34
4.4.2	Obráběcí centrum Sugino XION-II-5AX.....	37
4.4.3	Obráběcí centrum Ultrasonic 10	38
5	Další směry vývoje materiálů ve zdravotnictví a jejich obrábění	40
5.1	Biokompatibilní materiály	40
5.1.1	Materiály pro kloubní implantáty.....	40
5.1.2	Materiály pro páteřní implantáty.....	40
5.1.3	Materiály pro zubní implantáty	41
5.2	Obrábění kompozitních materiálů	43
5.2.1	Specifika kompozitních materiálů.....	43
5.2.2	Volba materiálů řezných nástrojů	44
6	Závěr.....	46
7	Seznam použité literatury	47
	Přílohy k bakalářské práci	50

1. Úvod

1.1 Použité značky a jednotky

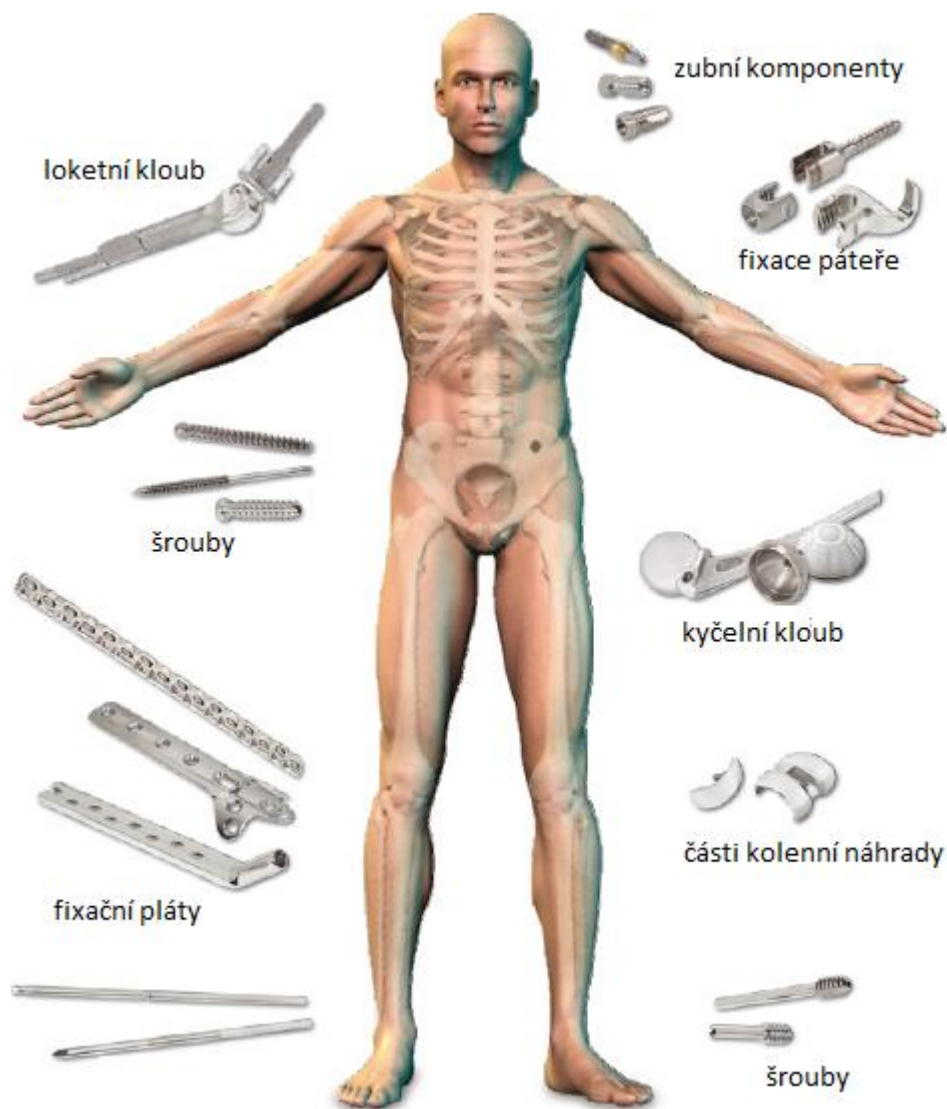
značka	jednotka	význam
a_p	[mm]	hloubka řezu
a_{pmin}	[mm]	Minimální hloubka řezu
a_{pmax}	[mm]	maximální hloubka řezu
d	[mm]	průměr
f_n	[mm/ot]	posuv na otáčku
f_z	[mm/zub]	posuv na zub
f_{min}	[mm/ot]	minimální posuv na otáčku
f_{max}	[mm/ot]	maximální posuv na otáčku
h	[mm]	výška
l	[mm]	délka
n	[ot./min]	otáčky
r_ϵ	[mm]	poloměr špičky rezného nástroje
s	[mm]	šířka
t	[s]	čas
t	[°C]	teplota
v_f	[mm/min]	rychlost posuvu
A	[%]	tažnost
A_r	[kg]	relativní atomová hmotnost
E	[MPa]	modul pružnosti v tahu
K_{lc}	[MPa/m ²]	lomová houževnatost
R_m	[MPa]	mez pevnost v tahu
$R_p 0,2$	[MPa]	mez kluzu v tahu
S	[m ²]	plocha
α	[K ⁻¹]	teplotní roztažnost
σ	[MPa]	napětí při namáhání v tahu
σ_o	[MPa]	pevnost v ohybu
ρ	[g/cm ³]	hustota

1.2 Použité zkratky a jejich význam

Al	Hliník
C	Uhlík
Co	Kobalt
Cr	Chrom
CT	Výpočetní tomografie (Computed tomography)
Cu	Měď
CVD	Chemical Vapour Deposition - chemické nanášení povlaku
DLC	Diamond Like Carbon – funkční tenká vrstva
EP	Endoprotéza
Fe	železo
KBN	Kubický nitrid boru
Mn	Mangan
Mo	Molybden
Ni	Nikl
NO	Nástrojové oceli
PE	Polyetylen
PEEK	Polyetheretherketon
PET	Polyetylentereftalát (polyester)
PKD	Polykrystalický diamant
PMMA	Polymethylmetakrylát
PTFE	Polytetrafluoretylen
PVD	Physical Vapour Deposition – fyzikální nanášení povlaku
Si	Křemík
SK	Slinutý karbid
TEP	Totální endoprotéza (úplná náhrada kloubu)
Ti	Titan
UHMW PE	polyetylen vyráběný při nízkém tlaku
UVMPE	ultravysokomolekulární polyetylen
V	Vanad
VBD	Vyměnitelné břitové destičky

1.3 Lidské tělo a jeho možnosti využití umělých implantátů

Po celou dobu své existence se lidstvo potýkalo s celou řadou zdravotních problémů. Zdraví, jako takové, má pro lidskou existenci nejvyšší hodnotu. Je definováno jako stav úplné tělesné, duševní i sociální pohody. Je to období, kdy člověk není nemocen a jeho organismus není nijak oslaben. Jak se říká: „každý svého štěstí strůjce“. Toto rčení má dopad na zdravotní stav každého z nás. Zlepšování zdravotního stavu člověka je možné snížením škodlivin v životním prostředí, změnou nezdravého způsobu života, vědomým vyhýbáním se různým rizikovým faktorům (kouření, alkoholu, stresovým situacím). Někdo si může pomyslet, že svou zdravou životosprávou nemůže svůj zdravotní stav poškodit.



Obr. 1 Lidské tělo a příklady použití umělých implantátů

V mnoha pohledech do historie se setkáváme s nemocemi, na které se dlouho hledal lék a zároveň se setkáváme se slavnými osobnostmi i celými týmy, které se zabývaly problematikou nemocí a tišením bolestí tam, kde nepomohla samotná léčba a s ochranou zdravotního stavu obyvatel. Všichni víme, že od určitého věku již existuje



Obr. 2 příklad totální kolenní náhrady [3]



Obr. 3 příklady náhrad kyčelního kloubu [26]

jen málo lidí, kteří by byli naprosto zdraví. Ti se bez pomoci moderní medicíny neobejdou. Obor zkoumající mechanické chování a vlastnosti živých organismů se nazývá Biomechanika. Přesněji je to nauka o pohybu živého těla a pohybu, jehož je živé tělo příčinou. V dnešní době se člověk setkává s pohybovými potížemi zejména z důvodu řídnutí kostí nebo po úrazu. [2]

Tato práce je zaměřena na technologii obrábění kloubních a zubních náhrad. Zejména na technologické postupy použité při vlastní výrobě umělých implantátů, druhy použitých strojů a nástrojů pro vyhotovení jak kloubních, tak i zubních náhrad ve stomatologii. Mezi umělé kloubní náhrady, které se stávají neoddelitelnou součástí lidského těla, řadíme zejména kloub kyčelní a kolenní. Dále se můžeme setkat s ramenní a loketní kloubní náhradou, ale i s náhradou v dutině ústní.

Jednotlivé kloubní náhrady musíme hodnotit nejen ze zdravotnického hlediska, ale i z hlediska mechanického, či chemického. Všechny druhy kloubních náhrad musí vyhovovat mnoha kritériím a splňovat dostatečně dlouhou životnost, nejlépe bez potřeby výměny během života člověka. Jedno z mnoha kritérií, kterým se tato práce věnuje, je použitý materiál umělých náhrad.

2. Používání a problematika konstrukce kloubních náhrad

2.1 Příčiny potřeby umělých kloubních náhrad

Vznik a vývoj umělých kloubních náhrad byl spojen se vznikajícími problémy pohybového ústrojí člověka, například lidé trpící poškozením chrupavčitého povrchu stykových kloubních ploch. Nejčastější příčiny vedoucí k nutnosti implantace umělého kloubu jsou:

- primární artróza (může být ovlivněna dědičností a životosprávou v průběhu života)
- sekundární artróza (na vzniku se podílí revmatické onemocnění, hemofilie, vadné osově postavení aj.)
- poškození kloubu úrazem

Mezi nejvíce zatěžované a následně poškozované klouby patří zejména kolenní a kyčelní kloub. Při náhradě nezdravého lidského kloubu za umělý se jedná o totální endoprotézu (TEP - úplná náhrada kloubu - kyčel, koleno), kterou se zabývá lékařská disciplína nazývaná se aloartroplastika. K úspěšnému zavedení a funkčnosti umělého kloubu je nutné si uvědomit, že dobrý výsledek zaručí nejen kvalitně provedená operace, ale i spolupráce ortopedů s odborníky z oborů metalurgie, strojírenské technologie, pružnosti a pevnosti materiálu, biomechaniky aj.

3. Konstrukční materiály ve zdravotnictví

3.1 Druhy materiálu v závislosti na typu implantátu

V aloartroplastice se používalo a používá celá řada různých materiálů. Některé materiály neodpovídali následným kritériím, a proto byly nahrazeny jinými, jiné se používají již po dlouhou dobu. Tato část práce se zaměřuje na materiály používané především pro kyčelní a kolenní kloubní náhrady a také pro dentální náhrady. Nejdůležitějším kritériem byla v úvodu zmíněna životnost materiálu, která je závislá právě na vhodné kombinaci různých materiálů. V zásadě lze materiály rozdělit na kovy a jejich slitiny, plasty, keramiky a kompozity. [2]

3.1.1 Kovové materiály

Obečně je možno říci, že vlastnosti kovů souvisejí se způsobem vazby jejich atomů a to je spojeno s uspořádáním atomů kovů v krystalové mřížce. Samotné vlastnosti čistých kovů zřídka vyhovují kritériím, která jsou na ně kladena. Potřebné mechanické, chemické a technologické vlastnosti lze docílit vhodným legováním jinými prvky. Ani přidáním legujících prvků nemusí materiál zcela odpovídat všem požadavkům. Mezi nejvíce používané kovy pro zdravotnické náhrady (kyčelní a kolenní kloubní náhrady) patří korozivzdorné oceli typu Cr-Ni-Mo, slitiny na bázi Co-Cr-Mo, Co-Ni-Cr-Mo a slitiny na bázi Ti. [2]



Obr. 4 příklad kovového implantátu kyčelního kloubu [3]

Tab. 1 Mechanické vlastnosti vybraných materiálů používaných v aloplastice [4]

Korozivzdorná ocel Cr-Ni-Mo (ČSN 41 73350)					
	E [Mpa]	R _p 0,2 [MPa]	R _m [MPa]	σ [MPa]	A [%]
Min.	2.10 ⁵	290	530	250	63
Max.	2,1.10 ⁵	340	550	320	74
Slitina Co-Cr-Mo					
Min.	2.10 ⁵	450	660	200	8
Max.	2,2.10 ⁵	580	760	300	
Slitina Ti6Al4V					
Min.	1,1.10 ⁵	810	880	400	10
Max.	1,3.10 ⁵	920	990	450	15

1. Korozivzdorná ocel typu Cr-Ni-Mo

Korozivzdorná ocel, známá jako chirurgická ocel, je často používaná vzhledem k její nízké ceně, snadnému technologickému zpracování a řadou možností ovlivňování mechanických vlastností. Čistě austenitický stav korozivzdorné oceli je zásadní podmínkou pro použití za účelem výroby implantátů. Dále by ocel měla obsahovat tuhý roztok chromu, niklu a molybdenu v železe. Chrom dává kovu odolnost proti poškrábání a odolnost proti korozi. Nikl poskytuje hladký a leštěný povrch a Molybden dodává slitině vyšší tvrdost. Ostatní nejmenované prvky se vylučují vzhledem k namáhání v lidském těle. Totéž platí i pro nekovové vměstky, které snižují mechanické vlastnosti a proto nesmí překročit stanovenou mez. Další podmínkou je velmi nízká koncentrace uhlíku, síry a fosforu. Nevýhodou této slitiny je skutečnost, že řada lidí trpí alergií na slitiny Niklu. [2][4][5]

Korozivzdorná ocel Cr-Ni-Mo (ČSN 41 73350)								
Hmotn. %	C	Cr	Mn	Ni	Mo	P	S	Si
Min.		16,5		12,0	2,5			
Max.	0,0	18,5	2,0	15,0	3,0	0,0	0,0	1,0

Tab. 2 Chemické složení korozivzdorné oceli Cr-Ni-Mo [4]

2. Slitina typu Co-Cr-Mo

Kobaltové slitiny jsou využívány díky své dobré odolnosti proti korozi, biokompatibilitě s lidským organismem a samozřejmě mechanickým a technologickým vlastnostem. Nejvýznamnější vlastnost těchto slitin je především odolnost proti opotřebení. Tento typ slitiny se dá těžko opracovávat. Polotovary pro výrobu implantátů se vyrábějí kováním, tvářením a především metodou přesného lití. Nevýhodou je vysoká cena a těžkosti při odlévání. Udávané typy slitin jsou HS 21, HS 25, MP 35N (ke tváření) a dále ASTM F-75 a ASTM F-799 (ke kování). [2]

Slitina Co-Cr-Mo								
Hmotn. %	C	Co	Cr	Fe	Mn	Mo	Ni	Si
Min.	0,2		27,0			5,0		
Max.	0,4	Rest	30,0	1,0	1,0	7,0	2,5	1,0

Tab. 3 Chemické složení slitiny typu Co-Cr-Mo [4]

3. Slitiny na bázi Titanu

Titan je šedý až stříbrně bílý, lehký a tvrdý kov. V malém množství je Titan obsažen ve většině minerálů a mezi jeho nejvýznamnější zdroje patří *ilmenit* - (FeTiO_3 oxid železnotitaničitý) a *rutil* (TiO_2 - oxid titaničitý). Je dobrým vodičem tepla i elektřiny. Vyznačuje se mimořádnou chemickou stálostí - je zcela netečný k působení vody a atmosférických plynů a odolává působení většiny běžných minerálních kyselin. Titan v čisté podobě (99,5%) má pevnost v tahu až 250 MPa a velmi dobrou tažnost až 60%. Nevýhodou je vysoká citlivost k otěru, proto byl Titan v čisté podobě brzy po jeho zavedení do alopastrolastiky vyřazen. Jen malý obsah legujících prvků výrazně zvyšuje pevnost a snižuje plasticitu. K prudkému rozvoji přispěl především letecký průmysl, neboť Titan se vyznačuje nízkou měrnou hmotností a vysokou pevností i za teplot, kdy nemohou být použity slitiny využívající jiné prvky. Titan v čisté formě nebo titanové slitiny (Ti-6Al-4V) se používá jako náhrada za kostní tkáň v ortopedii, neurochirurgii, stomatologii, nebo v obličejové a plastické chirurgii. V současnosti je titan preferován zejména pro fyzikálně-chemické vlastnosti, mechanickou pevnost a dobrou korozivzdornost jak při teplotách nízkých (pod bodem mrazu) tak vysokých (až 500°C). Mezi jeho nedostatky patří vysoké náklady na výrobu i zpracování. [5] [4]

Titan se vyskytuje ve dvou modifikacích: α s hexagonální těsně uspořádanou mřížkou, která je stabilní do teploty 882,5°C a ve fázi β mající mřížku prostorově středěnou stabilní od 882,5°C do teploty tavení (1668°C). Tzv. stabilizátory jsou prvky, které rozšiřují (stabilizují) oblast dané fáze. Jediným využívaným α stabilizátorem je Hliník, neboť ostatní prvky jako je Kyslík, Dusík a Uhlík jsou nežádoucí, protože mají výrazný vliv na zkřehnutí materiálu i při malé koncentraci. Stabilizátory rozšiřující tuhý roztok β jsou Chrom, Železo, Mangan, Niob, Vanad, Tantal a Vodík. Dle struktury, vytvořené po pomalém ochlazování z žíhací teploty dělíme slitiny na:

- **Slitiny α**

Vyznačující se dobrou tepelnou stabilitou, žárupevností do 300°C a odolností proti křehkému porušení při nízkých teplotách. Nedostatkem je nepřilíš vysoká pevnost a nelze je tepelně vytvrzovat. [4]

- **Slitiny β**

Velkou předností této slitiny je vysoká pevnost v tahu po vytvrzení dosahující hodnoty až 1400 MPa. Dále jsou to velmi dobré antikorozi vlastnosti a dobrá tváritelnost za pokojové teploty. Nevýhodou je vyšší hmotnost oproti jiným slitinám Titanu a vysoká cena.[4]

- **Slitiny $\alpha+\beta$**

Jsou nejčastěji používané slitiny Titanu. Z části slučují vlastnosti slitin obou typů. Vyznačují se lepší tvářitelností v žíhaném stavu než slitiny α , lépe odolávají únavovému namáhání a díky tepelnému zpracování je lze vytvrdit. Nejběžněji používaným představitelem je Ti-6Al-4V, která byla původně vyvinuta pro aplikace v leteckém průmyslu. Její využití za účelem nahrazení částí lidského těla začalo v sedmdesátých letech. Pevnost této slitiny v tahu po tepelném zpracování dosahuje až 1125 MPa. Pro výrobu implantátů se však používá ve stavu žíhaném, při němž je pevnost nižší, většinou do 1000 MPa. [4]

Slitina Ti6Al4V							
Hmotn. %	Al	C	Fe	H	O	Ti	V
Min.	5,5						3,5
Max.	6,5	0,1	0,3	0,1	0,1	Rest	4,5

Tab. 4 Chemické složení slitiny Ti6Al4V [4]



Obr. 5 Nejběžnější produkty vyráběné ze slitiny Ti-6Al-4V (především šrouby pro ukotvení implantovaných prvků v lidském těle) [16]

3.1.2 Nekovové materiály

1. Keramika

Obr. 6 keramické fazetky zubního implantátu

Pod pojmem keramika se rozumí velmi mnoho materiálů, které lze charakterizovat jako anorganické nekovové látky z přírodních, nebo chemicky připravených sloučenin. K výhodám keramických materiálů oproti materiálům vyrobených z kovu patří vysoká tvrdost a pevnost v tlaku, chemická odolnost, korozivzdornost, možnost dosáhnutí velmi jemného povrchu, odolnost vůči otěru a velmi dobrá snášenlivost s lidským organismem. Nedostatkem keramiky je její křehkost, nízká lomová houževnatost (odolnost materiálu vůči růstu trhlin). Obecně rozdělujeme



keramiku na oxidovou, tj. složení na bázi Al_2O_3 , silikonovou, tj. složení na bázi SiO_2 , uhlíkovou, (karbidovou) tj. složení na bázi SiC , zirkoniovou ZrO_2 stabilizovanou CaO a směsnou. Mezi nejrozšířenější konstrukční keramické materiály, které se používají pro účely aloartroplastiky, patří keramika na bázi oxidu hlinitého (Al_2O_3) a keramika na bázi oxidu zirkoničitého (ZrO_2). [2] [4] [5]



Obr. 7 Keramická femorální komponenta [4]

Oxidová keramika je chemicky identická s korundem a safírem. Vyrábí se slinováním čistého Al_2O_3 , který je velmi stabilní. Její mechanické a chemické vlastnosti u slinuté formy jsou značně závislé na čistotě, hustotě a velikosti zrn. Oxidová keramika je v mnoha parametrech výhodnější než kovy a jejich slitiny. Je pětikrát až desetkrát tvrdší než jiné používané kovy a slitiny. [2]

Zirkoniová keramika se začala používat, jelikož mechanické vlastnosti oxidové keramiky nedosahovaly požadovaných hodnot. Zejména lomová houževnatost nesplňovala požadovaná kritéria. Keramická struktura umožňuje tzv. transformační zhouževnatění, kdy s přispěním některých žáruvzdorných oxidů dojde ke stabilizaci určité krystalové modifikace. [2]

Tab. 5 Charakteristické vlastnosti pro korundovou keramiku Al_2O_3 [6]

Vlastnost	Al_2O_3 (99%)
Hustota [g/cm^3]	3,8 - 3,9
Pevnost v tlaku [MPa]	2500
Pevnost v ohybu [MPa] 20°C	350
Teplotní roztažnost [$10^{-6} K^{-1}$]	8,0
Lomová houževnatost [Mpa/m]	6

2. Plasty

Pod pojmem plasty můžeme obecně rozumět látky, jejichž podstatnou část tvoří organické makromolekulární látky (polymery). Dále obsahují látky přísadové (aditiva), které mají polymerní charakter a umožňují modifikaci vlastností. Vlastnosti, které plasty mají, lze rozdělit do dvou skupin, a to vlastnosti pro nízkomolekulární látky, které mají malou relativní molekulovou hmotnost a polymery vysokomolekulární mající velkou relativní atomovou hmotnost. Rozdílná relativní atomová hmotnost určuje rozdílné chemické, fyzikální i mechanické vlastnosti. Vysokomolekulární polymery dosahují větší tažnosti, houževnatosti, lepší odolnosti proti korozi a nižší náchylnosti vůči tečení za studena, na rozdíl od polymerů stejného typu, které mají relativní atomovou hmotnost nižší. [4]

V průběhu historie umělých kloubních náhrad se uplatnily tyto typy materiálů:

- **Polytetrafluoretylen (teflon) - PTFE**

Patří k termoplastům, ačkoliv má některé vlastnosti, které jsou typické spíše pro reaktoplasty. Teplota tání PTFE je přibližně 327 °C, ale jeho vlastnosti se mění již při teplotě 260 °C, nad teplotou 350 °C nastává rozklad, hoří při 500-560 °C. Je nenasákavý, odolný vůči světlu, stárnutí, křehnutí. Vyznačuje se nízkým součinitelem tření a snadnou dosažitelností hladkého povrchu. Poprvé byl použit při výrobě jamky kyčelního kloubu už v roce 1958. Ale záhy se ukázal jako nevhodný. [4]

- **Polyethylentereftalát (polyester) - PET**

Má vysokou tuhost, tvrdost, odolnost proti otěru a je odolný vůči zředěným kyselinám, olejům, tukům a alkoholům. Je však citlivý na horké vodní páry. Dříve se používal pro výrobu kloubních implantátů, především kloubních jamek, ale po relativně krátké době se z důvodu častého selhání náhrad jevil jako nevhodný. [4]

- **Polyetylen - PE**

Nejvýznamnějším plastem v oblasti aloplastiky je polyetylen, který se vyrábí polymerací etylenu. Rozlišujeme dva základní druhy polyetylenů. Podle způsobu výroby můžeme rozdělit polyetylen na nízkotlaký a vysokotlaký. Nejvyšších hodnot z hlediska mechanických vlastností dosahuje polyetylen vyráběný při nízkém tlaku (nejběžnější UHMW PE), díky své pravidelné struktuře. Materiál vyrobený tímto způsobem je dobře opracovatelný, vyznačuje se dobrou biokompatibilitou a minimální nasákavostí. Mezi další velmi užitečné vlastnosti patří nízký koeficient tření, dobrá odolnost proti opotřebení a vysoká vrubová houževnatost i při vyšších teplotách. [4]



Vysokomolekulární polyetylen se pro výrobu kloubních náhrad používá od počátku šedesátých let. V průběhu dalších let prošel kvalitativním vývojem a dnes je nepoužívanějším plastem užívaným k výrobě implantátů. Jedná se o ultravysokomolekulární polyetylen (UVMPE). Má nízký koeficient tření a je odolný vůči opotřebení. [4]



- **Polymethylmetakrylát (kostní cement) – PMMA**

Kostní cement je druhem polymeru, který v aloplastice zastává významnou funkci. S jeho pomocí se jednotlivé části kloubních náhrad upevňují ke kostem lidského těla. Významné jsou aplikace PMMA v zubní protetice (zubní protézy). Výrobkem pro tyto účely je Dentakryl. Nejcharakterističtější vlastností PMMA je jeho čírost a naprostá bezbarvosť i v tlustých vrstvách. PMMA je při teplotě 130 - 140 °C kaučukovitý a snadno tvarovatelný. Vykazuje se vynikající tvarovou paměť. PMMA má dobré mechanické a elektroizolační vlastnosti, odolává vodě, zředěným alkáliím a kyselinám. Neodolává koncentrovanějším kyselinám a hydroxidům. Dá se dobře mechanicky obrábět. Je zdravotně nezávadný a další z jeho výhod je snadné spojování PMMA lepením. [4]

Druh plastu	Modul pružnosti v tahu [MPa]	Mez pevnosti v tahu [MPa]	Hustota [g.cm ⁻³]	Relativní atomová hmotnost
Polyetylen (PE)	200 - 1400	8 - 43	0,914 - 0,96	3 500 000 - 4 000 000
Polytetrafluoretylen (PTFE)	410	14 - 36	2,15 - 2,2	400 000 - 800 000
Polymethylmetakrylát (PMMA)	2500 - 3500	60 - 85	1,19 - 1,959	1 000 000 - 1 500 000
Polyethylentereftalát (PET)	3100	54	1,38	30 000 - 40 000

Tab. 6 vlastnosti plastů používaných v aloartroplastice [4]

3.1.3 Kompozitní materiály

Kompozitní materiály jsou materiály o vysokém modulu pružnosti a vysoké pevnosti. Jsou to materiály pevné a zároveň velmi houževnaté s poměrně nízkou hustotou a s řadou jiných výhodných vlastností. Skládají se nejméně ze dvou složek (fází) s odlišným chemickým složením. Při konstrukci a volbě kompozit se využívá znalostí ze stavby složených přírodních materiálů, např. kostí, které jsou samotné také kompozitním materiálem. [11]

Zatím největší význam mají kompozity s vyztužujícími vlákny, např. epoxid vyztužený vlákny nebo kompozity vyztužené superpevnými krátkými vlákny tzv. Wiskery, což jsou krátká vlákna tvořená monokrystaly kovů, karbidů, nitridů, oxidů křemíku, hliníku apod. [11]

Výzkum se věnuje i uhlíkovým materiálům, zejména polykrystalickým izotropním uhlíkem, uhlíkem vyztuženým karbidem křemíku a uhlíkem vyztuženým vlákny uhlíku. Tyto látky mají tuhost podobnou kostní tkáni, jsou dostatečně tvrdé, vykazují dobré únavové vlastnosti, dobré kluzné vlastnosti (dokonce lepší než dosud známé a používané materiály), vyhovují i po biologické stránce a dají se snadno sterilizovat. Za extrémních podmínek kluzu, které existují v kyčelním kloubu, jako je vysoký měrný tlak, malá kluzná rychlost a cyklický pohyb, mají mimořádně vysokou odolnost proti opotřebení. Koeficient tření u těchto materiálů je řádově 0,06 tedy velmi nízký. Také je vyloučena jakákoliv koroze, která se vyskytuje u kovových implantátů. Materiály, které byly vyvinuty ve Francii a Německu, se nazývají: Sepcarb (kompozit z uhlíkových vláken), Biocarb, Cerasep (kompozit z keramických vláken). [11]

Materiál	Hustota [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$]	E [GPa]	Rm [MPa]
Slitina Co-Cr-Mo	8,3	208	1050
Slitina Ti	4,4	115	900
Ocel Cr-Ni-Mo	7,8	200	540
BIOCARB	2	45	500
UHMWPE	0,9	34	43
Kortikální kost	1	17	120
Al_2O_3	3,9	380	350

Tab. 7 Srovnání vlastností kompozitu BIOCARB s ostatními materiály užívanými pro TEP [11]

4. Obrábění ve zdravotnictví – technologie, nástroje, stroje

Pro obráběné materiály, které jsou vyráběny pro užití v lidském organismu jsou kladeny vysoké nároky na přesnost výroby. Materiály musí být zdravotně nezávadné a zejména se klade důraz na výrobu materiálů s co nejmenším koeficientem tření. K tření dochází mezi stykovými plochami a vzhledem k nízkému koeficientu tření si implantát zachovává dlouhou životnost. Samotná technologie výroby musí být velice přesná, s čímž souvisí vhodná volba strojů a nástrojů, aby nedošlo ke vzniku zmetků.

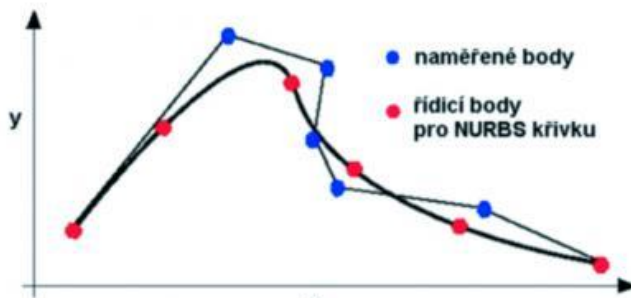
Výroba implantátů, komponent pro ortopedii a chirurgických nástrojů klade speciální požadavky na výrobce CNC obráběcích strojů. Jedná se o výrobu vysoce přesných dílů převážně z těžkoobrobitelných slitin, jako jsou slitiny titanu, nerezové oceli, ale i keramika. Důležitá kritéria jsou:

- Požadavek na kvalitu obrobeného povrchu
- Univerzálnost obráběcích strojů
- Možnost rychlého seřízení výroby nového dílu.

To jsou standardy, bez kterých nelze vyrábět opakovaně s garantovanou přesností, ale ani bez kterých nelze reagovat na výrobu atypických dílů a speciálních nástrojů. [12]

4.1 Matematický a technologický rozbor problému

Před samotnou výrobou kterékoliv implantované komponenty je třeba se zabývat



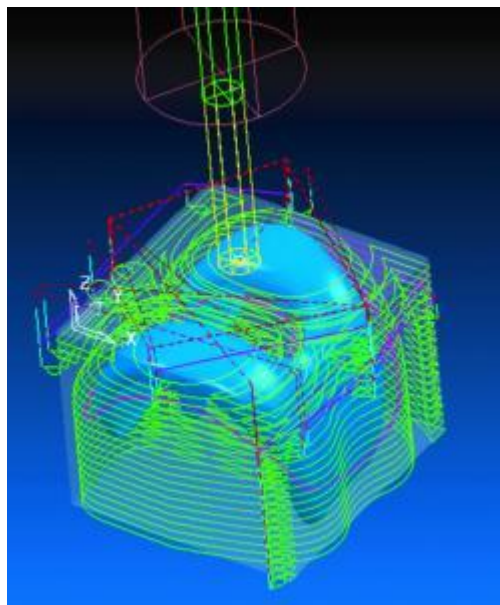
Obr. 8 Interpolační křivka [10]

technologíí matematického modelování a výroby přesných individuálních náhrad, které by navíc minimalizovaly konvenční chirurgický zásah a další ztrátu vlastní kostní hmoty operačním zásahem. Nejsložitější komponenta, která je podrobena výpočtu, je kolenní kloub. Tyto výpočty získané pomocí CT dat nebo jiných zobrazovacích metod zahrnují digitalizaci poškozeného místa. Použitím programovacího jazyku C++ získáme mraky bodů (obr. 8), z kterých pomocí B-spline křivek vzniknou jednotlivé plošky a následně v CAD/CAM systému vytvoříme z bodů definovaný tvar kosti v prostoru. Když se ke každému bodu přidá váha, kterou ovlivňujeme polohy v prostoru, vznikne NURBS křivka, resp. celá plocha. [10]

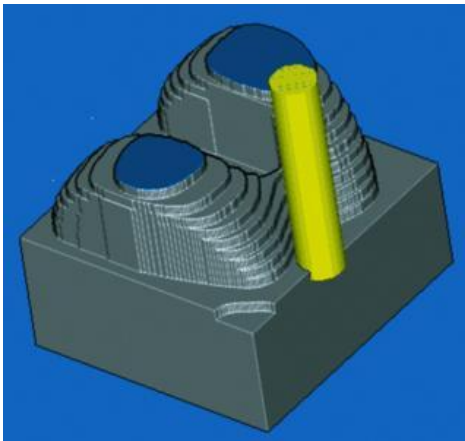
Vlastní obrábění sestává z volby obráběcí strategie, která zohledňuje tvar obráběcího nástroje, různé trajektorie obrábění, kvalitu obrobeného povrchu, výpočet CL dat, postprocesorové zpracování do G-kódu a CNC programu řídicího systému. Po případné verifikaci experimentálního obrábění následuje reálné CNC obrábění kovového/kompozitního prototypu a jeho povrchové úpravy. [10]

technologíí matematického modelování a výroby přesných individuálních náhrad, které by navíc minimalizovaly konvenční chirurgický zásah a další ztrátu vlastní kostní hmoty operačním zásahem. Nejsložitější komponenta, která je podrobena výpočtu, je kolenní

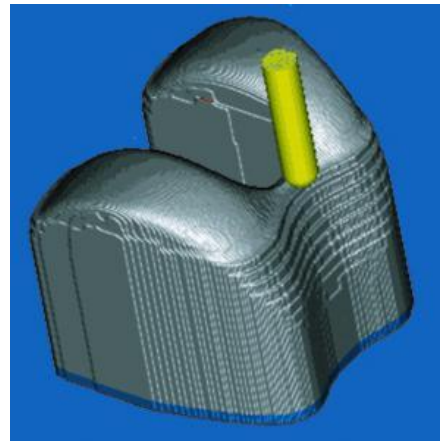
Obr. 9 Volba a optimalizace obráběcí strategie [10]



Použitím CAD/CAM systémů se nám otevírá možnost modelování a následné úpravy modelů a to jak modelů zde vytvořených, tak modelů převzatých z jiných systémů. Výhody těchto systémů jsou zjednodušení, zefektivnění, urychlení všech fází výroby a dále možné eliminace chyb při konvenčním způsobu výroby. [10]



Obr. 10 CAM hrubování [10]



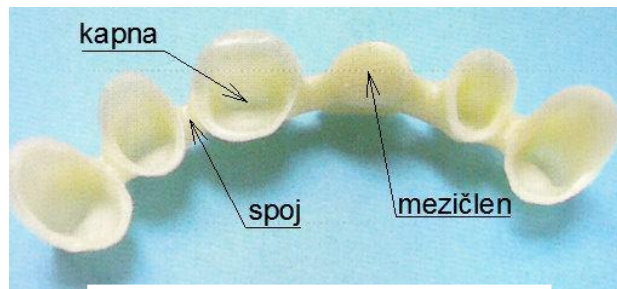
Obr. 11 CAM dokončování [10]

Tato kapitola ukazuje na možnost vedení chirurgického zákroku na kolenním kloubu za účelem zachování stehenní kosti ve větším rozsahu než doposud, neboť zohledňuje individuální dispozice pacienta. Každá původní zachovaná část kosti je pro implantaci náhradní komponenty a zejména pro pacienta výhodou. Při velké ztrátě kosti jsou revizní endoprotézy výrazně dražší než endoprotézy primární. To vše zdůrazňuje nutnost potřeby maximální tvarové i rozměrové přesnosti protéz, které tyto soudobé CAD/CAM a CNC technologie umožňují. [10]

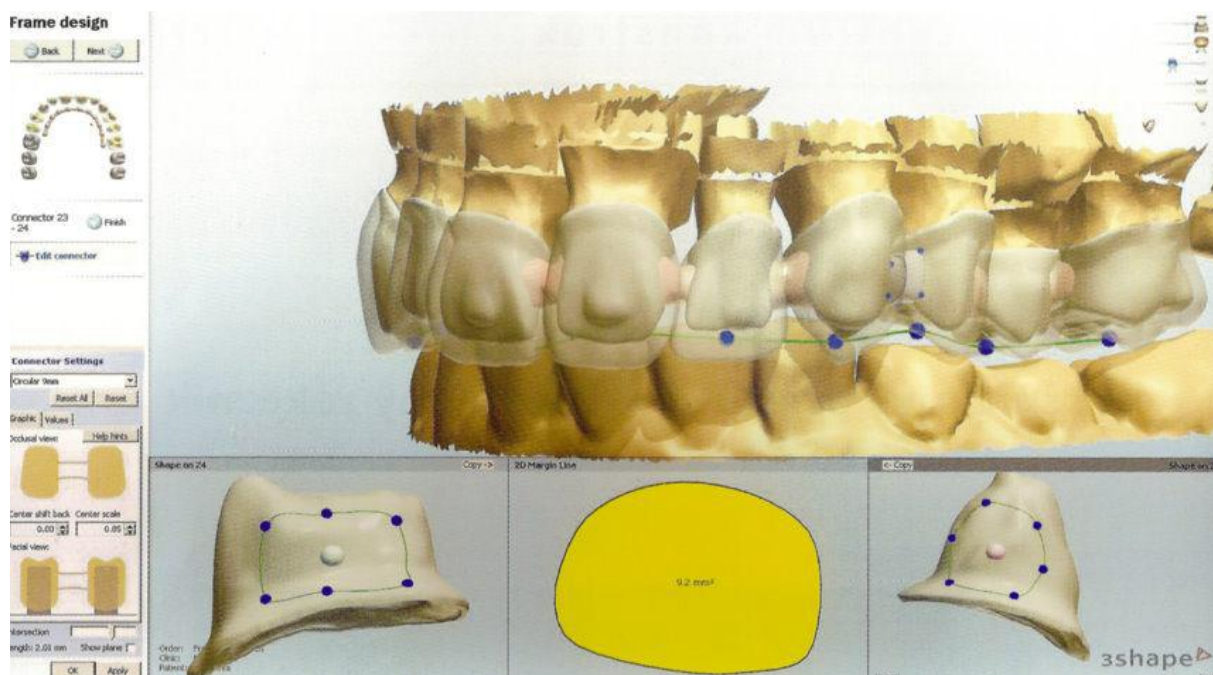


Obr. 12 Příklad použití CNC řezování - verifikace pětiosého CNC obrábění

Výroba v oblasti stomatologických náhrad a komponent s tím souvisejících je velmi specifickou oblastí. Velké rozdíly při nasazení obráběcích technologií jsou dány druhem obráběného materiálu a také velikostí obráběné součásti. Strojírenské technologie při výrobě konstrukcí stomatologických náhrad zde mají svoje velmi důležité místo a díky jistým specifickým odvětvím výroby pro stomatologii je jejich nasazení něčím výjimečným. Při výrobě konstrukcí stomatologických náhrad mají velké uplatnění CAD/CAM technologie včetně využití 3D skenování, a následně obrábění frézováním. Ač už se software zdá být pouze jednoúčelový, což je z jistého úhlu pohledu pravdou, pro tuto praxi je velmi efektivní a v dnešní době tyto softwary stavěné k účelu navrhování konstrukcí stomatologických náhrad a dílů s tím souvisejících nemají konkurenci. [15]



Obr. 13 Konstrukce můstku [15]



Obr. 14 Editace naskenovaného modelu v softwaru 3Shape [15]

Jedním z předních světových CAD/CAM systémů pro zubní laboratoře je software a 3D scanner 3Shape. Pro návrh a editaci stomatologické náhrady je postupně skenován pracovní model, jednotlivé díly modelu zvlášť, sestava pracovního modelu a proti skusu, případně další kombinace těchto modelů. Tyto 3D skenery, konkrétně model R700, zvládají snímání objektu s přesností na 20 μm , přičemž doba snímání celého modelu je řádově v minutách. [15]

Po naskenování následuje úprava modelu v CAD/CAM softwaru firmy 3Shape. Zde je důležité zkontrolovat a pokud možno co nejlépe vymodelovat danou konstrukci, apod. Jedním z velmi důležitých kroků je vymodelování hladkého přechodu mezi kapnou (viz obr.13) a hranicí preparace. Je velmi důležité, aby tato hranice byla pokud možno co nejpřesnější.[15]

4.2 Použité technologie

Tab. 8 Přehled technologií využívaných firmami BEZNOSKA s.r.o., MEDIN Orthopaedics, a.s., ProSpon spol. s r.o. při výrobě ortopedických implantátů [15]

Technologie	příklad využití
Konvenční soustružení	přípravné operace, kotvicí šrouby, menší rotační díly
konvenční frézování	příprava polotovarů
konvenční broušení	části dřívků TEP kyčelního kloubu, části femorálních komponent kolenního kloubu
CNC soustružení	široké spektrum využití - kužely dřívků TEP kyčelního kloubu pro nasazení hlavice, zakončovací kuželové kroužky náhrady femuru, kroužky náhrady
CNC frézování	femorální dřív TEP kyčelního kloubu, PE vložka
CNC broušení	využití pro broušení femorálních komponent kolenního kloubu, některé další komponenty všech typů EP
Elektroerozivní řezání	výřez základního tvaru: tibiálních, případně femorálních komponent TEP kolenního kloubu
Pískování	opracování vnitřní strany femorálních komponent EP kolenního kloubu, femorální dřívky EP kyčelního kloubu
Laserové značení	využití u všech EP, popisování každé endoprotézy specifickým číslem a logem firmy
Mechanické značení	značení artikulačních vložek
Přesné lití - metoda vytavitelného modelu	odlévání femorálních a jiných tvarově složitých komponent
Elektrolitické leštění	leštění šroubů

Rámcový postup výroby některých kloubních komponent viz. Příloha 2.

4.2.1 Technologie na výrobu závitů

Díky rostoucí spotřebě kostních šroubů, implantátů a dalších součástí pro medicínské účely, vzniká potřeba nových technik umožňujících s velmi vysokou přesností rychle vyrobít speciální profily závitů. Firma Sandvik Coromant přišla s moderní technologií pro okružní frézování závitů Coromill 325 používající nové břitové destičky a nástrojové držáky, které jsou kompatibilní s celou řadou typů obráběcích strojů s posuvnou hlavou. Přímo z válcových polotovarů a s využitím vysokých řezných rychlostí umožňují výrobu závitů na dlouhých a štíhlých součástech bez nutnosti použití speciálního stroje pro okružní frézování závitů. [23]

Výhody technologie:

- Vyšší produktivita
- Kontrola utváření třísek
- Delší životnost nástroje
- Úspory nákladů
- Hlubší závity
- Zkrácení časů na seřízení

Metoda Coromill 325 je využívána zejména pro kostní šrouby, šrouby pro páteřní výztuhy, dentální implantáty a ostatní dlouhé a štíhlé součásti. [23]



Břitové destičky se speciálním profilem určené pro okružní frézování závitů. Jsou vhodné pro výrobu závitů tvaru HA nebo HB. Tyto závity mají specifické rozměry a tolerance požadované u kostních šroubů a ostatních medicínských implantátů. (viz obr. 29) [23]

Obr. 15 technologie obrábění závitů s využitím produktu Coromill 325 [23]



Obr. 16 Profilu závitů HA (vlevo) a HB (vpravo) [23]

4.3 Použité nástroje

S obráběním tvrdých konstrukčních materiálů, jaké jsou používány pro implantáty, byl v minulosti značný problém. Jedinou možností obrábění těchto materiálů v minulosti bylo broušení nebo obrábění při extrémně nízkých řezných rychlostech. Vývoj řezných materiálů přinesl do obrábění kovů revoluci. V dnešní době mohou být i nejtvrďší obrobky třískově opracovávány. [13]

Volba nástroje pro obrábění tvrdých materiálů je ovlivňována přísnými požadavky, které jsou určovány obrobkem. V této oblasti se mohou vyskytnout problémy různého druhu, například velmi rychlé opotřebení břitu nástroje, tvorba trhlin nebo vydrolování břitu a špatné výsledky obrábění. I když v mnoha případech obrábění v podstatě stačí použít nástroje ze slinutých karbidů, je přesto nutné



případ od případu sáhnout

Obr. 17 Všeobecné způsoby obrábění

ke speciálně vyvinutým řezným materiálům, aby se učinilo všem požadavkům zadost. K těmto zvláštním řezným materiálům patří hlavně určité druhy keramiky a kubického nitridu bóru.[13]

Těžkosti, které při obrábění tvrdých materiálů obrobků vznikají, jsou:

- vysoké teploty v oblasti řezání
- vyšší a proměnná velikost řezných sil
- vysoký tlak na malý průřez třísky v blízkosti ostří
- rychlé opotřebení břitu, nebo lom břitové destičky
- pnutí obrobku v průběhu obrábění
- špatná homogenita materiálu obrobku
- nedostačující stabilita

Při volbě typu, materiálu a geometrie vyměnitelné břitové destičky i monolitu je nutné vzít v úvahu vysoké teploty a mechanické zatížení, jimž jsou vystaveny při dané operaci a použitých řezných podmínkách.[13]

Na břity jsou kladeny značné požadavky, zejména s ohledem na:

- odolnost proti působení abrazivního opotřebení
- chemickou stabilitu
- tvrdost za tepla
- pevnost v tlaku/ohybu
- odolnost proti difuznímu opotřebení
- spolehlivost břítu
- houževnatost břítu [13]

Klasifikace řezných materiálů:

Řezné materiály (materiál břítu) rozhodujícím způsobem ovlivňují produktivitu, výrobní náklady a kvalitu výroby. Pro nástroje s definovanou geometrií břítu se zpravidla používá následující rozdělení materiálů obráběcích nástrojů:

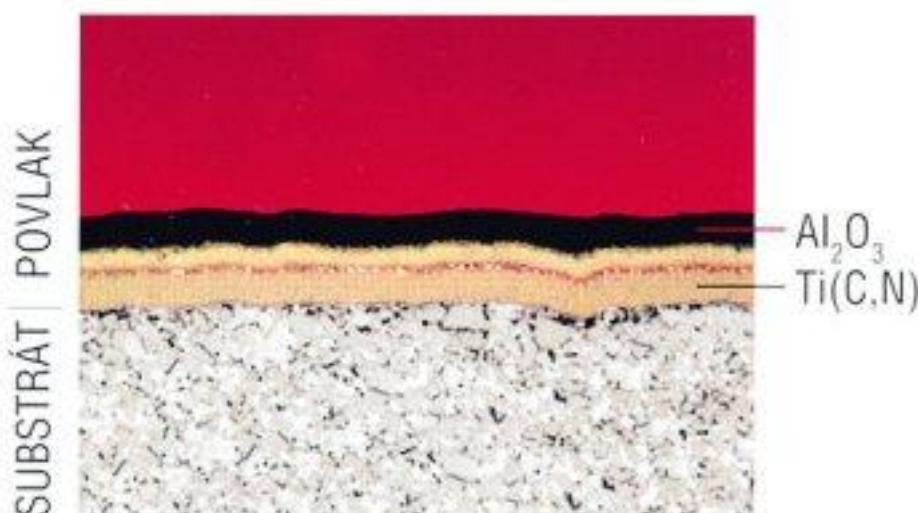
- Kovové (vyráběné klasickým tavením)
 - Nástrojové oceli (NO)
 - Rychlořezná ocel
- Spékané tvrdokovy (vyrobené práškovou metalurgií)
 - Rychlořezná ocel
 - Slinuté karbidy (SK)
 - Cermety
 - Keramické materiály (nekovové lisované prášky)
- Řezná keramika
- Kubický nitrid boru (KBN)
- Diamant (PKD)

Podle normy ISO 513 : 2002 se řezné materiály dělí do 6 hlavních aplikačních skupin a každá se dále dělí na aplikační podskupiny. Hlavní aplikační skupiny se dělí podle obráběných materiálů na skupiny označené písmeny. [18]

Skupina	Charakteristika
P	materiály tvořící dlouhou třísku, tedy většina ocelí
M	austenitické, korozivzdorné, žáruvzdorné a nemagnetické oceli, slitiny Ti
K	materiály tvořící krátkou třísku (např. šedá, tvárná a temperovaná litina)
N	neželezné kovy, slitiny Al a Cu
S	speciální žáruvzdorné slitiny na bázi Ni, Co, Fe a Ti
H	zušlechtilé oceli s pevností nad 1500 Mpa, kalené oceli s tvrdostí nad 48HRC

Tab. 9 Členění řezných materiálů dle ISO 513:2002 do 6-ti základních skupin na základě materiálů, pro jejichž opracování jsou určeny [14]

Snaha o zvýšení produktivity třískového obrábění, vyjadřovaná vyššími řeznými parametry nástrojů či větším objemem materiálu odebraného za jednotku času, tlak na hospodárnost procesu, vedoucí k vyšší životnosti nástroje, nutnost opracovat nové konstrukční materiály – to jsou hlavní důvody stojící u zrodu nových řezných materiálů, které jsou nasazovány všude tam, kde nástroje z rychlořezné oceli již nestačí.[14]



Obr. 18 příklad složení materiálu s povlakem (materiál 2230) [14]

Další zvýšení užitečných vlastností prakticky všech řezných materiálů se dosahuje jejich povlakováním velmi tvrdými povlaky specifických vlastností, které s řezným materiálem vytvářejí jeden celek nejen z hlediska fyzikálně-chemického, ale i z hlediska doporučeného použití.[14]

Řezné materiály opatřené povlaky tvoří v současné době většinu nabídky na trhu. Důvodem je to, že pokroky v povlakovacích technologiích dovolují dodat takový povlak, který splňuje požadavky pro konkrétní způsob použití, a tím výrazně zvyšuje produktivitu i životnost řezného nástroje. Základní členění povlaků se odvozuje od technologie jejich nanášení.

PVD metoda (Physical Vapour Deposition – fyzikální nanášení povlaku) pracuje s teplotami 400 °C – 600 °C; díky své tvrdosti propůjčují tyto povlaky povlakovanému materiálu odolnost proti otěru a vnitřní tlaková pnutí zvyšují houževnatost. Malá tloušťka povlaku – průměrně 1,8 až 4,0 μm - dovoluje zhotovit velmi ostrý břit. [14] Existují 3 základní typy povlakování metodou PVD. Jedná se o napařování, naprašování a iontové plátování. Nejčastěji je aplikován povlak TiN (asi 75% povlakovaných nástrojů). [18]

CVD povlaky (Chemical Vapour Deposition - chemické nanášení povlaku) mají díky vysoké tvrdosti vysokou odolnost proti otěru; dále se vyznačují výbornou adhezí k podkladu, a proto jsou první volbou v širokém spektru aplikací – ve všeobecném soustružení, vyvrtávání oceli, na obvodových břitových destičkách vrtáků a pro frézování v materiálech ISO P, M a K. Jejich nevýhodou je vysoká teplota nanášení, která se pohybuje mezi 700 °C – 1050 °C, jež může negativně ovlivnit vlastnosti podkladového materiálu.[14]

4.3.1 Nástroje pro soustružení k výrobě kloubních implantátů

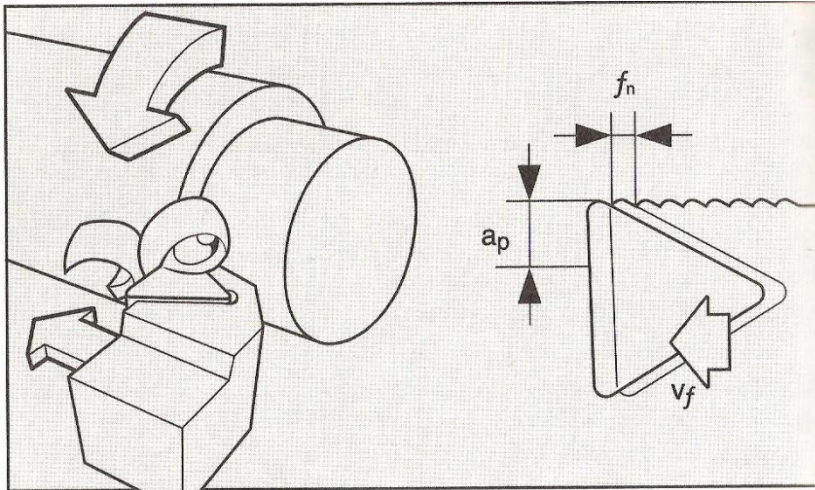
1. Nástroje společnosti Sandvik Coromant

Nástroje této společnosti mají dlouhou historii a jsou uvedeny jako špičkové nástroje umožňující tolerance v rámci mikrometrů s nejnižšími možnými náklady na komponentu. Vlastnosti nástrojů firmy Sandvik Coromant:

- Vysoká ostrost břitových destiček pro maximální přesnost komponent.
- Vysoká tolerance soustružení, drážkování a řezání závitů pro hromadnou výrobu
- Bezpečné a stabilní upichování a zapichování
- Karbidové vrtáky s dostatečnou účinností vytvořit malý otvor [16]

K dosažení požadovaných vlastností hotových obrobků musíme vhodně volit následující parametry a to:

- Rychlost posuvu v_f [mm/min]
- Posuv na otáčku f_n [mm/ot]
- Hloubka řezu a_p [mm] [13]



Obr. 19 kritické parametry pro jakost obrobené plochy a kontrolu utváření třísky [13]

Nástroje určené pro výrobu komponent kyčelního kloubu

Nástroje od firmy Sandvik Coromant a jejich řezné vlastnosti pro obrábění byly uvedeny pro výrobu komponent kyčelního kloubu a to zejména výroba jamky acetabula a také pro koncovou komponentu dříku tj. kulovou vložku.



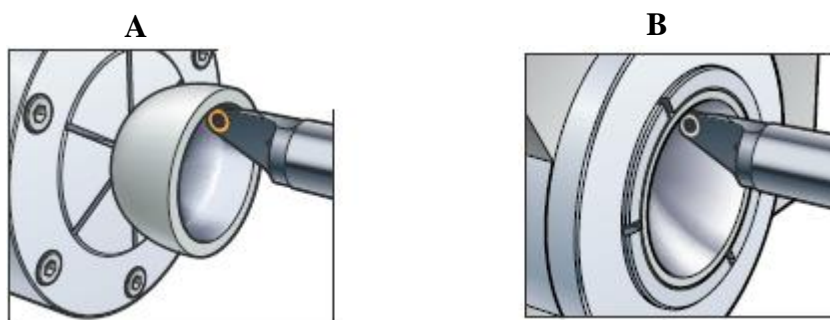
Obr. 20 Nástroje použité pro výrobu kloubních implantátů od firmy Sandvik Coromant [16]

Obrábění je nezbytné provést metodou konvenčního soustružení s příslušnými přídávky k dosažení požadované jakosti povrchu komponenty, která musí zajistit nízké tření v bodech dotyku. Polotovar je z tyčového materiálu, typu kobaltových slitin (Co-Cr-Mo), který je do místa řezu postupně posouván.

- **Výroba jamky kyčelního kloubu**

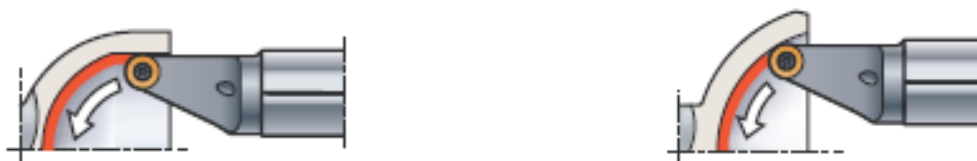
Výrobu kyčelní jamky firma Sandvik Coromant rozdělila soustružení vnitřních ploch do dvou skupin a podle těchto kritérií byly zvoleny odlišné nástroje pro výrobu:

- A. Jamka s požadavky na malý poloměr nebo při nestabilním upnutí
- B. Jamka neomezená poloměry nebo při stabilním upnutí [17]



Obr. 21 Příklady nestabilního (A) a stabilního (B) upnutí obrobku [17]

a) Hrubování:



Obr. 22 Hrubovací proces pro případy A i B s identickými nástroji [17]

Držák: A20M-SRXDR 08-R

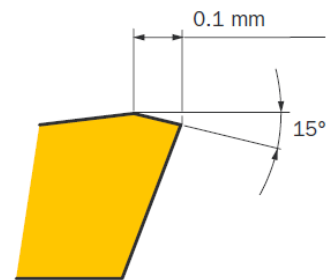
v_c [m/min]	50-80
f_n [mm/ot]	0,1 - 0,15
a_p [mm]	≤ 1.0

Tab. 10 Řezné podmínky pro hrubování kulové jamky [17]

Destička: R300-0828E-PL - s karbidovou vložkou GC1030, která má unikátní vícevrstvý



PVD (TiAlN) povlak. Vyznačuje se vysokou odolností proti opotřebení a houževnatostí [17].



Geometrie břitové destičky stanovuje jisté výhody:

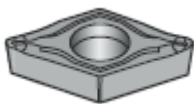
- + Lehké řezání
- + Nízké vibrace a řezné síly [17]

b) Před - dokončování:

	případ A	případ B
v_c [m/min]	40 - 60	50 - 80
f_n [mm/ot]	0,08 - 0,1	0,1 - 0,15
a_p [mm]	0,1 - 0,25	0,1 - 0,25

Tab. 11 Doporučené hodnoty pro před-dokončování [17]

Destička použita pro případ a): DCGT11T308-UM - s karbidovou vložkou GC1105, která



má tenký povlak PVD (TiAlN) na tvrdě jemnozrný substrát. Vynikající přilnavost k podkladu, dokonce i na ostré hrany, dobrá tepelná tvrdost, použita i pro dokončování [17]

Pro případ B) destička R300-0828E-PL byla použita pro všechny operace

c) Dokončování:

	případ A	případ B
v_c [m/min]	40 - 60	40 - 60
f_n [mm/ot]	0,08 - 0,1	0,08 - 0,12
a_p [mm]	0,05 - 0,15	0,1 - 0,25

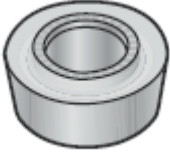
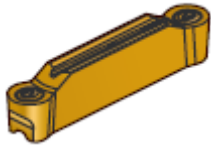
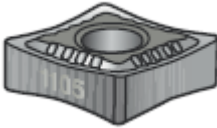
Tab. 12 Doporučené hodnoty pro dokončování [17]

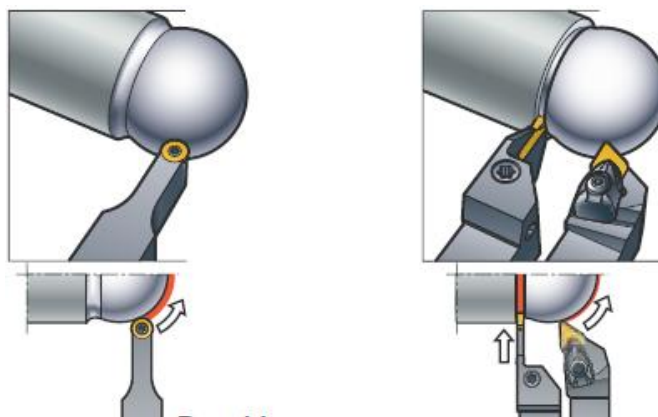
Pro případ B) byla u dokončování použita destička R300-0828E-PL s odlišným povlakem než u předešlých operací, a to CT530 zvaný jako nepovlakovaný cermet [17]

• **Výroba zakončení stehenní náhrady kyčelního kloubu**

K výrobě zakončení dřívku v podobě vystouplé kulové plochy firma Sandvik Coromant rozdělila výrobu jednak pro tyčový materiál (poslední operací je upíchnutí) a pro výkovek.

Tab. 13 Použité VBD k výrobě kyčelní komponenty rozdělené podle hrubovacích operací [17]

použité VBD	Vyráběno z tyčového materiálu	Vyráběno z výkovek
Hrubování	Typ: RCMT 10 T3 MO-SM 1105 	Typ: N123J2-0600-RO 4125 
Dokončování	Typ: DNGP 15 06 08 1105 	



Obr. 23 Sled operací při výrobě acetabula z tyčového materiálu [17]

V tabulce jsou uvedeny vyměnitelné břitové destičky, pro které je stanovena doporučená řezná rychlost v rozmezí $v_c = 40 - 60$ [m/min] bez ohledu na to, zda jde o hrubování či finišování (popř. upíchnutí).[17]

Ostatní hodnoty pro hrubování jsou posuv $f_n = 0,1 - 0,15$ [mm/ot] a hloubka řezu $a_p \leq 1$ mm.[17]

Dokončovací operace má doporučen:

- posuv $f_n = 0,08 - 0,12$ [mm/ot]
- hloubku řezu $a_p = 0,05 - 0,25$ mm. [17]

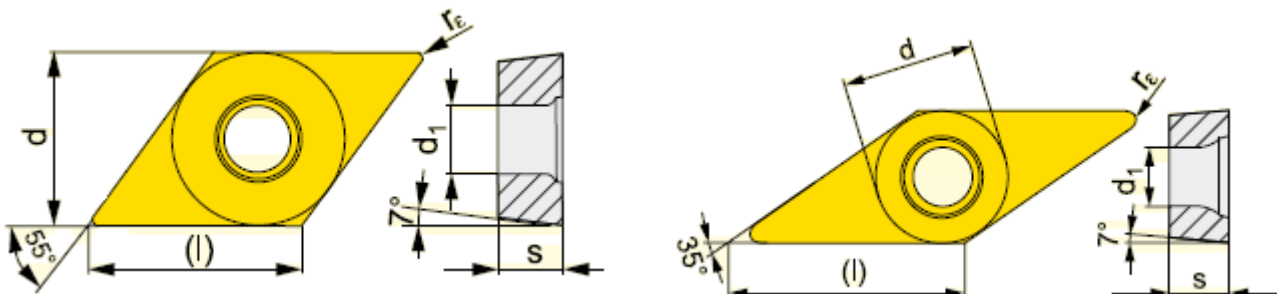
2. Nástroje společnosti Pramet

Česká firma Pramet Tools vyrábí řezné materiály ze slinutých karbidů již více než padesát let a její sídlo je v Šumperku. Produkuje slinuté karbidy pro všechny skupiny obráběných materiálů. Od roku 2000 společnost Pramet Tools díky vlastnímu vývoji a výzkumu prakticky kompletně inovovala výrobní sortiment nástrojů pro třískové obrábění, a to jak po stránce materiálové, tak po stránce nových tvarů a geometrií nástrojů. [19]

Po kontaktování této firmy s požadavkem na doporučení vhodných nástrojů pro obrábění konstrukčních materiálů (implantátů), jako je slitina titanu, nebo chirurgická ocel (Co-Cr-Mo), byly firmou Pramet doporučeny vyměnitelné břitové destičky pro obrábění titanových slitin:

DCGT 11T304F-AL HF7

VCGT 160404-AL HF7



Uvedené VBD od firmy Pramet Tools se vyznačují vysoce pozitivní řeznou geometrií s ostrou řeznou hranou. Hlavní oblast použití je pro obráběné materiály skupiny N[19]

Rozměr [mm]	(l)	d	d ₁	s	r _ε
11T3	11,6	9,525	4,4	3,97	0,4
1604	16,6	9,525	4,4	4,76	0,4

Tab. 14 Základní rozměry břitových destiček

řezné podmínky	posuv na otáčku [mm/ot.]		hloubka řezu [mm]	
	f _{min}	f _{max}	a _{p min}	a _{p max}
11T3	0,10	0,24	0,40	3,30
1604	0,10	0,20	0,40	4,00

Tab. 15 Řezné podmínky uvedené pro uvedené typy VBD

VBD se vyrábí zejména z materiálu HF7 nebo se používá materiál 8016

Materiál **HF7**:

Univerzální submikronový materiál s nízkým obsahem kobaltu vhodný pro všechny skupiny obráběných materiálů kromě skupiny P (šedé, tvárné a temperované litiny,

korozivzdorné, žárovečné a žáruvzdorné oceli, slitiny Al a Cu). Používá se pro malé až střední průřezy třísek. [19]

Materiál 8016:

Nejotěruvzdornější povlakovaný materiál řady 8000 se submikronovým substrátem a nízkým obsahem kobaltu. Materiál je určený pro soustružnické operace s vysokým teplotním zatížením a má univerzální použití pro všechny skupiny obráběných materiálů. Je určený pro malé až střední průřezy třísek a pro vysoké řezné rychlosti. Nanostrukturní povlak je nanosený metodou PVD. [19]

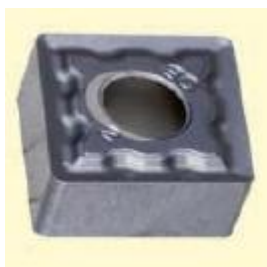
3. Nástroje společnosti WNT

WNT se již od svého založení zaměřuje na výrobu přesných nástrojů určených pro oblast třískového obrábění. Jako jedna z prvních firem reagovala společnost WNT v roce 1987 na tehdejší technický pokrok v oblasti průmyslu třískového obrábění a přinesla na trh praktická řešení splňující očekávání zákazníků.[20]

Kontaktováním této firmy mi byly doporučeny vyměnitelné břitové destičky pro těžkoobrobitelné materiály, např. slitiny Titanu, Inconel (Chrom-Niklová superslitina). Pomocí vyměnitelných destiček WNT Mastertool Dragonskin HCN5110 a HCN5115 přináší firma řešení v podobě možnosti obrábění těchto tvrdých, těžce obrobitelných slitin. Oba dva řezné materiály jsou opatřeny povlakem TiAlN (titan aluminium nitrid) metodou PVD garantující enormní výkon vyměnitelných břitových destiček [21]

HCN5110

- Speciálně na Titan a slitiny
- Velmi tvrdý substrát odolný proti vymílání
- Povlak maximálně odolný proti otěru



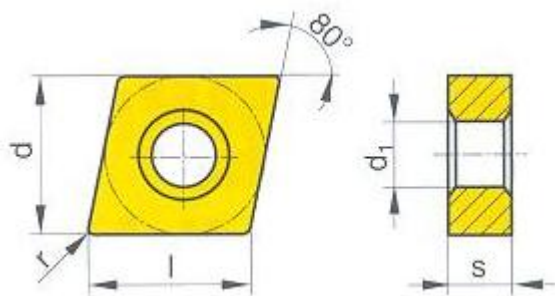
HCN5115

- Speciálně na super slitiny jako je Inconel
- Substrát s extrémně stabilní hranou
- Povlak minimalizující tření



Vyměnitelná břitová destička od firmy WNT pro výrobu kloubních implantátů:

CNMG - M34 120404EN



Rozměr [mm]	l	d	d ₁	s	r _ε
CNMG 120404	12,9	12,7	5,16	4,76	0,4

Tab. 16 Základní rozměry VBD CNMG - M34 120404EN

řezné podmínky	posuv na otáčku [mm/ot.]		hloubka řezu [mm]		Řezná rychlost
	f _{min}	f _{max}	a _{p min}	a _{p max}	v _c [m/min]
CNMG 120404	0,09	0,16	0,2	2,0	35 - 60

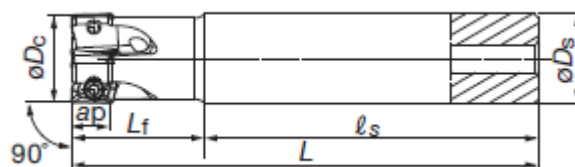
Tab. 17 Doporučené řezné podmínky pro slitiny Titanu (Ti-6Al-4V) [22]

4.3.2 Nástroje pro frézování k výrobě kloubních implantátů

Nástroje od firmy Tungaloy

Firma Tungaloy se od roku 1930 zabývala výzkumem a vývojem řezných nástrojů pro obrábění těžkoobrobitelných slitin. Jedním z nástrojů doporučených firmou Tungaloy pro obrábění materiálů, z kterých se vyrábí kloubní implantáty je:

Stopková fréza EPO07 [27]



Typ frézy	počet destiček	rozměry [mm]				
		ØD_c	ØD_s	l_s	L_f	L
EPO07R016M12.0-02	2	16	12	50	20	70
EPO07R020M16.0-03	3	20	16	60	30	90

Tab. 18 Základní rozměry frézy EPO07 [27]

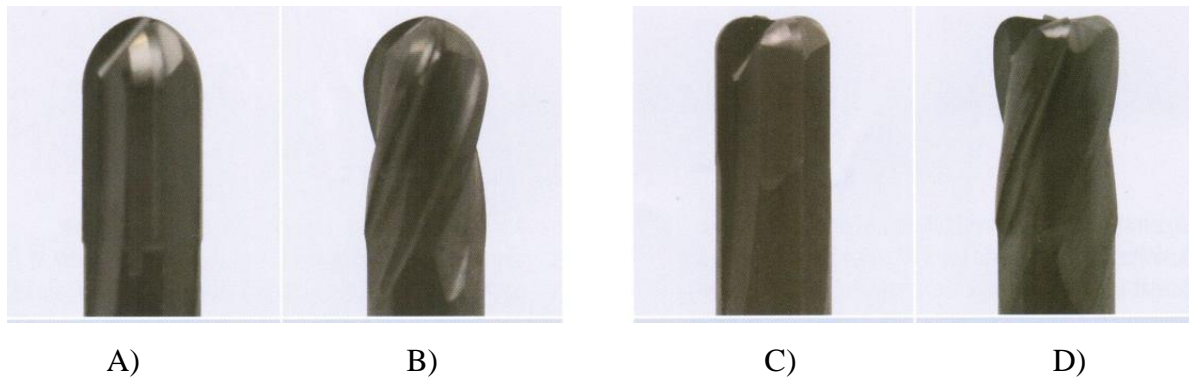
Doporučené řezné podmínky jsou: $v_c = 20 - 35 \text{ m/min}$, $f_z = 0,2 - 0,6 \text{ mm/z}$ [27]

4.3.3 Nástroje pro výrobu stomatologických náhrad

Při frézování konstrukcí dle vygenerovaného programu z CAD/CAM softwaru je třeba zohlednit důležité faktory. Jedním z nich jsou velmi malé frézované rozměry. Tloušťka stěny kapen bývá velmi tenká a tvarově složitá. Stejně tak i spoje spojující kapny jsou složitým prvkem pro frézování, díky svému umístění mezi kapami. Mezičlen na konstrukci je též neméně složitou oblastí náhrady pro frézování. S veškerými rozměry, které se mají frézovat, je nutné počítat už při navrhování konstrukce v simulaci. Již při modelování je nutné přesné zadání průměru frézy jakou se bude ve skutečnosti obrábět. Díky těmto zadaným hodnotám, na základě nichž jsou vypočteny dráhy nástroje, lze i tyto malé a tvarově složitě oblasti konstrukce frézovat s velkými přesnostmi. Přesnost je kontrolována na souřadnicových strojích běžně s přesností 3 μm . Dalším faktorem ztěžujícím výrobu jsou obráběné materiály. Jedná se o několik druhů materiálů, které díky svým vlastnostem nebývá snadné frézovat. Další ztížení bývá malý průměr nástroje. Průměr veškerých fréz se obvykle pohybuje v hodnotách okolo 3 mm. Pro hrubovací operace, kde je požadavkem velké množství odebraného materiálu za co nejkratší čas, mají své uplatnění i frézy větších průměrů. Obvykle však ne výrazně více než 3 mm. Pro dokončování jsou nasazovány stopkové kulové frézy s průměry okolo 1 mm. [15]

1. Frézy firmy EMUGE-FRANKEN GmBbH&Co

Pro frézování náhrad jsou výhodné dva druhy fréz, jedná se buď o stopkovou kulovou frézu, nebo o torus frézu, tedy o frézu, jejíž řezná část je vybroušena do tvaru anuloidu. Oba tyto typy dodává firma EMUGE-FRANKEN GmbH & Co. [15]



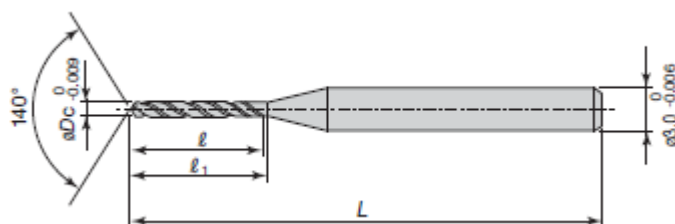
Obr. 24 A) kulová fréza s přímými břitvy, B) s břitvy ve šroubovici
C) torus fréza s přímými břitvy, D) s břitvy ve šroubovici [15]

Tab. 19 Parametry fréz pro dentální průmysl firmy EMUGE-FRENKEN GmbH & Co. [15]

Parametry fréz		Frézovaný materiál							
		Co-Cr		Titan		PMMA		Zirkonoxid	
K - kulová fréza T - torus fréza		K	T	K	T	K	T	K	T
Rozsah průměrů řezné části frézy [mm]	Hrubování	1-4	3-4	1-4	3-4	1-3	-	1-3	-
	Dokončování	1-3	-	1-3	-				
Tolerance průměru řezné části [mm]		0,01							
Tolerance radiusu [mm]		0,005							
Přesnost průměru dříku [mm]		h6							
Počet břitů	Hrubování	2,4	2,4	2	2,4	2	-	2	-
	Dokončování	2	-	2	-				
Řezné podmínky pro dokončování pro průměr řezné části 1mm	V_c [m.min ⁻¹]	95		70		110		95	
	f_z [mm]	0,02		0,02		0,02		0,02	
	a_p [mm]	0,02		0,02		0,05		0,05	

2. Frézy firmy Tungaloy

Fréza typu Giga Mini Drills DSM je schopna vytvořit požadované tvary zubních náhrad, jelikož průměry této frézy se vyrábí od $\varnothing D_c = 0,10 \sim 3$ mm. Vzhledem k miniaturním rozměrům tohoto nástroje je možné vyrábět zubní komponenty vyrobít s maximální přesností. [27]



Tab. 20 Řezné parametry dle průměru frézy [27]

Řezná rychlost: v_c [m/min]			Posuv [mm/ot.]	
$\emptyset 0,1 \div \emptyset 0,3$	$\emptyset 0,3 \div \emptyset 0,5$	$\emptyset 0,5 \div \emptyset 3$	$\emptyset 0,1 \div \emptyset 0,3$	$\emptyset 0,3 \div \emptyset 1$
2 ÷ 6	5 ÷ 10	8 ÷ 20	0,0005 ÷ 0,003	0,002 ÷ 0,004

4.4 Použité stroje pro výrobu náhrad a implantátů

Hledání optimálního výrobního prostředku je komplexním úkolem, do jehož zadání se promítá celá řada požadavků a omezení plynoucích nejen z vlastního tvaru, přesnosti a jakosti povrchu finálního výrobku, ale i různá organizační, personální a prostorově dispoziční omezení v konkrétním podniku. Na trhu se vyskytuje celá řada výrobců výrobních strojů a zařízení, jejichž produkty spolu neustále soupeří o přízeň budoucích i stávajících uživatelů. V medicínské výrobě se vyskytuje celá řada tvarově složitých dílů s obecnými plochami ať již přímo lidských implantátů či ortopedických nástrojů. Většinou se jedná o komponenty menších rozměrů, které lze efektivně vyrábět z tyčových polotovarů.[7]

Tyto okolnosti předurčují jakožto optimální výrobní prostředek multifunkční soustružnická obráběcí centra. Důvodem k úspěchu těchto strojů je nepochybně jejich schopnost kombinovat frézovací a soustružnické operace a tím spojit komplex dílčích obráběcích operací v jednu, což podstatně zkrátí čas přípravy výroby. Navíc soustružnicko-frézovací centra zaručují vysokou přesnost obrábění, protože není nutné opracovávat dílec v několika upnutích, což znamená méně manipulace s dílcem během různých etap obrábění. Tyto dva faktory znamenají značnou výhodu pro řadu drobných dodavatelů, kteří vyrábějí velmi komplexní vysoce přesné dílce v malých sériích do 100 kusů. [8]

4.4.1 Obráběcí centrum Yamazaki Mazak Integrex i150

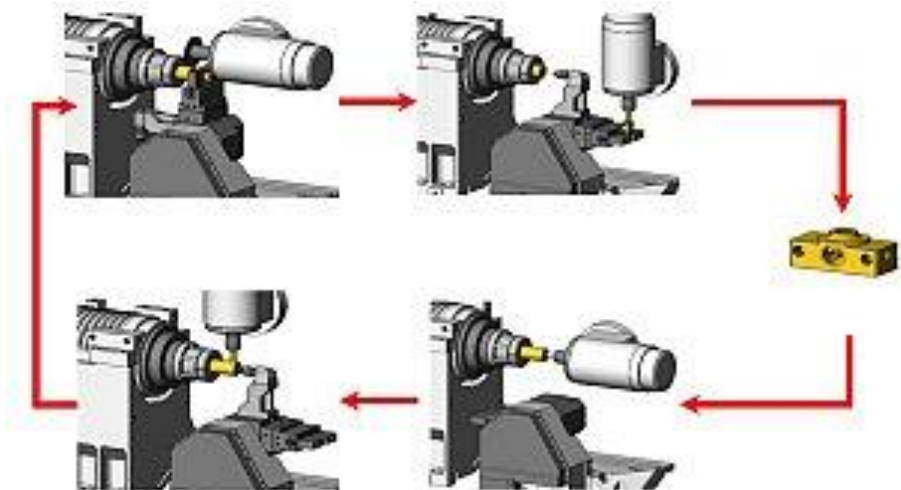
Jedním z předních výrobců obráběcích center splňující tato měřítká je stroj Integrex i150 od firmy Yamazaki Mazak. Koncepce tohoto stroje je kombinací soustružnického a frézovacího centra s vysokou ekonomičností konstrukce a minimálními zástavbovými rozměry při obrábění kolenní náhrady. Tradiční a dlouhá léta preferovaná koncepce těchto strojů je odvozena od soustruhů – tedy šikmého lože. Stroj Integrex i150 je svou kinematickou strukturou naopak odvozen od frézovacího centra. Osa X je realizována na svislém stojanu usazeném na vodorovném křížovém supportu pohybujícím se ve směru os Y a Z. [7]

Svislý stojan je zakončen frézovacím vřetenem uložen v souvisle řízené rotační ose B. Soustružnické vřeteno je pevně uloženo na základovém loži stroje. Konstrukčně se tedy jedná o kombinaci frézovacího centra s pojízdným stojanem a soustruhu s pevným vřetenem. [7]



Obr. 25 Stroj Yamazaki Mazak Integrex i150 [7]

Ačkoliv by se mohlo zdát, že spojením dvou strojů do jednoho vznikne zákonitě složitý, velký a tudíž i velmi drahý stroj, pravý opak je pravdou. Integrex i150 je rozměrově skromný stroj – zastavěná půdorysná plocha zaujímá 5,3 m², výška stroje je 2,5 m. Tím překonává i dosud nejmenší stroj z rodiny Integrex - model 100IV. Výrazný rozdíl ovšem představuje pojezd v ose Y poskytující 200 mm oproti 140 mm u srovnatelného stroje se šikmým ložem. Druhou odlišností je průchodnost soustružnického vřetena pro tyčové polotovary až do průměru 65 mm. Tento fakt předurčuje stroj k nasazení v kombinaci s podavačem tyčí pro efektivní bezobslužný provoz. [7]



Obr. 26 Možnosti funkce překlápěcí jednotky[7]

Ostatně automatizační prostředky hrají důležitou roli i ve vlastní konstrukci stroje. Na spodním loži je plně integrovaná třípolohová překlápěcí jednotka, kterou lze s výhodou využít jakožto nosiče opěrného hrotu koníka, nebo pro umístění hydraulického svěráku schopného převzít ze soustružnického vřetena rozpracovaný obrobek, viz obr.10. Po dokončení obrábění v hydraulickém svěráku je hotový kus vyjmut pomocí vykládacích kleští a umístěn na dopravníkový pás, který jej vynese mimo pracovní prostor stroje. [7]

Aplikace výroby náhrady kolenního kloubu na stroji Integrex i150

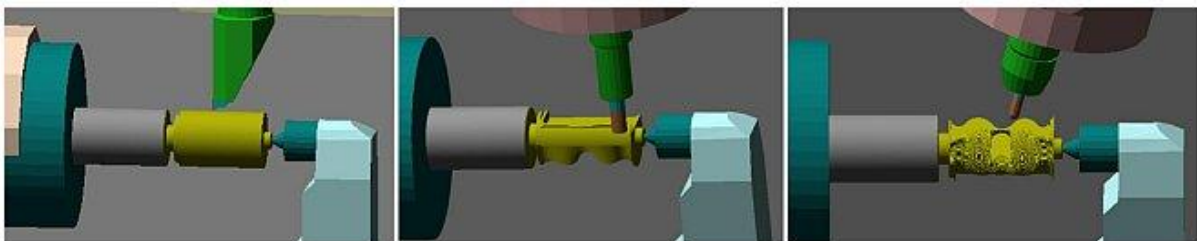
Náhrada kolenního kloubu představuje komplexní výrobek složitých tvarů, který je z hlediska technologie obrábění jednoznačně předurčen pro pěti-osé obráběcí centrum. Relativně malá velikost dílu společně s absencí ploch vhodných pro upnutí, resp. přepínání kusu mezi jednotlivými fázemi obrábění hovoří ve prospěch výroby z tyčového polotovaru a upnutí v univerzálním, v tomto případě tříčelistovém, sklíčidle. Pro finální dokončení lze potom s výhodou využít automatického přepnutí do hydraulického svěráku umístěného na překlápěcí jednotce. [7]

Výchozím polotovarem je kruhová tyč, která je automaticky zakládána do stroje pomocí podavače tyčí. V první fázi je zarovnáno čelo tyče a navrtán středící důlek. Koník umístěný na překlápěcí jednotce je využit k podepření polotovaru. Následují hrubovací operace soustružení vnějšího povrchu a frézování hrubého tvaru kolenní náhrady stopkovou frézou průměru 16 mm. Současně



Obr.27 Obráběné součást kolenního kloubu [7]

je odebrána většina materiálu tvořícího vnitřní dutinu budoucího výrobku. Postupně jsou obráběny vnější plochy kulovými frézami do konečného tvaru, přičemž finální operace jsou zajištěny specializovanými brousícími nástroji. [7]



Obr. 28 Postup obrábění náhrady kolenního kloubu [7]

V poslední fázi obrábění je opět využito překlápěcí jednotky – koník je nyní nahrazen hydraulickým svěrákem, který uchopí volný konec rozpracovaného obrobku. Oddělení dílu od původního tyčového polotovaru je realizováno kotoučovou frézou. Náhrada kolenního kloubu je tak prakticky obrobena na jedno založení tyčového materiálu do stroje. [7]

4.4.2 Obráběcí centrum Sugino XION-II-5AX

Mezi špičkové technologie dodávané firmou SUGINO patří velice kompaktní, ultra přesné, vysokorychlostní 5.ti-osé obráběcí centrum navržené pro ty nejsložitější tvary - model *Xion-II-5AX*. Tento stroj byl díky svým technickým parametrům a technologickým možnostem použit pro výrobu implantátů pro medicínské účely. Dále může být stroj využívám pro výrobu forem například zubních implantátů apod. Toto obráběcí centrum je schopné pracovat s otáčkami vřeteníku do 40.000 ot./min., a umožňuje mikroobrábění s neuvěřitelnou přesností 1 μ m. Absence jakýchkoliv převislých částí, nadbytečných pohybujících se hmotností spolu s velice



Obr. 29 Stroj Sugino XION-II-5AX [9]

přesným lineárním odměřováním dodává stroji nebývalou přesnost polohování, která dosahuje 0,1 μ m. Díky kompaktnímu uspořádání stroje zahrnuje půdorysná plocha pouze malou část prostoru s rozměry 1000x1800mm a výška stroje je maximálně 2060mm. Maximální rozměry obrobku u stroje jsou: průměr o hodnotě 200mm a délka 180mm. Tento stroj představuje snížení operačních nákladů až o 50%. [9]

4.4.3 Obráběcí centrum Ultrasonic 10

Vývoj průmyslu v oblasti obrábění kloubních implantátů je charakterizován zvýšením poptávky a vysokými požadavky na kvalitu výroby zdravotnických komponent. Stroj ULTRASONIC10 byl vybrán do této práce, jelikož nachází veliké využití při obrábění zubních náhrad a jiných drobných komponent. Firma SAUER, spadající pod koncern DMG vyvinula na bázi patentované technologie ULTRASONIC frézovací postup umožňující účinně obrábět mimořádně tvrdé a současně křehké materiály, jako například keramiku a speciální plasty. [12]

Od vstupu progresivních materiálů, jakými jsou oxid zirkoničitý a sklo-keramiky do zubní techniky, patří výkonné CNC-frézovací stroje do každodenní praxe výroby zubních náhrad. Díky moderním frézovacím centrům nabyla převahu průmyslová výroba korunek a můstků. ULTRASONIC 10 nabízí



Obr 30. Obráběcí centrum Sauer ULTRASONIC10 [12]

i malým zubním laboratořím šanci vytvořit si hospodárný procesní řetězec a zhotovovat vysoce kvalitní zubní náhrady.[12]

SAUER vyvinul ULTRASONIC 10 čistě jako stroj pro výrobu zubních náhrad, přičemž kompletně vyšel vstříc požadavkům tohoto oboru. Vzhledem ke skutečnosti, že prostorové poměry zubních laboratoří jen zřídka odpovídají průmyslovému standardu, bylo například mimořádně důležité dbát na to, aby stroj měl co nejmenší vnější rozměry. Výsledek je přesvědčivý: ULTRASONICU 10 stačí podlahová plocha jen 2m² a vstupní otvor do místnosti (pro transport stroje) o velikosti 800 mm x1800 mm. To umožňuje přepravovat ULTRASONIC 10 skrz standardní pokojové dveře. Strojní koncepce modulu ULTRASONIC 10 zohledňuje kromě kompaktních vnějších rozměrů také technické požadavky zubní techniky. Rozhodujícím je tliskové obrábění ULTRASONIC, umožňující účinně obrábět tvrdé a zároveň křehké materiály, jako jsou sklokeramiky a speciální plasty. Výkonové

spektrum stroje však zahrnuje i frézování vysokou rychlostí při obrábění náročných materiálů jako titan a chrom-kobalt. Stejně tak, jako je ULTRASONIC 10 flexibilní při výběru materiálů, tak je všestranný i při výrobě komplexních geometrických tvarů. Integrovaný otočný a naklápěcí stůl tvoří 4. a 5. osu stroje a umožňuje rozsah naklonění od -20° do $+120^\circ$, tedy i negativní úhly. [12]



Obr. 31 Detailní pohled do stroje ULTRASONIC10 při výrobě můstků [12]

Sám ULTRASONIC 10, nasazený jako samostatný stroj, zvyšuje kapacitu a produktivitu zubní laboratoře. Tato řešení umožňují bezobslužní výrobu po dobu více hodin. Tak získají zubní technici drahocenný čas pro digitální vymodelování nové zubní náhrady. Malá, uvnitř situovaná kruhová automatizace PH 2|4 poskytuje místo pro až čtyři upínací jednotky výchozího polotovaru a nepotřebuje žádné další místo. Při plném obsazení tato malá automatizace umožňuje bezobslužnou výrobu po dobu více jak 60 hodin. Velký lineární zásobník PH 2|100 s integrovaným zásobníkem hotových obrobků se také vyznačuje vynikajícím poměrem zástavné plochy k velikosti pracovního prostoru a stejně jako stroj má mimořádně malý přepravní profil.[12]

5 Další směry vývoje materiálů ve zdravotnictví a jejich obrábění

5.1 Biokompatibilní materiály

5.1.1 Materiály pro kloubní implantáty

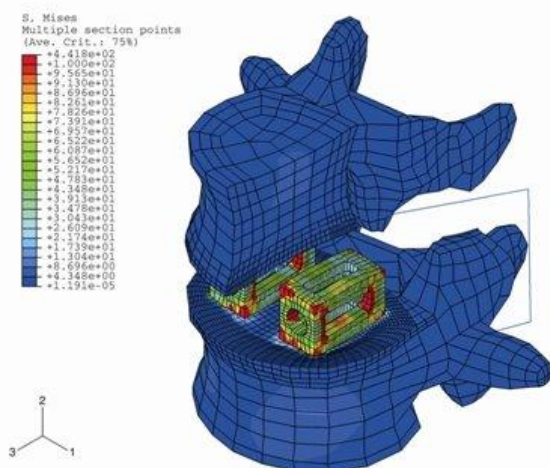
Moderní implantáty jsou vyráběny často z několika typů biokompatibilních materiálů. Kromě kovových materiálů, uvedených v kapitole 3, jako jsou slitiny Titanu, slitiny Kobaltu a Chromu nebo korozivzdorné oceli, nacházejí v implantologii široké uplatnění polymerní materiály. Používají se pro strukturální prvky nahrazující původní kostní tkáň. Z biokompatibilních polymerů jsou zhotovovány implantované součásti, např. meziobratlové rozpěrky, náhrady chybějících částí dlouhých kostí nebo tvarově složité individuální implantáty, nebo se aplikují jako výplňové materiály nahrazující kostní štěpy. Výhodou polymerních materiálů je mimo jiné jejich poddajnost, která je vyšší než u tradičně používaných materiálů, jako jsou slitiny Titanu. Proto je rozložení zatížení kostní tkáně na rozhraní s implantátem příznivější, a tím je menší riziko destrukce kosti. Dobrých kluzných vlastností dosahuje např. UHMWPE (Ultra Height Molecular Weight Polyethylene), který je využit v náhradách kloubů při realizaci pohybu. [24]

V oblasti náhrad jsou mnohaleté zkušenosti s kombinací kov-UHMWPE, přesto je dokázáno, že právě tento materiál má v klinické praxi své limity spočívající zejména v odolnosti proti opotřebení. V posledních letech byl základní UHMWPE modifikován a byly stanoveny technologické postupy, jejichž výsledkem je nový zesíťovaný polymer, jehož chemická stabilita a mechanická odolnost je vyšší než u dříve používaného. Pozornost se v současnosti upírá také na kombinaci kov-PEEK (Polyether Ether Ketone), a to zejména v kombinaci s komponentami ze slitin Ti a Co-Cr-Mo. Z dosavadní výzkumné praxe bylo zjištěno, že právě v kombinaci s Titanovou slitinou nejsou jeho vlastnosti uspokojivé. Pozitivní výsledky přináší tato kombinace v případě, že je na základní slitinu nanášena funkční tenká vrstva DLC (Diamond Like Carbon). [24]

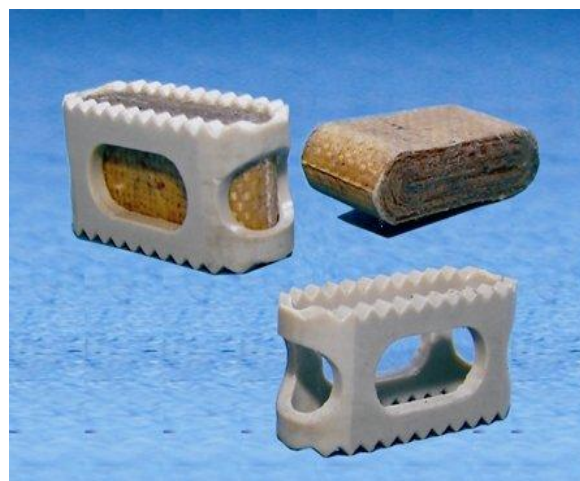
5.1.2 Materiály pro páteřní implantáty

Moderní využití materiálu PEEK se uplatňuje pro výrobu meziobratlových implantátů. Meziobratlové implantáty se používají při operativní léčbě degenerativních onemocnění bederní páteře. Cílem fúze je vytvoření pevného spojení mezi sousedními obratli. Během operace jsou do prostoru mezi obratlovými těly vloženy meziobratlové implantáty. Z mechanického hlediska jsou důležitými parametry pevnost a celková tuhost implantátu,

protože plní úlohu nosné komponenty, a proto je jeho pevnost nutným předpokladem při konstrukci. Modul pružnosti kostní tkáně je ve srovnání s modulem pružnosti běžných konstrukčních materiálů, například slitiny titanu Ti6Al4V, mnohonásobně menší. Vzhledem ke kritériím byl vyvinut nový implantát, který je vyroben z polymeru PEEK. To je materiál, který má především příznivé mechanické vlastnosti a zaručenou biokompatibilitu. Implantát se vyznačuje výhodnějším rozložením namáhání v kostní tkáni mezi obratli a snižuje se riziko nutnosti reoperací. [24]



Obr. 32 Matematický model namáhání dvojice bederních obratlů a meziobratlových implantátů [24]

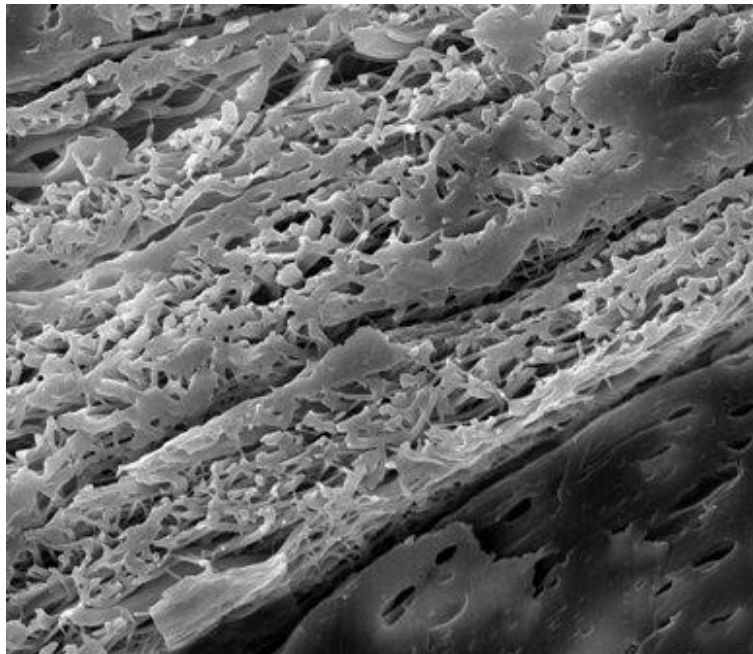


Obr. 33 příklad páteřního implantátu z materiálu PEEK [24]

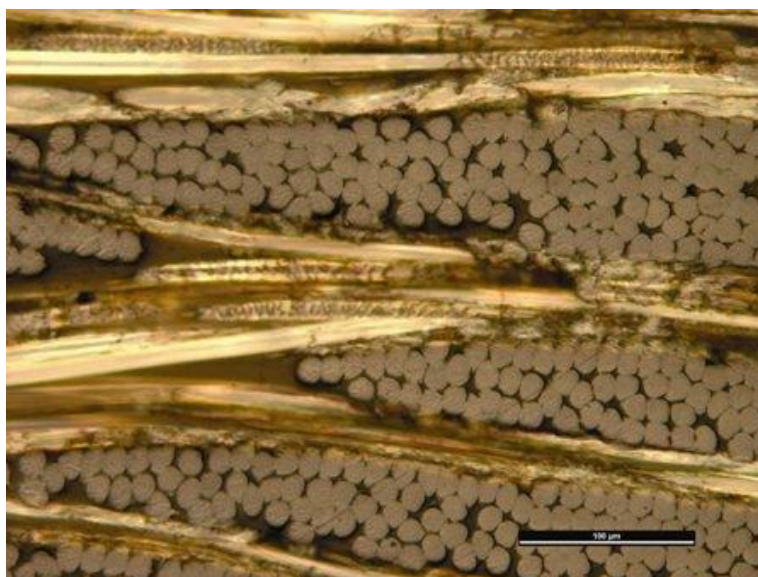
5.1.3 Materiály pro zubní implantáty

Amalgámové slitiny se přestávají používat a nahrazují je kompozitní a keramické výplně. Kompozitní materiály (viz také kapitola 3.1.3) mají excelentní estetické vlastnosti, jsou biokompatibilní a snadno použitelné. Lidská kost je v podstatě dokonalý kompozit, složený převážně z nanosložek, které jí zaručují jedinečné vlastnosti. Pokud je poškození malého rozsahu, má kost schopnost vlastní regenerace. Naopak u těžkých, rozsáhlejších defektů a ztráty objemu vyvstává potřeba aplikace kostních náhrad – štěpů. Polymerní náhrady jsou pro představu z polylaktidů, polykaprolaktanů, polyetylenů a polyuretanů. Vykazují vhodnou biokompatibilitu a poměrně malou ohybovou pevnost ve srovnání s kortikální kostí. Odborné studie i výsledky z klinické praxe naznačují, že budoucnost kostních náhrad, ať už zubních či kloubních, může spočívat v konstrukci polymerů vyztužených vlákny nebo částicemi – kompozity. Hlavní předností polymerních kompozitních materiálů je možnost volby jednotlivých složek z pohledu jejich skladby a orientace, materiálových, fyzikálních a chemických charakteristik, kterými je možno dosáhnout širokého

rozsahu mechanických a biologických vlastností. V současnosti se výzkum zabývá přípravou biologicky inspirovaného nanokompozitního materiálu pro obnovu kostní tkáně, který imituje reálnou strukturu kosti. Materiál je složen z polymerních nanovláken a matrice s různou dobou degradovatelnosti a dále obsahuje přírodní nebo syntetické kalciumfosfátové nanoprášky. [24]



Obr. 34 Příčný řez kompozitem na bázi polymerních nanovláken [24]



Obr. 35 Kompozitní materiál na bázi polymerních vláken a matrice (měřítko vpravo dole 100μm) [24]

5.2 Obrábění kompozitních materiálů

Kompozitní materiály s matricí na bázi pryskyřice nebo polymeru patří do skupiny materiálů se specifickými vlastnostmi, jejichž použití spolu s požadavky na nástroje neustále vzrůstá. Obrábění kompozitních materiálů je obtížné a volba vhodných řezných nástrojů vyžaduje zpravidla selektivní postup a velkou pečlivost. K nejrozšířenějším obráběcím operacím při zpracování těchto materiálů patří řezání (dělení), soustružení, frézování a zejména vrtání (výroba děr pro různé spojovací součásti). Nejčastěji obráběné kompozitní materiály obsahují vlákna uhlíková, skelná nebo aramidová, která jsou vázána organickým polymerem, epoxidovou nebo fenolovou pryskyřicí. Vzájemnou kombinací matrice a vyztužujících vláken lze dosáhnout rozdílných mechanických vlastností, které je nutno zohlednit při volbě řezného nástroje. Kompozitní materiály zpevněné uhlíkovými vlákny jsou velmi abrazivní, a tudíž je vyžadován co nejvíce odolný nástrojový materiál s velkými nároky, především na správnou geometrii břitu. Pro tyto materiály byly vyvinuty speciální nástroje, které vlákno nejprve předeprnou a potom čistě oddělí a odstraní z pracovního prostoru. [25]

5.2.1 Specifika kompozitních materiálů

Vyztužené kompozity lze obrábět na běžných kovoobráběcích nebo i dřevoobráběcích strojích. Na rozdíl od obvykle obráběných kovů a kovových slitin je však třeba při navrhování řezných podmínek více přihlížet k následujícím zvláštnostem těchto materiálů:

- Směrová orientace vyztužujících vláken:

Mechanické vlastnosti kompozitů se výrazně liší ve směru podél vláken a ve směru napříč vláken.

- Vysoké hodnoty tahové pevnosti:

Zvyšují intenzitu opotřebení řezného nástroje. Proto je nutné pro dosažení vyšší trvanlivosti volit nástrojové materiály s vysokou odolností vůči otěru (např. povlakované SK, diamant).

- Nízká tepelná odolnost:

Při vyšších teplotách (100 - 300 °C) nejsou stálé. Proto je třeba volit takové řezné podmínky, aby nebyla překročena tzv. kritická teplota, kdy dochází k degradaci pryskyřičné matrice a na obrobeném povrchu se začnou objevovat spálené oblasti.

- Několikanásobná tepelná roztažnost proti kovovým materiálům:

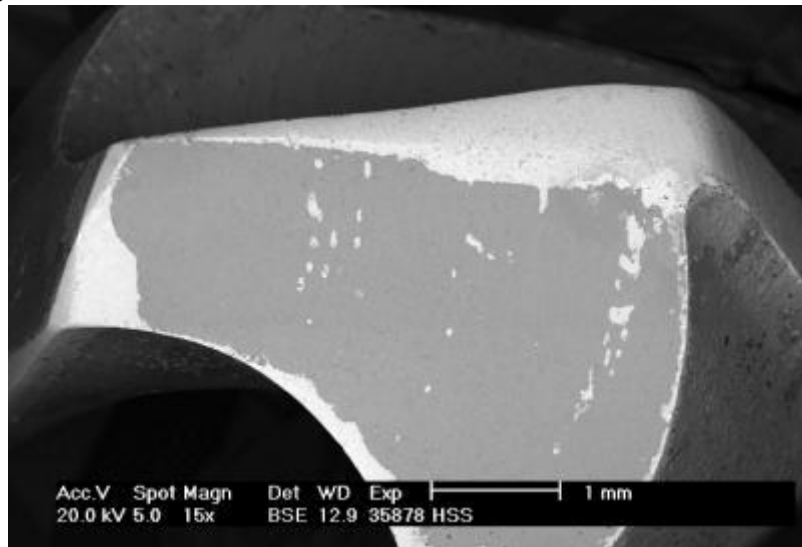
Hodnota tepelné roztažnosti kompozitů klesá s rostoucím obsahem skelných vláken. Způsobuje poměrně velkou změnu rozměrů vyráběné součásti během vlastního procesu obrábění nebo i po jeho skončení. Tuto skutečnost je třeba vzít v úvahu při výrobě i měření přesněji lícovaných součástí. [25]

5.2.2 Volba materiálů řezných nástrojů

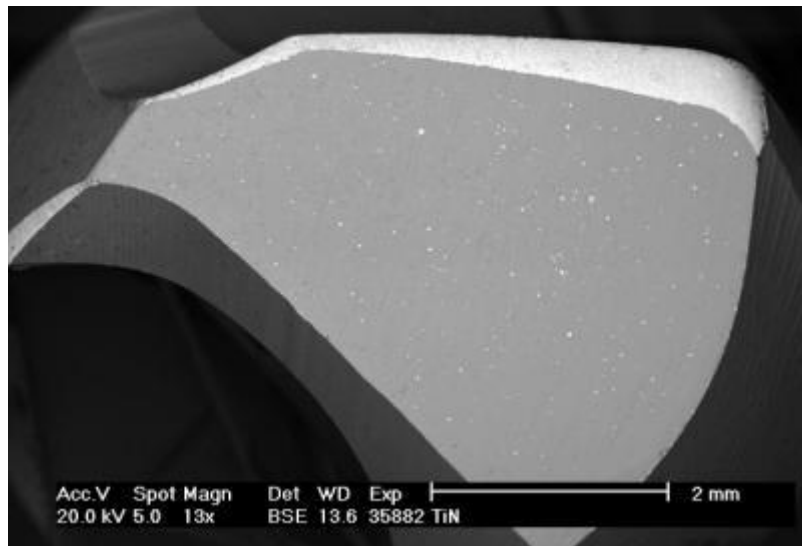
Pro obrábění kompozitních materiálů lze použít nástroje z rychlořezných ocelí, ale při jejich použití je však nutné očekávat nižší hodnoty trvanlivosti a s tím spojenou častou výměnu a přeostřování nástroje. Rychlořezné oceli jsou ve srovnání s jinými řeznými materiály charakteristické nižšími hodnotami tvrdosti, a mají tudíž i menší schopnost odolávat abrazivnímu působení vyztužujících vláken. Nejčastějším způsobem, jak zvýšit odolnost proti opotřebení a tím i trvanlivost nástrojů z rychlořezných ocelí, je aplikace různých otěruvzdorných povlaků. I v tomto případě je však intenzita opotřebení poměrně vysoká.[25]

Nástroje ze slinutých karbidů dosahují lepších výsledků v porovnání s nástroji z rychlořezných ocelí. Mechanické vlastnosti slinutých karbidů závisí zejména na obsahu pojiva (nejčastěji Co) a velikosti zrna karbidické fáze. Tvrdost se zvyšuje s vyšším podílem a jemnějším zrnem fáze karbidické, naopak velká zrna a větší podíl pojiva zvyšují houževnatost slinutého karbidu. Proto jsou pro účely obrábění kompozitních materiálů vyztužených abrazivními vlákny (uhlíková, skelná) vhodné především jemnozrné slinuté karbidy, které mají vyšší hodnoty tvrdosti, takže lépe odolávají opotřebení. Pro zvýšení trvanlivosti jsou tyto nástroje navíc pokryty různými druhy povlaků na bázi karbidů, nitridů, oxidů nebo diamantu. [25]

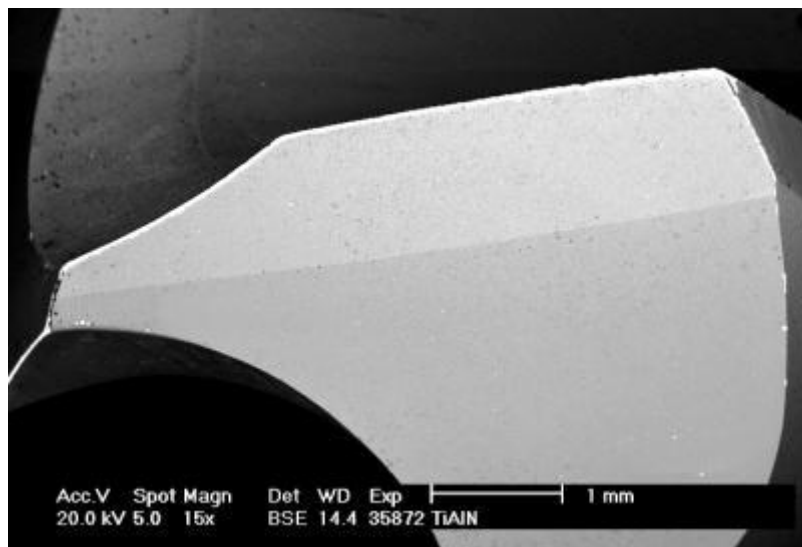
Nejlepších výsledků při obrábění kompozitních materiálů dosahují nástroje z polykrystalického diamantu. Především vysoká tvrdost, která umožňuje odolávat vysokému abrazivnímu účinku vláken, a vynikající tepelná vodivost, která zaručuje rychlý odvod tepla z oblasti řezu, jsou předpokladem pro vysokou kvalitu obrobeneho povrchu a dlouhou trvanlivost nástroje. Trvanlivost je mnohonásobně vyšší (až stonásobně) než u nástrojů ze slinutých karbidů. Ostrý břit, který vydrží po dlouhou dobu obrábění, poskytuje chladnější řez a snižuje tvorbu delaminace, protože při nadměrném opotřebení břitu se vlákna spíše odlamují, místo aby byla běžně řezána. [25]



Obr. 36 Mikroskopický pohled - ukázka opotřebení řezného nástroje z rychlořezné oceli, bez povlaku [25]



Obr. 37 Mikroskopický pohled – ukázka opotřebení řezného nástroje z rychlořezné oceli, povlak TiN [25]



Obr. 38 Mikroskopický pohled – ukázka opotřebení řezného nástroje ze slinutého karbidu, povlak TiN+TiAlN [25]

6 Závěr

Tato práce je zaměřena na technologii obrábění pro výrobu implantovaných prvků pro zdravotnický průmysl se zaměřením na používané konstrukční materiály, nástroje a stroje pro vyhotovení uvedených součástí, které lze do lidského těla implantovat.

Úkolem práce bylo zmapovat používané konstrukční materiály pro zdravotnické implantáty vyhovující přísně zadaným kritériím. Materiály určené pro tyto účely jsou zejména slitiny: Co-Cr-Mo, Cr-Ni-Mo (chirurgické ocel) a Ti-6Al-4V. Mezi moderní konstrukční materiály, používané ve zdravotnictví také patří kompozitní materiály s vyztužujícími vlákny a některé typy plastů, např. UHMWPE a PEEK.

Z hlediska výrazně kvalitních konstrukčních materiálů, které musí splňovat důležitá kritéria pro funkční činnost v lidském těle, musí být voleny adekvátní řezné nástroje, které jsou schopny z výchozího tvrdého konstrukčního materiálu vyrobit komponentu s maximální přesností. V práci jsou tedy zmapovány nástroje (včetně řezných podmínek pro některé aplikace) některých společností, které nabízejí řešení přímo pro sledované odvětví, nebo byly v rámci řešení bakalářské práce osloveny. Jedná se o společnosti: Sandvik Coromant, Pramet Tools, WNT, Tungaloy a EMUGE-FRANKEN GmBhH&Co. Nástroje těchto firem splňují požadavky potřebné pro obrábění materiálů používaných pro implantované komponenty.

Rovněž jsou zde uvedeny výrobní stroje, které byly pro toto průmyslové odvětví přímo vyvinuty, nebo jsou doporučovány výrobci. Jedná se zejména o stroje společností: Yamazaki Mazak, Sugino a Sauer (DMG). Implantáty, které jsou použité v lidském těle, mají často velmi složité a miniaturní tvary, např. dentální komponenty. Proto není možné vyrábět tyto komponenty na klasických soustruzích či frézkách. Z důvodu složitého zpracování materiálu na hotový výrobek je doporučeno použít 5.ti-osá obráběcí centra, díky kterým je možno opracovat materiál na finální obrobek pouze na jedno upnutí obrobku.

Závěrem můžeme shrnout, že pro obrábění kloubních komponent, ať už kyčelního či kolenního kloubu, jsou řezné materiály použité k výrobě zdravotnických komponent ze submikronového materiálu s nízkým obsahem kobaltu. Nejlepších výsledků je dosaženo s nástroji opatřenými PVD povlakem TiAlN (titan aluminium nitrid). Tím je zaručena nejlepší kvalita finálního obrobku.

7 Seznam použité literatury

- [1] UČEBNICE EUROMISE, J. Nedoma, J. Stehlík, M. Bartoš [online]. [cit. 2012-05-23]
Dostupné z: <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech>
- [2] BIOMECHANIKA, Lukáš Franta [online]. [cit. 2012-05-23] Dostupné z:
<http://umberto.webpark.cz/diplomka/diplomka.pdf>
- [3] BEZNOSKA, Stanislav Beznoska [online] [cit. 2012-05-23] Dostupné z:
<http://www.beznoska.cz/>
- [4] TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA KOLENNÍHO KLOUBU, Jakub Zděbło [online]
[cit. 2012-05-23] Dostupné z:
http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=40337
- [5] WIKIPEDIA.ORG, vlastnosti materiálů (do vyhledávače zadáno: Chrom, Nikl, Molybden, Titan, plastové materiály) [online] [cit. 2012-05-23] Dostupné z: <http://www.wikipedia.org>
- [6] Oxidová a Zirkoničitá keramika, autor neznámý [online] [cit. 2012-05-23] Dostupné z:
http://www.vscht.cz/sil/keramika/Ceramic_Technology/SM-Lect-8-C.pdf
- [7] MISAN Obráběcí stroje a nástroje, článek MAZAK INTEGREGX [online] [cit. 2012 05-23]
Dostupné z: <http://www.misan.cz/clanky/2010-04-01-mazak-integrex-i150-8211-maly-velky-stroj-nejen-pro-obrabeni-nahrad-kolennich-kloubu/>
- [8] Programování soustružnických obráběcích center, Jaroslav Čapek [online]
[cit. 2012 05-23] Dostupné z: <http://www.mmspektrum.com/clanek/programovani-soustruznickych-obrabecich-center.html>
- [9] Stroj SUGINO, [online] [cit. 2012 05-23] Dostupné z: <http://www.cnc-invest.cz/cnc/rubriky/userfiles/file/clanek.pdf>
- [10] Josef Sedlák, Miroslav Píška, VÝROBA IMPLANTÁTŮ [online] [cit. 2012 05-23],
Dostupné z: <http://www.mmspektrum.com/clanek/vyroba-implantatu.html>

- [11] EUROMISE - Kompozitní materiály [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z:
<http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech&node=node57>
- [12] Technický týdeník, Medicínská výroba [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z:
http://www.technickytydenik.cz/akt_cislo/medicina%202010%201-%2018.pdf
- [13] SANDVIK COROMANT, Technická příručka
- [14] ŘEZNÉ NÁSTROJE (2), Ing. Petr Borovan [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z:
<http://www.techtydenik.cz/reznenastroje.php?part=2>
- [15] OBRÁBĚCÍ TECHNOLOGIE VYUŽÍVANÉ V MEDICÍNSKÉ VÝROBĚ, Tomáš Drábek, [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z:
http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=40267
- [16] SANDVIK COROMANT, obrábění šroubů [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z:
<http://www2.coromant.sandvik.com/coromant/pdf/Medical/ENG/C-2940-115.pdf>
- [17] SANDVIK COROMANT, nástroje pro výrobu implantátů, [online] [cit. 2012 05-23],
Dostupné z:
http://www2.coromant.sandvik.com/coromant/pdf/Medical/ENG/HRSA_51_59.pdf
- [18] Skripta TECHNOLOGIE II., [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z:
http://homel.vsb.cz/~cep77/PDF/skripta_Technologie_II_1dil.pdf
- [19] SLINUTÉ KARBIDY A JEJICH VYUŽITÍ, Luboš Crhan, [online] [cit. 2012 05-23],
Dostupné z:
http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=29716
- [20] Firma WNT, [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z: <http://www.wnt.de/cs-cs/WNT-Firma.htm>

[21] WNT, Katalog: Produkty pro obráběcí techniky, [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z:

<http://www.youblisher.com/p/52829-NEWS-2010-CZ/>

[22] Obráběcí podmínky VBD typ CNMG120404, [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z:

http://www.kovoobrabeci-nastroje.cz/tmp/ke_stazeni/file6378.pdf

[23] SANDVIK COROMANT, Produkt Coromill 325, [online] [cit. 2012 05-23], Dostupné z:

http://www.sandvik.coromant.com/cs-CZ/products/coromill_325/Pages/default.aspx

[24] MM Průmyslové spektrum – Biokompatibilní materiály [online] [cit. 2012 06-20],

Dostupné z: <http://www.mmspektrum.com/clanek/biokompatibilni-materialy.html>

[25] Nástroje pro obrábění kompozitních materiálů [online] [cit. 2012 06-22], Dostupné z:

<http://www.mmspektrum.com/clanek/nastroje-pro-obrabeni-kompozitnich-materialu.html>

[26] Konzultační ambulance [online] [cit. 2012 06-25] Dostupné z:

<http://www.konzultacni-ambulance.cz/aktuality/endoprotezy-vraci-lidi-do-normalniho-zivota-451>

[27] Firma Tungaloy, frézovací nástroje [online][2012 05-23], Dostupné z:

<http://www.tungaloy.co.jp/cz/products/cutting/index.html>

PŘÍLOHY

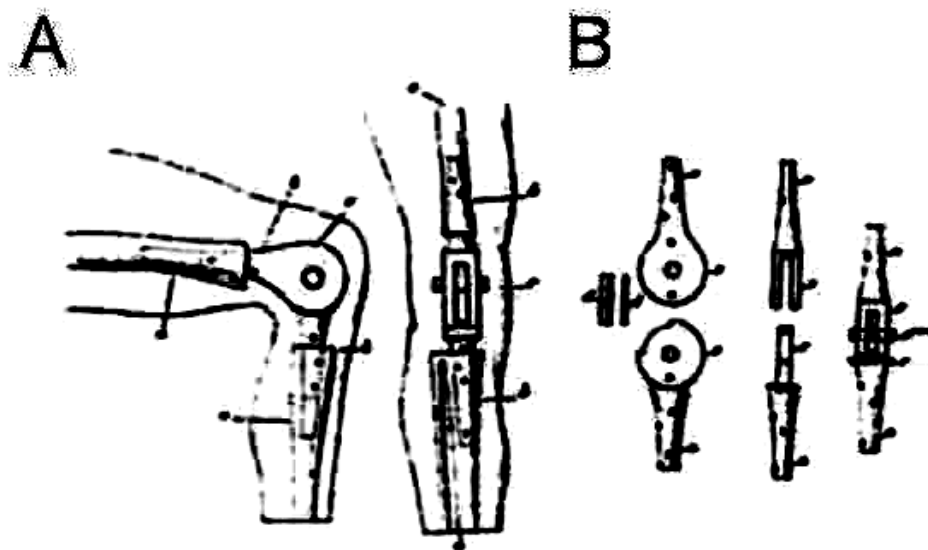
k bakalářské práci

Technologie obrábění ve zdravotnictví

Příloha 1.

Historie používání a konstrukce kloubních náhrad

Nejstarším pokusem náhrady lidského kloubu je náhrada čelistního kloubu provedená Carnochanem r. 1840 v New Yorku. Pokus nebyl úspěšný, neboť implantovaným materiálem bylo dřevo. Následující implantaci provedl roku 1890 Gluck, který provedl náhradu kolenního kloubu. Náhrada kolenního kloubu byla zhotovena ze slonové kosti a bylo použito čepového spojení dvou kloubních komponent. [1]



A. Gluckova náhrada kolenního kloubu ukotvená do kosti pomocí kalafuny, pemzy a sádry

B. Jednotlivé části Gluckovy kolenní protézy [2]

Na přelomu 19. a 20. století byl zaznamenán nástup pokusů o vytvoření funkční náhrady kyčelního kloubu. Úspěšnou náhradu provedl Jones, který použil jako vložky do kyčelního kloubu zlatou destičku. Tato náhrada sloužila 21 roků tj. až do smrti pacienta. Výrazného úspěchu docílil ve 20. letech Smith-Petersen, když použil čepičku, která byla nasazena na hlavici stehenní kosti. Vyzkoušel celou řadu materiálů jako například sklo, viskaloid, či bakelit. První implantace náhrady celé hlavice stehenní kosti proběhla v letech 1917, 1923 a 1926. Dále ve 20. letech pánové Delbet a Growes-Hey jako první implantovali umělou náhradu celé hlavice stehenní kosti. Poté byl zaveden Judetem první používaný typ endoprotézy, na jehož rozvoji se podílela celá řada dalších vědců. Dalším významným mezníkem v historii výroby umělých kloubních náhrad je rok 1950, kdy Aston T. Moore implantoval nový typ celokovové endoprotézy. Jednalo se o umělou náhradu hlavice stehenní

kosti s dříkem kotveným v dřevěné dutině. Tento typ náhrady další vědci vylepšovali. Poté během 50. a 60.let 20.století dochází k velkému rozvoji aloartroplastiky. V této době se vyskytuje v odborných literaturách kolem 40 různých druhů kloubních náhrad. Roku 1951 použil Habousch jako první pro kotvení dříku náhrady do dutiny horní části stehenní kosti samopolymerující metylmetakrylát, který se nazýval "kostní cement". Urist v roce 1957 a McBride v roce 1961 implantovali vedle stehenní komponenty i náhradu acetabula (jamku) a tím zkompletovali náhradu kyčelního kloubu na "totální" endoprotézu. Velkým pokrokem ve vývoji totálních náhrad lidských kloubů byl objev kloubní náhrady o nízkém koeficientu tření, tzv. low friction arthroplasty, sira Johna Charnleye v 60. letech. Jeho endoprotéza byla řešena jako kovová femorální komponenta s kovovou hlavicí, jejíž dřík byl ukotven cementem, polyetylenová jamka rovněž ukotvena cementem a vzájemný pohyb hlavice - jamka byl realizován párováním kov-polyetylén. Tato metoda se dále aplikovala na všechny lidské klouby. Sedmdesátá léta přicházejí se snahou odstranit cement jako fixační materiál. Důvodem je, že v případě reoperace, je nutné odstranit cement i s vrstvou kosti, se kterou je ve styku, a tím dochází k jejímu ztenčení a snížení její pevnosti. Začínají se vyskytovat i nové materiály jako kompozity, oxidová keramika, polyester a mnoho jiných. [1],[2]

V našich podmínkách vytvořil na přelomu 60. a 70. let vlastní protézu Čech, která byla Charnley-Müllerova typu. V současné době se v ČR zabývá výrobou a vývojem firmy CNC invest, s.r.o. (původní název BOHEMIA TRADE s.r.o.) Praha, BEZNOSKA s.r.o. Kladno. Pro výrobu zubních implantátů se mezi přední výrobce řadí především Švédsko. V současné době se výroba nese v duchu optimalizace kloubních náhrad s využitím moderní výpočetní techniky pro dosažení požadované kvality a životnosti. S využitím moderní technologie v teoretické, experimentální a klinické praxi se především studie zaměřují na remodelaci kostní tkáně vzhledem k různým typům zatížení, biochemickým a bioelektrickým procesům v mikrostruktuře tkáně a jiným aspektům ovlivňujícím životnost endoprotéz v lidském těle. [1],[3]

Příloha 2.

1. Rámcový postup výroby necementovaného dřívku TEP kyčle – typ SF firmou BEZNOSKA s.r.o.



Obr. 1 dřívk TEP kyčle typ SF [15]

Číslo operace	Popis práce v operaci	Nástroj
1	Navrtání středících otvorů	Středící vrták
2	Upnutí mezi hroty	-
3	Frézování tvaru	Stopková fréza
4	Vrtání otvoru pro extrakci	Vrták
5	Soustružení distální části dřívku	Soustružnický nůž
6	Frézování drážek na distální části	Drážková fréza
7	Upnutí do jednoúčelových čelistí	-
8	Frézování kuželu pro nasazení hlavice	Úhlová fréza
9	Ruční broušení na konvenčních strojích	Brousící kotouč
10	Krytí kuželu pro nasazení hlavice speciální krycí folií	-
11	Tryskání	-
12	Plazmové nanesení bioaktivní vrstvy oxidu titanu	-
13	Kontrola odtrhu nástřiku bioaktivní vrstvy oxidu titanu	-
14	Laserové značení	-
15	Čištění v ultrazvukové vaně	-
16	Oplachování běžnou vodou	-
17	Oplachování demineralizovanou vodou	-
18	Vysoušení	-
19	Kontrola kuželu	-
20	Celková výstupní kontrola	-
21	Balení	-

Tab. 21 postup výroby Necementovaného dřívku TEP kyčle [15]

2. Rámcový postup výroby femorální komponenty totální náhrady kolenního kloubu – typ SVL/SVS firmy BEZNOSKA s.r.o.



Obr. 2 femorální komponenta kolenního kloubu typ SVL [15]

Číslo operace	Popis práce v operaci	Nástroj
1	Výroba modelu pro odlévání metodou vytavitelného modelu – využití Rapid Prototyping nebo voskový model	
2	Přesné lití – metoda vytavitelného modelu	
3	CNC broušení	Brousící kotouč, brousící pás
4	Tryskání vnitřní strany	
5	Leštění vnější strany	
6	Celková výstupní kontrola	

Tab. 22 postup výroby femorální komponenty totální náhrady kolenního kloubu [15]