



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV MATERIÁLOVÝCH VĚD A INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING

## KOVOVÉ BIODOPATIBILNÍ MATERIÁLY

METAL BIOCOMPATIBLE MATERIALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

PAVEL STEJSKAL

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. EVA NOVOTNÁ, Ph.D., Paed IGIP

BRNO 2011



Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav materiálových věd a inženýrství

Akademický rok: 2010/2011

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

student(ka): Pavel Stejskal

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

### **Kovové biokompatibilní materiály**

v anglickém jazyce:

### **Metal Biocompatible Materials**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Seznámit se s jednotlivými skupinami kovových biokompatibilních materiálů, jejich chemickým složením, tepelným zpracováním, vlastnostmi a použitím.

Cíle bakalářské práce:

Student se při zpracování své závěrečné práce seznámí se základními skupinami kovových biokompatibilních materiálů - s jejich chemickým složením, dalším tepelným zpracováním a vlastnostmi danými získanou strukturou. Pozornost bude věnována i praktickým aplikacím popsaných materiálů v medicíně.

Seznam odborné literatury:

- [1] Park, J., Lakes, R.S.: Biomaterials An Introduction, Springer, 2007, e-ISBN 978-0-387-37880-0
- [2] Filip, P.: Progresivní typy biomateriálů, Ostrava, 1995
- [3] Koutský, J.: Biomateriály, Vydavatelství Západočeské univerzity, 1997
- [4] Shi, Donglu.: Introduction to Biomaterials, Tsinghua University Press, 2005, ISBN 981-256-627-9

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Eva Novotná, Ph.D., Paed IGIP

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2010/2011.

V Brně, dne 14.2.2011

L.S.

---

prof. Ing. Ivo Dlouhý, CSc.  
Ředitel ústavu

---

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.  
Děkan fakulty



## **ABSTRAKT**

Bakalářská práce se zabývá kovovými biokompatibilními materiály, jejich chemickým složením, tepelným zpracováním, výslednými mechanickými vlastnostmi a možnostmi aplikace těchto materiálů. V úvodu práce jsou objasněny základní pojmy a rozdělení biokompatibilních materiálů. Dále je nastíněna historická stránka a hlavní důvody vývoje těchto materiálů.

## **ABSTRACT**

The bachelor's thesis deals with metal biocompatible materials, their chemical composition, heat treatment, final mechanical properties and possibilities of application of these materials. Basic terms and separation of the biocompatible materials are explained in thesis introduction. Next there are outlined a historical side and main reasons of development of these materials.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

biokompatibilita, biomateriály, korozivzdorné oceli, kobaltové slitiny, titan a jeho slitiny, paměťový efekt, Nitinol

## **KEYWORDS**

biocompatibility, biomaterials, stainless steels, cobalt based alloys, titanium and titanium based alloys, shape memory effect, Nitinol

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

STEJSKAL, P. *Kovové biokompatibilní materiály*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2011. 41 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Eva Novotná, Ph.D., Paed IGIP.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Kovové biokompatibilní materiály vypracoval samostatně s využitím literatury a pramenů, uvedených v seznamu v této práci.

V Brně dne 27. května 2011

.....  
Pavel Stejskal



## **PODĚKOVÁNÍ**

Tímto děkuji Ing. Evě Novotné, Ph.D., Paed IGIP za cenné připomínky a rady při vypracování bakalářské práce.



**OBSAH:**

<b>1</b>	<b>Úvod a cíle práce.....</b>	<b>12</b>
<b>2</b>	<b>Biomateriály .....</b>	<b>13</b>
2.1	Použití biomateriálů.....	13
2.2	Historie.....	14
2.3	Základní definice .....	16
2.4	Rozdělení biomateriálů .....	17
<b>3</b>	<b>Kovové biomateriály .....</b>	<b>17</b>
3.1	Korozivzdorné oceli.....	18
3.1.1	Chemické složení.....	19
3.1.2	Mikrostruktura .....	20
3.1.3	Zpracování a mechanické vlastnosti.....	21
3.1.4	Aplikace.....	21
3.2	Kobaltové slitiny.....	24
3.2.1	Chemické složení.....	24
3.2.2	Mikrostruktura .....	26
3.2.3	Mechanické vlastnosti a zpracování .....	27
3.2.4	Aplikace.....	29
3.3	Slitiny titanu.....	30
3.3.1	Chemické složení Ti a slitin Ti.....	31
3.3.2	Struktura a vlastnosti Ti a Ti slitin .....	32
3.3.3	Aplikace.....	36
3.4	Slitiny s paměťovým efektem.....	37
3.4.1	Paměťový efekt a pseudoelasticita .....	37
3.4.2	Jednocestný paměťový efekt .....	38
3.4.3	Nitinol – stručný popis .....	38
<b>4</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>39</b>
	<b>Použitá literatura.....</b>	<b>40</b>
	<b>Seznam použitých symbolů.....</b>	<b>41</b>

## 1 Úvod a cíle práce

Tato závěrečná bakalářská práce se zabývá základními skupinami kovových biokompatibilních materiálů, jejich chemickým složením, tepelným zpracováním a vlastnostmi danými získanou strukturou.

Obecně je známo, že s rostoucí průměrnou délkou života člověka bohužel roste i nutnost nahrazovat různé části lidského těla, které již nejsou schopny vykonávat svou funkci. Z tohoto důvodu se biomateriály s postupem času staly nezbytnými, avšak jejich prvotní vývoj nebyl jednoduchý a musel překonat různorodé překážky [1]. Jednou z nich byla sterilní chirurgická technika. Do doby, než byla vyvinuta, končily veškeré pokusy o implantaci cizího tělesa (drátů a sponek z oceli, zlata, stříbra či platiny) do lidského těla neúspěchem. Příčinou byla infekce, která se po svém vzniku rychle šířila do celého organismu [4]. Sterilní prostředí tedy bylo nutnou podmínkou pro další vývoj náhrad částí lidského těla. Infekce se navíc v přítomnosti biomateriálů zhoršuje, neboť implantát může v oblasti implantace způsobit nepřístupnost pro tělní imunitní buňky [2].

Dalším hlavním důvodem vývoje aplikací biomateriálů byla snaha o vyléčení doposud nevléčitelných onemocnění, aby se zlepšila kvalita života jedinců postižených těmito chorobami. Tím se myslí *závažné vrozené vady* (defekt v srdečním svalu), *vývojové defekty* (poruchy skeletu), *nemoci vedoucí k nevratným změnám v tkáních* (disfunkčnost kloubů, základy ovlivňující oční tkáň), *atrofie tkání nebo postupná ztráta tkání* (ztráta kostní tkáně v čelisti), *tumory vyžadující chirurgické odstranění* (následná rekonstrukce dané oblasti), *poranění tkáně vyžadující dočasnou podporu* (komplikované zlomeniny), *požadavek vytvoření abnormální situace* (kontrola fertility), *požadavek dodání farmaceutik kontrolovaným způsobem* (k cílelému místu), *psychologické problémy, kosmetické a estetické důvody* (vytvoření požadovaných kontur).

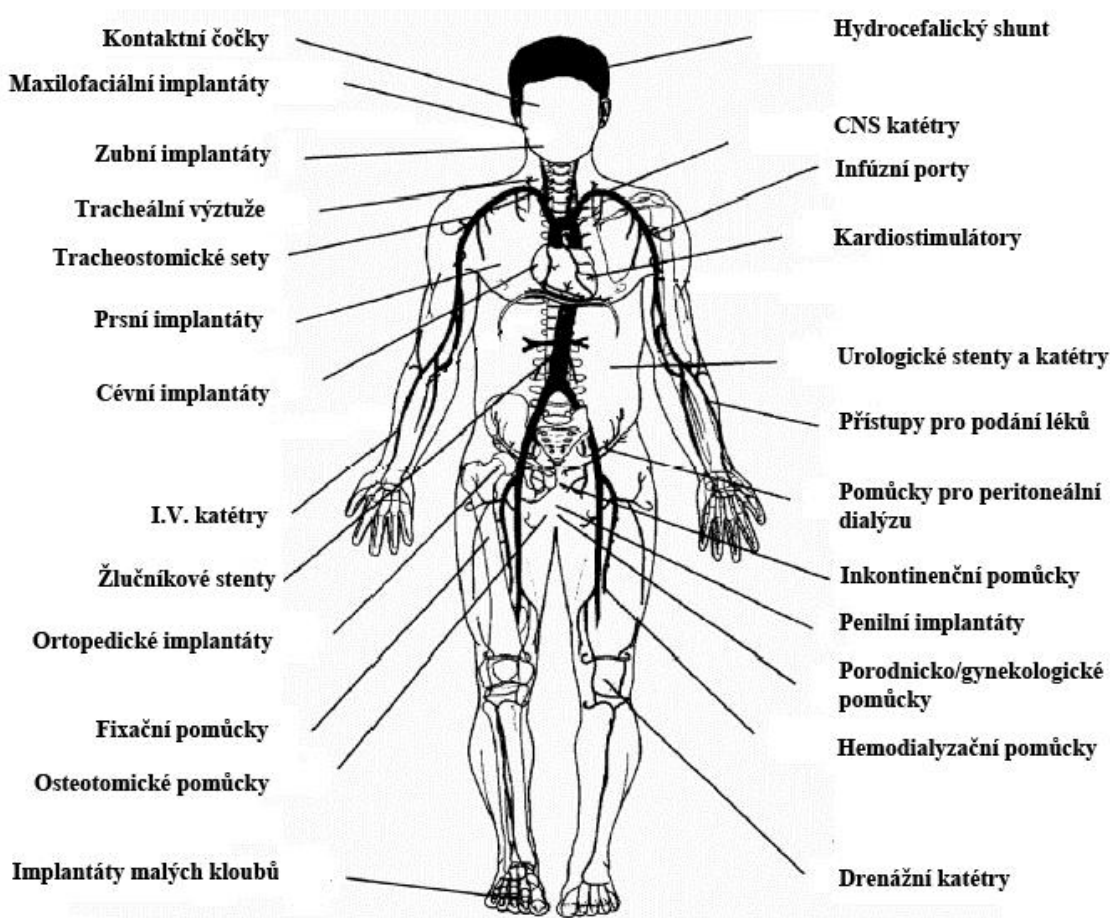
Je tedy zřejmé, že je biomateriálům v současné době věnována výrazná pozornost. Aby bylo možné daný implantát instalovat do živého organismu, musí projít řadou testů, jak z oblasti materiálového inženýrství, tak i konstrukčního inženýrství a biotechnologie. V současnosti je výzkum orientován zejména na tyto oblasti [1]:

- snížení cen existujících biomateriálů
- prodloužení životnosti použitých biomateriálů
- vývoji nových biomateriálů

## 2 Biomateriály

### 2.1 Použití biomateriálů

Použití biomateriálů v nynější době je značně rozsáhlé. Přehled jejich aplikací v lidském těle je uveden na **obr. 2.1** [4].



2.1 Použití biomateriálů [4]

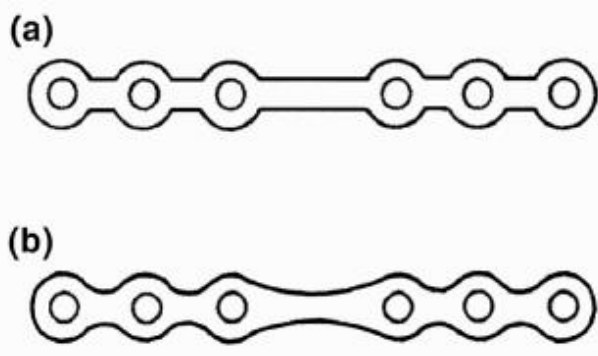
Vysvětlení některých pojmů z **obr 2.1** [4]:

- *maxilofaciální implantáty* jsou implantáty týkající se horní čelisti a tváře
- *tracheální výztuže* se implantují do průdušnice, jsou to různé kanyly, stenty atd.
- *tracheostomické sety* slouží k vytvoření umělého otvoru v průdušnici
- *katétr* je pomůcka (trubička, hadička doplněná o další nástroje) k vyšetřování, vyplachování či vyprazdňování tělesných dutin

- *I. V. katétry* jsou nitrožilní katétry
- *stent* je výztuž do trubicových orgánů (i cév) k zajištění jejich průchodnosti
- *osteotomie* je operace, při které se seřízne kost, jak pod tak i nad kolenem, a koleno se umístí do lepší pozice vzhledem k zátěžové linii končetiny
- *hydrocefalický shunt (spojka, ventil)* slouží pro odvod přebytečného mozkomíšního moku do jiné části těla, kde může být vstřebán
- *CNS katétry* jsou katétry pro centrální nervový systém (mozek a míchu)
- *pomůcky pro peritoneální dialýzu* jsou stálé katétry zavedené do břišní dutiny, sloužící k napouštění a vypouštění dialyzačního roztoku při peritoneální dialýze
- *inkontinence* je nedobrovolná ztráta moči („pomočování“)
- *drenáž* je aparatura pro odvod sekretů nebo tělesných tekutin z rány nebo tělesné dutiny

## 2.2 Historie

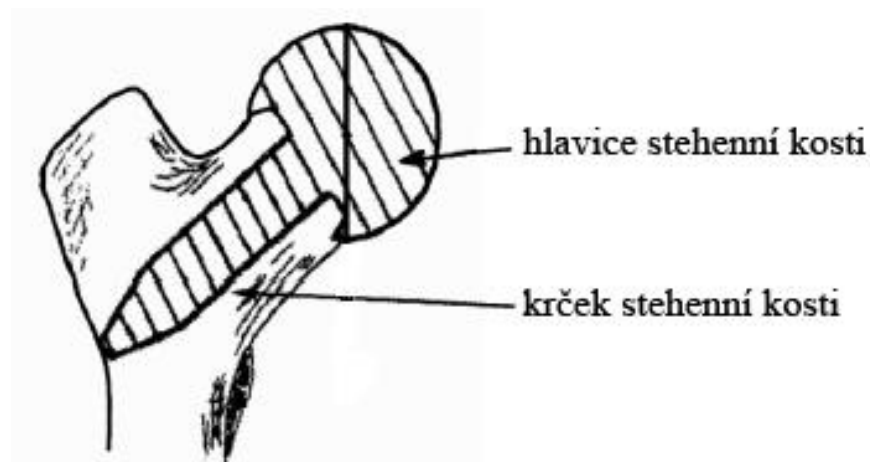
Základ dalšího vývoje chirurgie položil Dr. Joseph Lister (1827-1912), když v 60. letech 19. století zavedl sterilní chirurgickou techniku. V následujícím období se mnoho vědců v tomto oboru soustředilo na problematiku náhrady a opravy dlouhých kostí a kloubů. Na počátku 20. století W. A. Lane navrhl plát pro přeplátování kosti po fraktuře (**obr. 2.2 a**) [4]. Při jeho konstrukci použil ocel. Později tento návrh upravil Sherman, přičemž se snažil eliminovat ostré vruby, které by způsobily koncentraci napětí v materiálu (**obr. 2.2 b**) [3]. Využil při tom vanadiovou ocel [4]. Následně Zierold v roce 1924 vyvinul slitinu *Stellite*<sup>®</sup> s Co-Cr základem [4]. Po této slitině přišly na svět korozivzdorné oceli 18-8 (18% Cr, 8% Ni) a 18-8Mo (2-4% Mo), která byla zejména odolná vůči slaneému prostředí, později slitina *Vitalium*<sup>®</sup> (19% Cr, 9% Ni) [4].



Obr. 2.2 a) Laneův plát, b) Shermanův plát [4]

V roce 1926 Hey-Groves využil pro fixaci zlomeniny krčku stehenní kosti první vruty (závrtné šrouby) [4]. Poté Smith-Petersen vytvořil první hřebík použitý na upevnění fixace opět pro zlomeninu krčku stehenní kosti [4]. Původně byl vyroben z korozi-vzdorné oceli, ale časem jej Smith-Petersen nahradil Vittaliem<sup>®</sup>. Tento muž se ještě prosadil návrhy tvaru hlavy stehenní kosti. S odstupem času, konkrétně v roce 1946, vyvinuli bratři Judetové z Francie první biomechanicky použitelnou protézu kyčelního kloubu z akrylátu (**obr. 2.3** [4]). Jednalo se o první náhradu kloubového spojení (do té doby se pracovalo pouze na úrovni náhrad samotných kostí). Stejných polymerních materiálů bylo použito při vývoji náhrad oční rohovky ve 40. a 50. letech 20. století.

Po roce 1950 se lékaři spolu s vědci přesunuli dále do útrob lidského těla a začali se pokoušet o kardiovaskulární implantace. Nejprve přišli s prvními implantáty cév v provedení tuhých trubiček zhotovených z polyethylenu, akrylátového polymeru, zlata, stříbra či hliníku. Docházelo však ke vzniku krevních sraženin. Proto se dále experimentovalo s vývojem nových materiálů pro tuto aplikaci (Vinyon<sup>®</sup>, nylon, Orlon<sup>®</sup>, Dacron<sup>®</sup>, Teflon<sup>®</sup> a Ivalon<sup>®</sup>). Díky tomu mohli v roce 1960 Starr a Edwards vyrobit první komerčně použitelnou umělou srdeční chlopeň [4].



Obr. 2.3 Protéza bratří Judetů [4]

## 2.3 Základní definice

*Biomateriál* je definován jako materiál použitý k vytvoření zařízení, které bude sloužit jako náhrada části těla nebo jeho funkce bezpečným, spolehlivým, ekonomickým a fyziologicky přijatelným způsobem [4] nebo jako neživý materiál, použitý v medicínském přípravku určeném k interakci s biologickými systémy [1].

*Bioaktivní materiál* je materiál určený k tomu, aby vyvolal určitou biologickou aktivitu [1].

*Biokompatibilita* je schopnost materiálu být při specifické aplikaci snášen živým systémem, přičemž musí dojít k patřičné reakci příjemce. Živý organismus vždy rozpozná přítomnost cizí látky, a pokud je cizí těleso inertní, dojde k jeho obalení chrupavčitou tkání [1].

Jestliže organismus využije látky uvolněné z implantovaného objektu a ty se stanou součástí biosystému (aniž by ho záporným způsobem ovlivnily), je implantát zjevně vyroben z bioaktivního a biokompatibilního materiálu [1].

*Implantát* je medicínský přípravek, konstruovaný z jednoho nebo více biomateriálů, záměrně umístěný do těla [1].

Úspěšná aplikace implantátu závisí na vlastnostech a biokompatibilitě biomateriálu, z něhož je implantát vyroben, zdravotním stavu příjemce a schopnostech chirurga, který danou operaci provádí.

Na používané biomateriály jsou kladeny následující požadavky [4]:

- přijatelnost pro tkáňový povrch
- farmakologická přijatelnost (netoxický, nealergenní, nekarcinogenní, neimunogenní atd.)
- chemická inertnost a stálost
- příslušné mechanické vlastnosti
- adekvátní únavová životnost
- technická vyrobitelnost
- vhodná hmotnost a hustota
- přijatelná cena, reprodukovatelnost, jednoduchost k sestavení, možnost velkovýroby.



## 2.4 Rozdělení biomateriálů

Základní skupiny biomateriálů jsou [4]:

- a) kovy
- b) keramika
- c) polymery
- d) kompozity

Stručné výhody a nevýhody jednotlivých druhů biomateriálů jsou uvedeny v **tab. 2.1** [4].

**Tab. 2.1 Rozdělení biomateriálů a jejich vlastnosti [4]**

<b>Materiály</b>	<b>Výhody</b>	<b>Nevýhody</b>	<b>Příklady</b>
<b>Kovy</b> (Ti a jeho slitiny, Co-Cr slitiny, Au, Ag, korozivzdorné oceli)	Pevnost, tuhost, kujnost	Koroze, hustota, opracovatelnost	Kloubní náhrady, zubní implantáty, šrouby, pláty
<b>Keramika</b> (kalcium-fosfátová keramika, uhlík, atd.)	Vysoká biokompatibilita	Křehkost, nízká pevnost v tahu, nízká elasticita	Zubní a ortopedické implantáty
<b>Polymery</b> (nylon, silikonová pryž, PTFE, atd.)	Elasticita, jednodušost k sestavení	Nízká pevnost, deformace časem, degradace	Stehy, krevní cévy, kyčelní pouzdra, uši, nosy
<b>Kompozity</b>	Pevnost, výroba na míru	Obtížná výroba	Kostní cement, zubní náhrady

## 3 Kovové biomateriály

Většinu kovů používaných k výrobě implantátů (např. Fe, Cr, Co, Ni, Ti, Ta, Mo, W) dokáže v malých dávkách organismus tolerovat. Některé jsou dokonce pro biosystém nezbytné, např. Fe pro základní funkce buněk, Co pro syntézu vitamínu B<sub>12</sub>. Ve větších množstvích je však tělo nedokáže akceptovat [4]. V případě kovových implantátů tedy hraje významnou roli právě jejich biokompatibilita.

Kovové biomateriály mají široký rozsah aplikací - od přípravků pro fixaci zlomenin, při částečné či totální náhradě kloubů, v dlahách až po chirurgické nástroje i dentální amalgámy.

Jejich výhodou jsou vysoké hodnoty modulu pružnosti, pevnosti, meze kluzu a houževnatosti, díky nimž dokáží přenášet vysoká zatížení.

Všechny uvedené vlastnosti závisí na chemickém složení a způsobu zpracování. Kovové materiály jsou vyráběny tavením, kdy dochází k rozpouštění všech legujících prvků v základním kovu. Poté jsou odlévány do připravených forem a následně po ztuhnutí mohou být dále zpracovávány za studena či za tepla (obráběním, tvářením, povrchovými úpravami). Výhodou kovových materiálů je možnost jejich tepelného zpracování (kalení, žihání, zušlechťování, chemicko-tepelné zpracování), při kterém je docíleno požadovaných mechanických vlastností (tvrdosti, houževnatosti, pevnosti), samozřejmě s ohledem na druh materiálu. Vyrobené dílčí součásti jsou dále sestavovány do celků pomocí dostupných strojírenských metod (lepení, svařování, pájení, atd.).

Pro kovové materiály je bohužel typické, že v prostředí solí a při relativně vysokých teplotách korodují. Prostředí lidského organismu je velmi agresivní, dochází v něm k elektrochemickým reakcím, což způsobuje korozi materiálů implantátů. Proto jsou kladeny vysoké nároky na stabilitu používaných materiálů ve zmíněném prostředí; vysokou stabilitu má např.  $\text{TiO}_2$ .

V současnosti jsou implantovány pouze takové kovové materiály, u kterých je nepravděpodobná nebo zcela vyloučena silná koroze, která by měla za následek intoxikaci (otravu) organismu [1].

### 3.1 Korozivzdorné oceli

Abychom mohli nazvat ocel korozivzdornou, musí být obsah chromu rozpuštěného v tuhém roztoku minimálně 11,74%, resp.

$$\text{Cr} = 11,74 + 14,5 \cdot \text{C} [\%] [5].$$

Korozivzdorné oceli můžeme dle struktury rozdělit na tři typy [8]:

- *feritické* oceli s bcc (kubickou prostorově středěnou) mřížkou, které jsou poměrně levné, neboť mají celkem nízký obsah drahého niklu. Bohužel jsou velmi málo korozně odolné a mají nízkou tažnost.
- *austenitické* oceli s fcc (kubickou plošně středěnou) mřížkou, které se mohou pyšnit svou vysokou korozivzdorností a tažností a tudíž jsou přednostně voleny pro výrobu

implantátů. Jak feritické, tak i austenitické oceli mají nižší obsah uhlíku než martenzitické.

- *martenzitické* oceli tvořené metastabilní martenzitickou fází. Vysoké pevnosti a tvrdosti těchto korozivzdorných ocelí se využívá pro konstrukci chirurgických nástrojů (nože, svorky).

### 3.1.1 Chemické složení

První používanou korozivzdornou ocelí byla ocel 18-8 (AISI 302). Později byla představena ocel 18-8Mo, která měla zvýšený obsah molybdenu, jenž zvyšuje odolnost slitiny v solném prostředí. V 50. letech 20. století se podařilo u této slitiny snížit obsah uhlíku z 0,08% na 0,03%, což zvýšilo odolnost proti korozi v prostředí chloridů. Ocel se stala známá pod označením AISI 316L [4]. Toto označení se týká typu ocelí, konkrétní označení jsou např. ASTM F55, ASTM F138 nebo ASTM F139. Od sebe se mírně liší v obsazích legujících prvků, více je uvedeno v **tab. 3.1** [1].

**Tab. 3.1 Chemické složení korozivzdorných ocelí typu AISI 316L [%] [1]**

Prvek	ASTM F55	ASTM F138
<b>C</b>	0,03 max	0,03 max
<b>Mn</b>	2,0 max	2,0 max
<b>P</b>	0,03 max	0,025 max
<b>S</b>	0,03 max	0,01 max
<b>Si</b>	0,75 max	0,75 max
<b>Cr</b>	17,0 až 19,0	17,0 až 19,0
<b>Ni</b>	12,0 až 14,0	13,0 až 15,0
<b>Mo</b>	2,0 až 4,0	2,0 až 3,0
<b>N<sub>2</sub></b>	0,1 max	-
<b>Cu</b>	0,5 max	-
<b>Fe</b>	zbytek do 100%	zbytek do 100%

**Slitiny AISI 316L** - jedná se o austenitické paramagnetické korozivzdorné oceli. Díky vysokému obsahu chromu až 19% si vytvářejí na povrchu pasivační vrstvu. Jelikož mají tyto oceli snížený obsah uhlíku, nejsou příliš náchylné ke tvorbě nebezpečných karbidů  $M_{23}C_6$  ( $Cr_{23}C_6$ ) na hranicích zrn. Obsah molybdenu zvyšuje odolnost vůči bodové korozi v prostředí chloridových iontů (s  $Cl^-$  ionty). Tepelné zpracování se nesmí odehrávat v rozmezí teplot 450

až 850°C, neboť v tomto intervalu dochází ke tvorbě již zmíněných nebezpečných karbidů [1]. Vysoký obsah niklu u austenitických ocelí stabilizuje fázi s fcc mřížkou, protože samotný nikl krystalizuje v soustavě fcc.

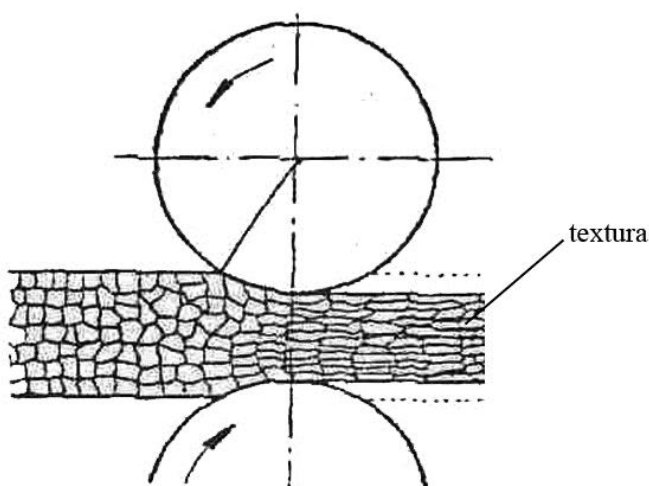
### 3.1.2 Mikrostruktura

Hlavní roli z hlediska mechanických vlastností u austenitických korozivzdorných ocelí hraje velikost a tvar zrna; doporučená velikost zrna pro oceli ASTM 316L je 100 μm a menší. Všeobecně platí, že čím menší je velikost zrna, tím větší je pevnost a tuhost daného materiálu. Je to způsobeno tím, že menší zrna dávají větší plochu hranic zrn jako překážek skluzového pohybu dislokací a tím pádem tvoří i větší překážku pro šíření plastické deformace [8]. Závislost meze kluzu na velikosti zrna udává Hall – Petchův vztah

$$R_{eL} = \sigma_0 + k_y \cdot d^{-\frac{1}{2}} \text{ [MPa]},$$

kde  $\sigma_0$  je třecí napětí potřebné pro pohyb dislokací [MPa],  $k_y$  je materiálová konstanta [ $\text{N}\cdot\text{mm}^{-3/2}$ ],  $d$  je střední průměr zrna [mm] [7].

Tvar zrna závisí na předchozím zpracování, rozlišujeme např. rovnoosé zrno vzniklé po žitání, válcování za studena prodlouží zrna ve směru válcování – vzniká tak textura způsobující anizotropii vlastností [8]. Textura je znázorněna na obr 3.1 [6].



Obr. 3.1 Textura při válcování za studena [6]

### 3.1.3 Zpracování a mechanické vlastnosti

Tváření korozivzdorných ocelí za studena není možné bez následného okamžitého ohřevu. Jak již bylo řečeno výše, tepelné zpracování nesmí probíhat v rozmezí teplot 450 až 850°C. V této oblasti teplot totiž dochází k precipitaci nebezpečných karbidů chromu na hranicích zrn, čímž by došlo k poklesu obsahu chromu v tuhém roztoku, ocel by již nebyla korozivzdorná a docházelo by k bodové korozi [4].

Další překážkou tepelného zpracování těchto ocelí je tvorba oxidů na povrchu. Ty mohou být odstraněny chemicky (kyselinou) nebo mechanicky (pískováním). Po odstranění těchto sloučenin je komponenta vyleštěna do zrcadlového lesku nebo upravena do matné podoby. Před sterilizováním a zabalením je součást očištěna, odmaštěna a pasivována v kyselině dusičné (ASTM Standard F86 – norma pro úpravu povrchů) [4].

Mechanické vlastnosti korozivzdorných ocelí pro chirurgické implantáty jsou uvedeny v **tab. 3.2** [4].

**Tab. 3.2 Mechanické vlastnosti korozivzdorných ocelí chirurgických implantátů [4]**

Zpracování	$R_m$ [MPa]	$R_e (R_{p0,2})$ [MPa]	$A$ [%]	<i>Tvrdość</i> [HRB]
<b>Tyče a dráty (F138):</b>				
Žiháno	490	190	40	-
Tvářeno za studena	860	690	12	-
Vytvrzeno	1350	-	-	-
Taženo za studena	860	-	-	-
	1035	-	5	-
<b>Plechý a pásy (F139):</b>				
Žiháno	490	190	40	95
Tvářeno za studena	860	690	10	-

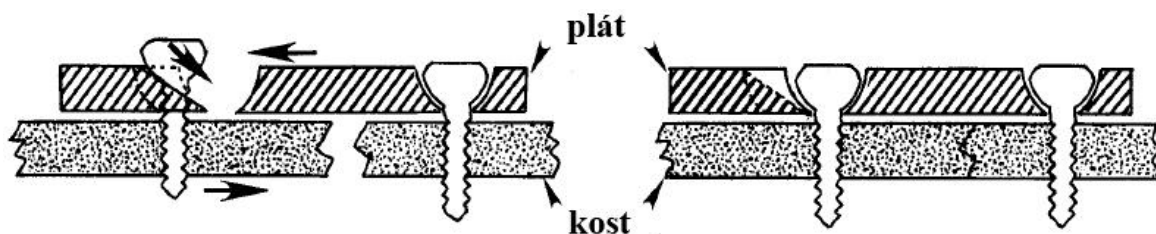
### 3.1.4 Aplikace

Téměř většina chirurgických hřebů (**obr 3.2** [3]), používaných pro dočasné i trvalé přichycení kostních fragmentů nebo pro částečnou fixaci při zavádění rozměrnějších šroubů, je vyrobena právě z korozivzdorných ocelí.

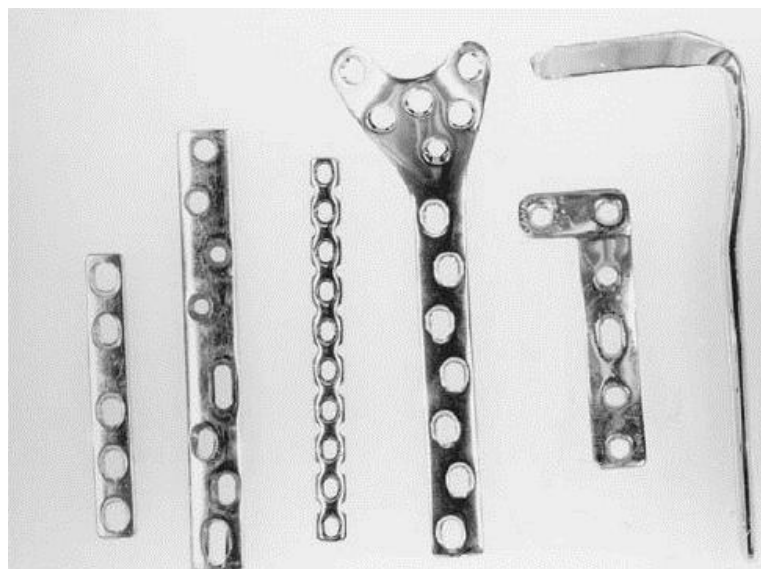


Obr. 3.2 Příklady kostního hřebu [3]

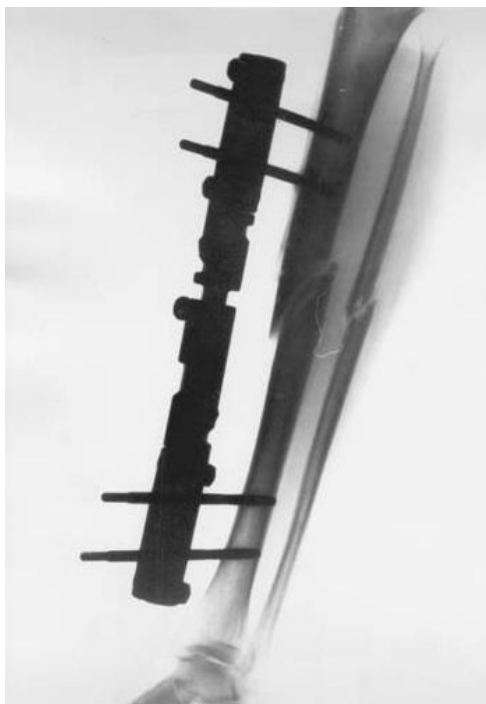
Další aplikace těchto slitin je v případě kostních plátů (**obr. 3.4 [3]**), které slouží k lepší fixaci zlomených částí kostí a vyskytují se v různých tvarech a provedeních (**obr. 3.5 [3]**). Pevnost plátu je ovlivněna zejména modulem pružnosti zvoleného materiálu v ohybu a v krutu a proto jsou nejvhodnější volbou materiálu pro výrobu kostních plátů austenitické korozivzdorné oceli. Příklad překlátování kosti je na **obr. 3.3 [3]**.



Obr. 3.3 Princip zafixování kosti pomocí kostního plátu [3]



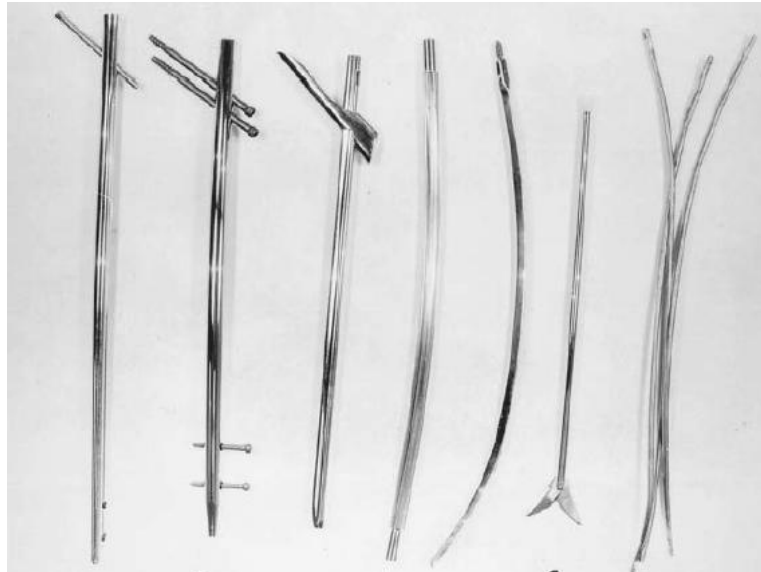
**Obr. 3.4** Příklady kostních plátů [3]



**Obr. 3.5** Překlátování fraktury holenní kosti pomocí vnějšího plátu [3]

Korozivzdorné oceli se dále používají pro výrobu chirurgických drátů (žíhaných), šroubů a dřevových hřebů (**obr. 3.6** [3]). Dřevové hřeby slouží jako vnitřní opora při stabilizaci zlomenin dlouhých kostí.

Výhodou korozivzdorných ocelí je poměrně nízká cena a snadná výroba oproti jiným kovovým biomateriálům.



Obr. 3.6 Příklady dřevěných hřebů [3]

## 3.2 Kobaltové slitiny

Tyto slitiny jsou též nazývány Co-Cr slitiny, neboť tyto dva kovy mají největší zastoupení v jejich složení. Z hlediska použití nebo technologie zpracování je možné kobaltové slitiny rozdělit na dvě základní skupiny [4]:

- slitiny Co-Cr-Mo využívané k odlévání se již desetiletí uplatňují ve stomatologii a k výrobě umělých kloubů.
- slitiny Co-Ni-Cr-Mo určené ke tváření jsou využívány k výrobě protéz vysoce namáhaných kloubů (kolenní či kyčelní kloub).

Kobaltové slitiny mají vyšší odolnost vůči korozi a opotřebení než korozivzdorné oceli, avšak mají větší hmotnost.

### 3.2.1 Chemické složení

Normy ASTM rozlišují čtyři typy kobaltových slitin, které jsou doporučeny pro chirurgické implantáty [4]:

- Co<sub>28</sub>Cr<sub>6</sub>Mo k odlévání
- Co<sub>20</sub>Cr<sub>15</sub>W<sub>10</sub>Ni ke tváření
- Co<sub>35</sub>Ni<sub>20</sub>Cr<sub>10</sub>Mo ke tváření



- Co<sub>20</sub>Ni<sub>20</sub>Cr<sub>3.5</sub>Mo<sub>3.5</sub>W<sub>5</sub>Fe ke tváření

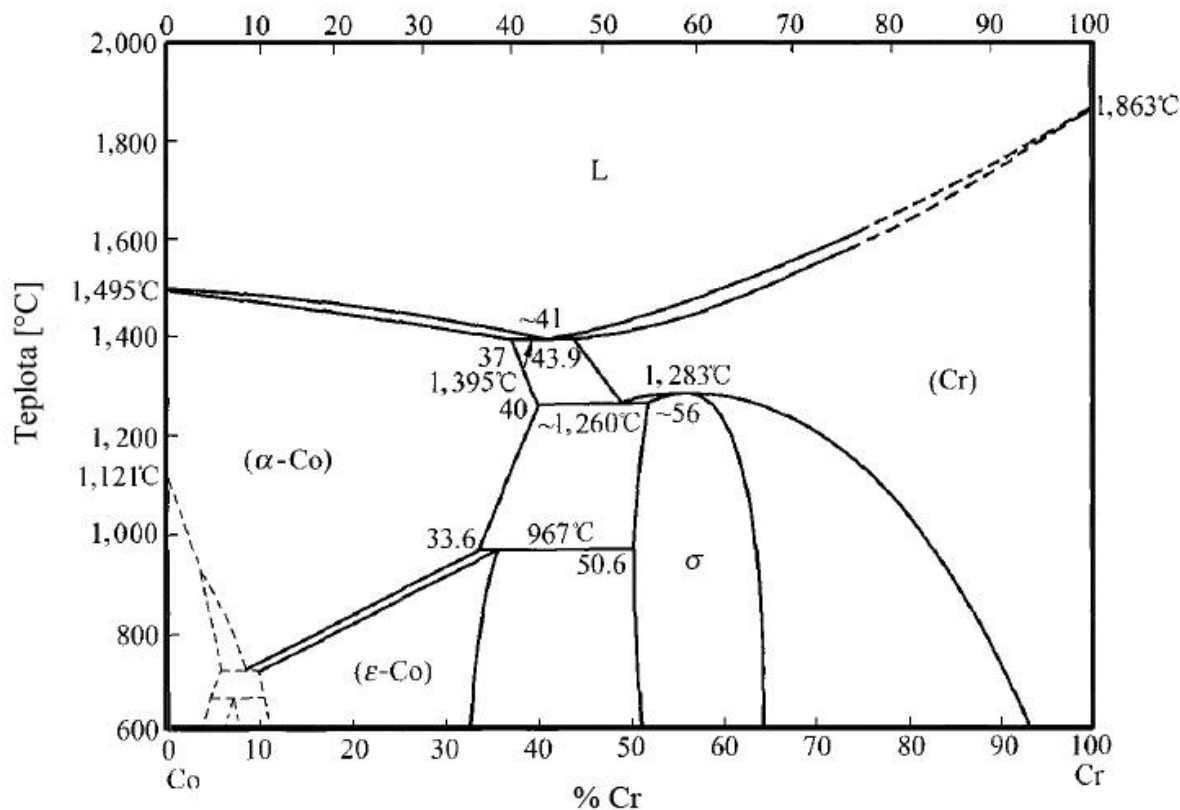
V současnosti se používají pouze dva typy, Co<sub>28</sub>Cr<sub>6</sub>Mo k odlévání a Co<sub>35</sub>Ni<sub>20</sub>Cr<sub>10</sub>Mo ke tváření. Chemické složení jednotlivých typů se navzájem značně liší, několik z nich je uvedeno v **tab. 3.3** [4].

**Tab. 3.3 Chemické složení kobaltových slitin [%] [4]**

Prvek	Co <sub>28</sub> Cr <sub>6</sub> Mo Litá		Co <sub>20</sub> Cr <sub>15</sub> W <sub>10</sub> Ni Tvářená		Co <sub>35</sub> Ni <sub>20</sub> Cr <sub>10</sub> Mo Tvářená		Co <sub>28</sub> Cr <sub>6</sub> Mo Tvářená	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Cr	27,0	30,00	19,0	21,0	19,0	21,00	26,0	30,0
Mo	5,0	7,00	9,0	10,5	-	-	5,0	7,0
Ni	-	2,5	33,0	37,0	9,0	11,00	-	1,0
Fe	-	0,75	9,0	10,5	-	3,00	-	0,75
C	-	0,35	-	0,025	0,05	0,15	-	0,35
Si	-	1,00	-	0,15	-	1,00	-	1,0
Mn	-	1,00	-	0,15	-	2,00	-	1,0
W	-	0,20	-	-	14,00	16,00	-	-
P	-	0,020	-	0,015	-	0,040	-	-
S	-	0,010	-	0,010	-	0,030	-	-
N	-	0,25	-	-	-	-	-	0,25
Al	-	0,30	-	-	-	-	-	-
Bo	-	0,01	-	0,015	-	-	-	-
Ti	-	-	-	1,0	-	-	-	-
Co	zbytek do 100%							

Veškeré kobaltové slitiny mají nízký obsah uhlíku (cca 0,25% C). U slitin Co<sub>28</sub>Cr<sub>6</sub>Mo a Co<sub>20</sub>Cr<sub>15</sub>W<sub>10</sub>Ni, které jsou nejpoužívanější, je tuhý roztok tvořen kobaltem a chromem. Často je tato fáze označována  $\epsilon$ -Co, jak je zřejmé u fázového diagramu na **obr. 3.7** [8]. Přídavek chromu u Co<sub>28</sub>Cr<sub>6</sub>Mo a Co<sub>20</sub>Cr<sub>15</sub>W<sub>10</sub>Ni zvyšuje odolnost vůči korozi. Molybden zase zjemňuje zrno, zvyšuje tak pevnost a zlepšuje i korozní odolnost. Wolfram a nikl jsou přidávány z důvodu lepší opracovatelnosti.

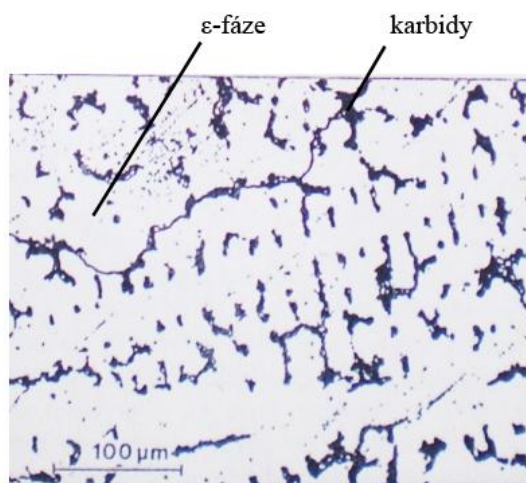
Slitina Co<sub>35</sub>Ni<sub>20</sub>Cr<sub>10</sub>Mo je vícefázová s vysokým obsahem niklu, který stabilizuje  $\alpha$ -Co fázi s fcc mřížkou. Díky tomuto složení může být Co<sub>35</sub>Ni<sub>20</sub>Cr<sub>10</sub>Mo v tuhém stavu zpevnována transformací z  $\alpha$  (fcc) na  $\epsilon$  (hcp) fázi. To se děje např. při válcování za studena, později pak dojde k precipitačnímu vytvrzení částicemi Co<sub>3</sub>Mo [8].



Obr. 3.7 Fázový diagram Co – Cr [8]

### 3.2.2 Mikrostruktura

Typická mikrostruktura slitiny Co28Cr6Mo pro odlévání se skládá z  $\epsilon$ -fáze bohaté na kobalt a mezidendritických karbidů, tato struktura je uvedena na **obr. 3.8** [1]. Při krystalizaci slitiny Co28Cr6Mo vznikají poměrně velká zrna, což má za následek nízké mechanické vlastnosti, konkrétně pevnost. Zjemnění zrna a tím i zvýšení pevnosti můžeme dosáhnout tepelným zpracováním [8].



Obr. 3.8 Mikrostruktura slitiny Co28Cr6Mo po odlití [1]

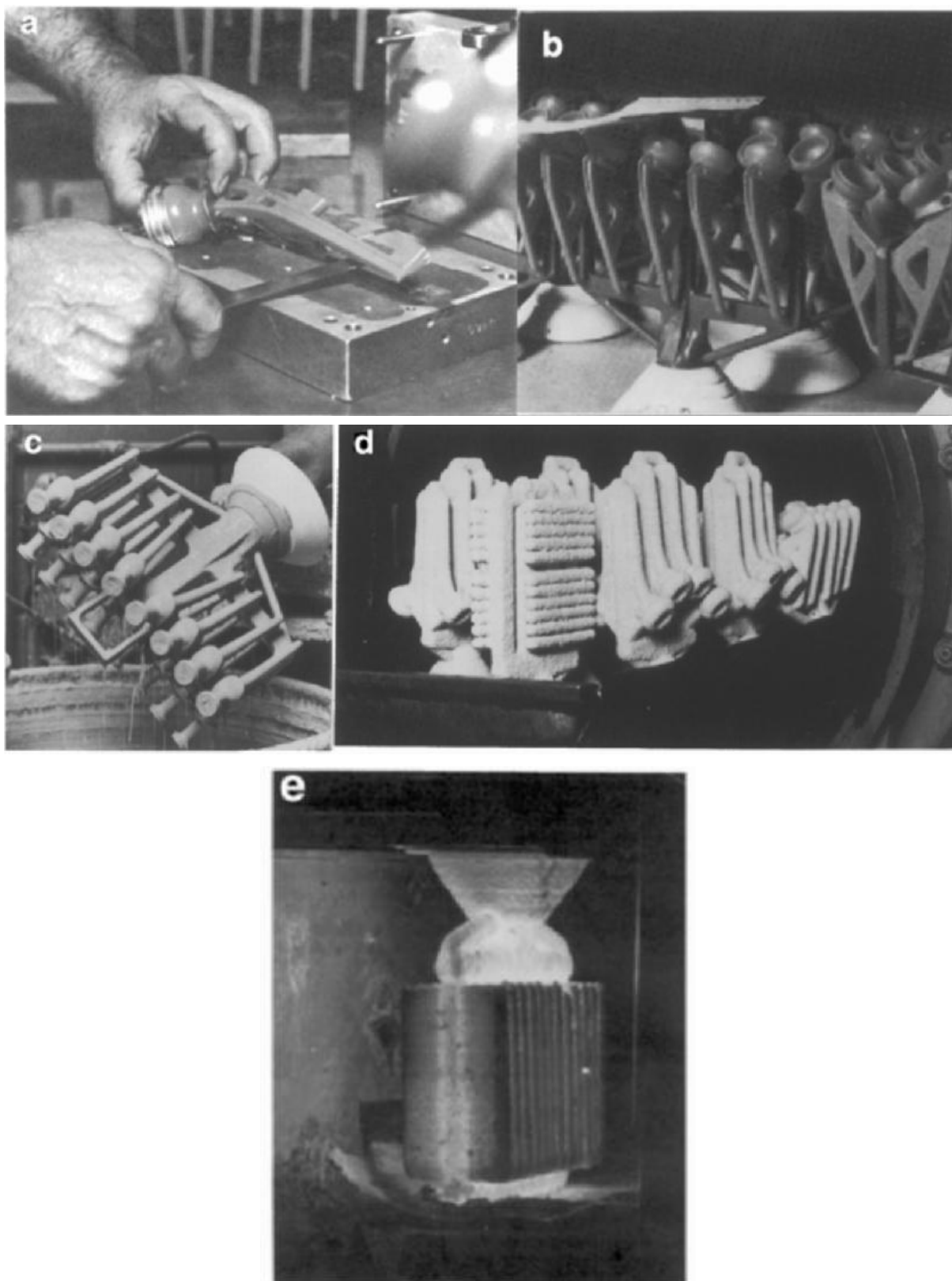
### 3.2.3 Mechanické vlastnosti a zpracování

Jednou z nejslibnějších slitin kobaltu je Co<sub>35</sub>Ni<sub>20</sub>Cr<sub>10</sub>Mo obsahující 35% Co a 35% Ni. Tato slitina má vysokou odolnost vůči korozi pod napětím ve slané vodě (v prostředí Cl<sup>-</sup>). Tvářením za studena je možno značně zvýšit pevnost této slitiny. Při stárnutí v rozmezí teplot 425 až 650°C vzniká jemný  $\epsilon$  martenzit a v něm precipitáty Co<sub>3</sub>Mo, tím se docílí výrazného zvýšení pevnosti.

Tvářená Co<sub>35</sub>Ni<sub>20</sub>Cr<sub>10</sub>Mo a litá Co<sub>28</sub>Cr<sub>6</sub>Mo mají podobné abrazivní opotřebení (cca 0,14 mm/rok), což je ale pro současné protézy neakceptovatelné. Pro své špatné třecí vlastnosti není Co<sub>35</sub>Ni<sub>20</sub>Cr<sub>10</sub>Mo vhodná pro kontaktní plochy (klouby). Avšak je-li požadována vysoká mez pevnosti v tahu, mez únavy a dlouhá životnost, je slitina Co<sub>35</sub>Ni<sub>20</sub>Cr<sub>10</sub>Mo vhodná.

Modul pružnosti je u slitin kobaltu přibližně 220 až 234 GPa (mnohem vyšší než u korozi-vzdorných ocelí). Také jejich korozní odolnost je dosti vysoká, protože na povrchu se utváří pasivační vrstva tvořená oxidy chromu.

K odlévání Co<sub>28</sub>Cr<sub>6</sub>Mo se používá metoda vytavitelného voskového modelu. Nejprve je vytvořen voskový model, který se posléze obaluje keramickou hmotou. Po zaschnutí obalu následuje vytavení vosku z keramické formy buďto ohřevem formy nebo častěji přehřátou párou. Po odstranění vosku se musí vzniklá skořepina vysušit. Poté se může přejít k samotnému lití tekutého kovu do formy, přičemž kobaltové slitiny jsou odlévány za teplot 1350 až 1450°C. Postup odlévání dřívku stehenní kosti je uveden na **obr. 3.9** [4].



**Obr. 3.9** Postup odlévání dřívku stehenní kosti [4]: a) vstříkování vosku do mosazné formy; b) sestavování voskových modelů; c) obalování keramickou hmotou; d) vytavení vosku; e) lití roz-taveného kovu do přehřáté keramické formy

Ještě zbývá dodat, že slitiny kobaltu jsou hůře obrobitelné nežli korozivzdorné oceli a jsou poněkud dražší. Mechanické vlastnosti jednotlivých typů kobaltových slitin jsou uvedeny v **tab. 3.4** [1, 4].

**Tab. 3.4** Mechanické vlastnosti Co slitin [1, 4]

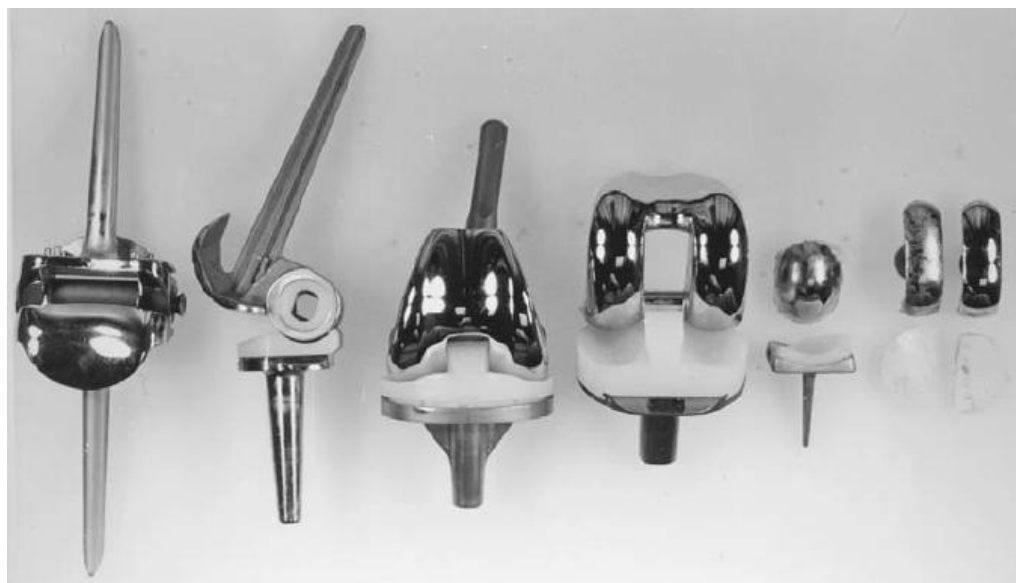
	Stav	$R_m$ [MPa]	$R_e (R_p0,2)$ [MPa]	$\sigma_c$ [MPa]	A [%]	Z [%]
<b>Co28Cr6Mo</b>	Litá	655	450	310	8	8
<b>Co20Cr15W10Ni</b>	Žíhaná	896	397	-	30 - 45	-
<b>Co35Ni20Cr10Mo</b>	Po rozpouštěcím žíhání	793 - 1000	241 - 448	340	50	65
	Deformačně zpevněná	min 1793	min 1586	-	8	35

### 3.2.4 Aplikace

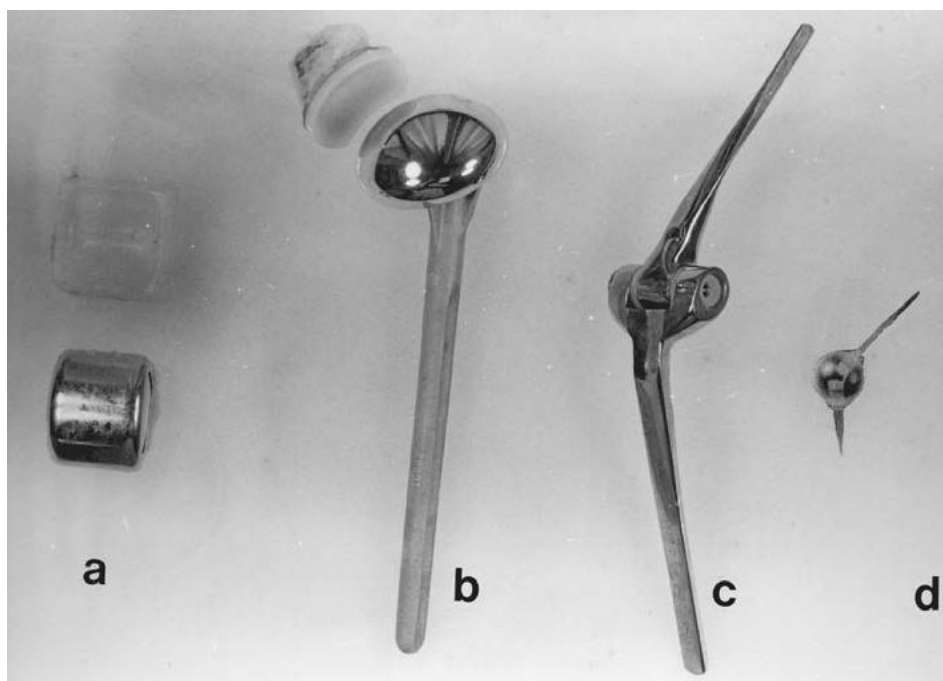
Kobaltových slitin, ať již tvářených nebo litých, se především využívá při konstrukci většiny umělých kloubů (kyčle (**obr. 3.10** [3]), kolene (**obr. 3.11** [3]), kotníku, ramene, lokte, prstu (**obr. 3.12** [3])). Díky jejich vysoké odolnosti vůči opotřebení jsou vhodné pro dřívky, hlavičky a jamky výše zmíněných kloubů. Kvůli horším třecím vlastnostem slitin jsou kontaktní plochy pokrývány polymery.



**Obr. 3.10** Stavební systém kyčelního kloubu [3]



Obr. 3.11 Různé druhy konstrukcí kolenních kloubů [3]



Obr. 3.12 Příklady endoprotéz [3]: a) kotníku; b) ramene; c) lokte, d) prstu

### 3.3 Slitiny titanu

První pokusy o využití titanu v medicínské oblasti se datují do 30. let 20. století. Právě kombinace nízké hustoty, která je uvedena v **tab. 3.5** [4], vysoké odolnosti vůči korozi, excellentní biokompatibilitě a vynikajících mechanických vlastností dělají titanové slitiny atraktivní pro použití v ortopedii. Avšak komerčně čistý titan nemá dostatečnou pevnost pro přenos

zatížení a užívá se hlavně na tvorbu povrchových povlaků a dentálních implantátů. Proto větší využití mají právě slitiny titanu.

**Tab. 3.5 Srovnání hustot používaných slitin [4]**

	Ti slitiny	316L	Co28Cr6Mo	Co35Ni20Cr10Mo
<b>Hustota [g.cm<sup>-3</sup>]</b>	4,5	7,9	8,3	9,2

### 3.3.1 Chemické složení Ti a slitin Ti

Komerčně čistý titan se dělí na čtyři druhy (tzv. grade 1 až 4) dle obsahu jednotlivých doprovodných prvků. Jejich složení je uvedeno v **tab. 3.6 [4]**. Grade 4 obsahuje nejvyšší množství uhlíku, železa a kyslíku, které jsou vůči titanu intersticiálními prvky a vytváří s ním intersticiální tuhé roztoky. Složení vybraných slitin Ti je uvedeno v **tab. 3.7 [4]** a **tab. 3.8 [4]**. Názvy titanových slitin jsou odvozeny od jejich chemických složení, např. Ti6Al4V obsahuje 6% Al a 4% V. Nečistoty kyslík, železo a uhlík hrají význačnou roli v případě mechanických vlastností titanových slitin, a proto se u titanových slitin neústupně dbá na jejich co nejnižším množství.

**Tab. 3.6 Chemické složení komerčně čistého Ti [%] [4]**

Prvek	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4
<b>N</b>	0,03	0,03	0,05	0,05
<b>C</b>	0,10	0,10	0,10	0,10
<b>H</b>	0,015	0,015	0,015	0,015
<b>Fe</b>	0,20	0,30	0,30	0,50
<b>O</b>	0,18	0,25	0,35	0,40
<b>Ti</b>	zbytek do 100%			

Tab. 3.7 Chemické složení slitiny Ti6Al4V [%] [4]

Prvek	Tvářená (F136, F620)	Litá (F1108)	Povlakovaná (F1580)
N	0,05	0,05	0,05
C	0,08	0,10	0,08
H	0,012	0,015	0,015
Fe	0,25	0,30	0,30
O	0,13	0,20	0,20
Cu	-	-	0,10
Sn	-	-	0,10
Al	5,5-6,5	5,5-6,75	5,50-6,75
V	3,5-4,5	3,5-4,5	3,50-4,50
Ti	zbytek do 100%		

Tab. 3.8 Chemické složení slitin Ti ke tváření [%] [4]

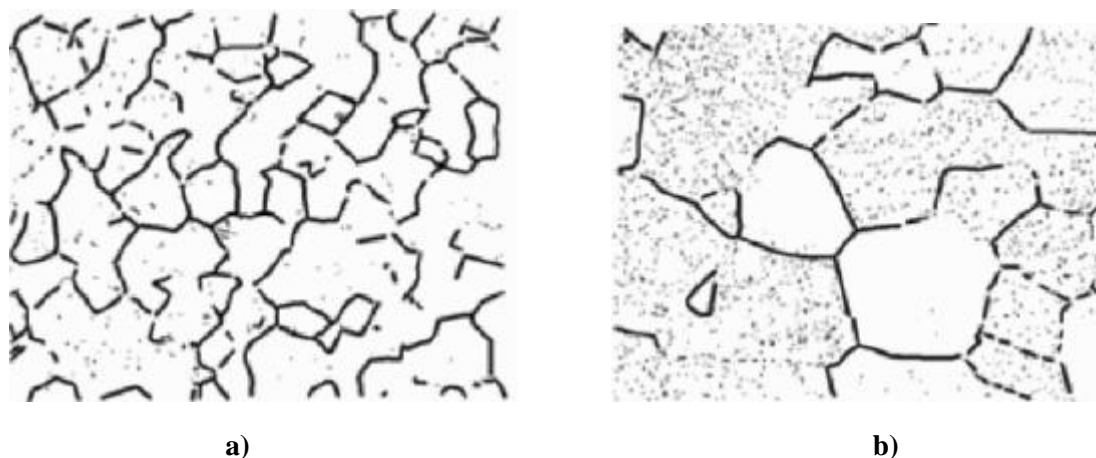
Prvek	Ti8Al7Nb (F1295)	Ti13Nb13Zr (F1713)	Ti121Mo6Zr2Fe (F1813)
N	0,05	0,05	0,05
C	0,08	0,08	0,05
H	0,009	0,012	0,020
Fe	0,25	0,25	1,5-2,5
O	0,20	0,15	0,08-0,28
Ta	0,50	-	-
Al	5,5-6,5	-	5,50-6,75
Zr	-	12,5-14,0	5,0-7,0
Nb	6,5-7,5	12,5-14,0	-
Mo	-	-	10,0-13,0
Ti	zbytek do 100%		

### 3.3.2 Struktura a vlastnosti Ti a Ti slitin

Titan vytváří na povrchu vrstvu oxidů  $\text{TiO}_2$ , které utváří tenký film pasivující povrch vůči korozi. Bohužel za vysoké teploty je titan vysoce reaktivní s kyslíkem (kyslík difunduje titanem a ten křehne). Dále je titan alotropický prvek, který se při teplotách do  $882^\circ\text{C}$  vyskytuje



s hcp (hexagonální těsně uspořádanou) mřížkou jako  $\alpha$ -Ti, nad touto teplotou se vyskytuje jako  $\beta$ -Ti s bcc (kubickou prostorově středěnou) mřížkou. Mikrostruktura fází  $\alpha$  a  $\beta$  je znázorněna na **obr. 3.13** [4].



**Obr. 3.13** Mikrostruktura a)  $\alpha$ -slitiny; b)  $\beta$ -slitiny [4]

Přítomnost některých prvků ovlivňuje velikost oblastí výskytu fází  $\alpha$  a  $\beta$ :

- hliník Al stabilizuje  $\alpha$ -fázi, čímž zvyšuje transformační teplotu  $\alpha$  na  $\beta$
- vanad V stabilizuje  $\beta$ -fázi, čímž snižuje transformační teplotu  $\alpha$  na  $\beta$

Mikrostruktura  $\alpha$ -slitin je jednofázová. Díky vysokému obsahu stabilizačního hliníku vykazují vynikající pevnostní charakteristiky a odolnost vůči oxidaci za vyšších teplot (300 až 600°C). Bohužel  $\alpha$ -slitiny nemohou být tvářeny za tepla z důvodu svého precipitačního vytvrzování.

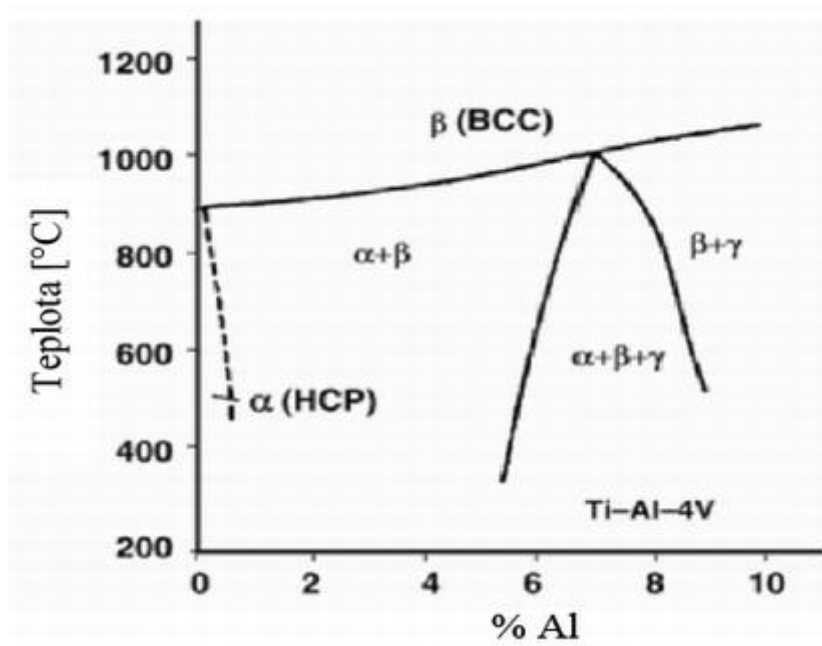
Přítomnost prvků stabilizujících  $\beta$ -fázi způsobí existenci dvoufázové struktury při pokojové teplotě a zvýšení pevnosti pod transformační teplotou  $\alpha$  na  $\beta$ . Precipitáty  $\beta$ -fáze se začínají vylučovat při tepelném zpracování v tuhém stavu a následném stárnutí při nižší teplotě. Vyšší obsah vanadu (cca 13%) má za následek minimální obsah  $\alpha$ -fáze a tudíž mohou být tyto slitiny tvářena za tepla.

Nejčastěji užívanou slitinou Ti pro výrobu implantátů je Ti6Al4V.

**Slitina Ti6Al4V (ASTM F136)** – Za pokojové teploty je mikrostruktura této slitiny dvoufázová ( $\alpha$  a  $\beta$  fáze). Alotropická přeměna na homogenní  $\beta$ -fázi probíhá při teplotě 975°C. Fázový diagram této slitiny je uveden na **obr. 3.14** [4]. V závislosti na zpracování je možné u Ti-Al-V slitin rozlišit šest typů mikrostruktur [1]:

- rovnoosá zrna

- lamelární morfologie
- mikrostruktura po rozpouštěcím žhání a stárnutí
- mikrostruktura tvořená po legování vodíkem
- martenzitická struktura
- bimodální struktura.



Obr. 3.14 Fázový diagram slitiny Ti-Al-V se 4% Al [4]

Pro medicínské účely se používají první čtyři typy z uvedeného seznamu.

Kovací teploty leží v rozsahu 700 až 900°C. Při tepelném zpracování pod transformační teplotou (700°C) vzniká primárně mikrostruktura s rovnoosými zrny  $\beta$ -fáze s jemnou disperzí  $\alpha$ -fáze vyloučené po hranicích zrn (obr. 3.15 [4]). Slitina s touto jemnou mikrostrukturou je doporučována pro chirurgické implantáty (ASTM F136).

Tepelné zpracování nad teplotou přechodu  $\alpha$  na  $\beta$  a následné pomalé ochlazování (na vzduchu) umožňuje difuzní pochody a vznik lamelární struktury, případně jehlicové Widmannstättenovy. Velikost a tvar lamel je určen morfologií zrna původní fáze  $\beta$ , rychlostí ochlazování a obsahem intersticiálních prvků. Optimální struktura je tvořena jemnými lamelkami  $\alpha$  fáze v matici  $\beta$  fáze. Toho lze docílit rozpouštěcím žháním lehce nad teplotou přechodu  $\alpha$  na  $\beta$  (1000 až 1050°C) a následným stárnutím v oblasti  $\alpha + \beta$  (800 až 950°C) [8].



**Obr. 3.15** Mikrostruktura s rovnoosými zrný [4]

Při vytváření mikrostruktury po legování vodíkem se využívá vodíku jako dočasného legujícího prvku v několikastupňovém procesu. Ten stabilizuje fázi  $\beta$  a při ochlazování dochází k eutektoidnímu rozpadu za vzniku velmi jemných, téměř rovnoosých zrn fáze  $\alpha$ . Fáze  $\beta$  je vyloučena po hranicích zrn.

Mechanické vlastnosti komerčně čistého titanu jsou uvedeny v **tab. 3.9** [4], vlastnosti slitiny Ti6Al4V a dalších jsou uvedeny v **tab. 3.10** [4]. Modul pružnosti těchto materiálů je přibližně 110 GPa.

**Tab. 3.9** Mechanické vlastnosti komerčně čistého Ti [4]

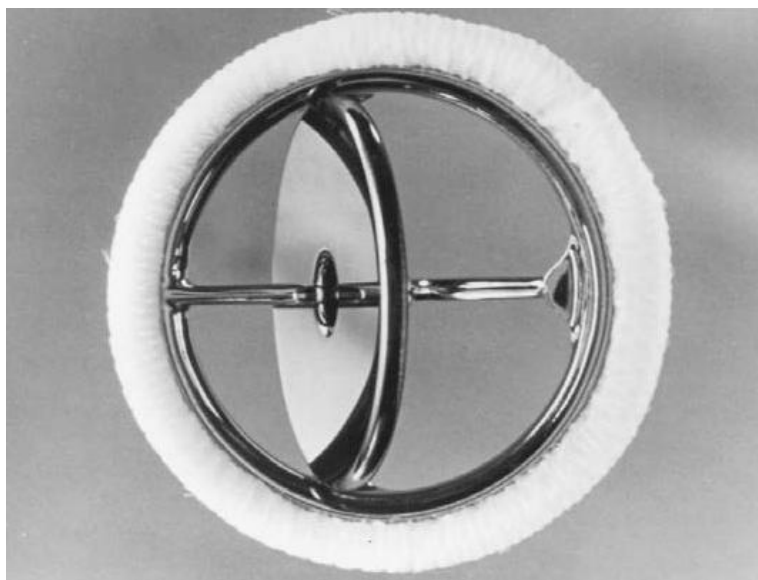
Vlastnosti	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4
$R_m$ [MPa]	240	345	450	550
$R_e (R_p0,2)$ [MPa]	170	275	380	485
$A$ [%]	24	20	18	15
$Z$ [%]	30	30	25	25

Tab. 3.10 Mechanické vlastnosti slitin Ti [4]

Slitina	Stav	$R_m$ [MPa]	$R_e (R_{p0,2})$ [MPa]	A [%]	Z [%]
Ti6Al4V (F136)	Tvářená	860	795	10 min	20 min
	Litá	860	758	8 min	14 min
Ti8Al7Nb (F1295)		900	800	10	25
Ti13Nb13Zr (F1713)	Stárnutá	860	725	8	15
	Žíhaná	550	345	15	30
	Nežíhaná	550	345	8	15
Ti121Mo6Zr2Fe (F1813)		931,5	897	12	30

### 3.3.3 Aplikace

Slitiny titanu mají podobné využití jako slitiny kobaltu, tj. pro konstrukci náhrad většiny kloubů v lidském těle (především dřiků). Kvůli vysoké ceně se ale spíše používají k vytvoření podpor či porézních povlaků, které zlepšují mechanické vlastnosti náhrad. Tyto povlaky nachází své uplatnění při výrobě umělých srdečních chlopní (**obr. 3.16 [3]**).



Obr. 3.16 Příklad umělé srdeční chlopně [3]

Jako základ pro konstrukci náhrad kloubů se používají kobaltové slitiny, na ně se poté aplikují titanové slitiny. Na kontaktní plochy se aplikují polymery.

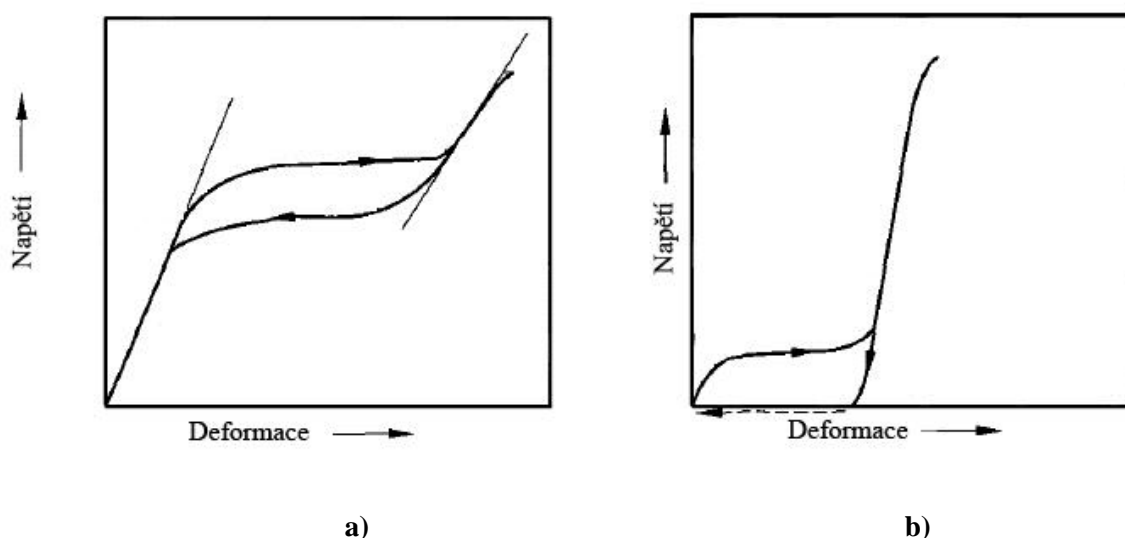
### 3.4 Slitiny s paměťovým efektem

Paměťový efekt slitin (shape memory effect - SME) byl poprvé objeven v roce 1951 na slitině Au-Cd, ta však nevzbudila velký ohlas [9]. Zlom nastal až v roce 1963, kdy byla publikována práce o slitině NiTi (Nitinol) [8]. Fenomén byl objeven v Naval Ordnance Laboratory, odkud získala slitina část svého názvu NOL. Od tohoto roku zaznamenaly slitiny s paměťovým efektem prudký rozvoj.

Nitinol se vyznačuje excelentní biokompatibilitou, korozní odolností a odolností vůči opotřebení [9].

#### 3.4.1 Paměťový efekt a pseudoelasticitá

Tvarová paměť je schopnost materiálů nabyt po předchozí deformaci svůj původní tvar. Tento návrat však nevyžaduje působení vnějších sil ve směru opačném. Obnova tvaru může probíhat samovolně (bezprostředně po odlehčení), pak se jedná o pseudoelasticitu, pokud následuje obnova tvaru až po ohřevu materiálu nad určitou teplotu, jedná se o tvarově paměťový jev [1]. Grafické znázornění těchto efektů je na **obr. 3.17** [8]. Tento efekt vyvolaný pomocí změny teploty může být jednocestný nebo dvoucestný (vratný). U dvoucestného efektu dochází ke změně tvaru i při ochlazení. V naprosté většině se však využívá efektu jednocestného, protože u dvoucestného dochází již při nízkém počtu cyklů k vymizení tvarové paměti [8].



Obr. 3.17 Napěťová křivka: a) pseudoelasticitá; b) paměťový efekt [8]

### 3.4.2 Jednocestný paměťový efekt

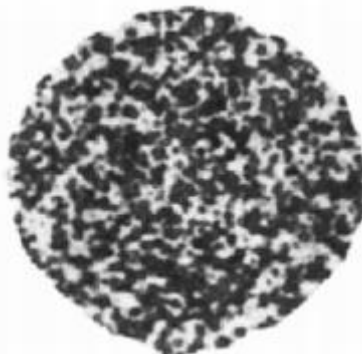
Princip spočívá v transformaci mezi strukturou martenzitickou a austenitickou. Austenitická struktura vzniká za vyšších teplot a má vysoce symetrickou kubickou mřížku. Martenzitická struktura je dosahována za nižších teplot a má menší symetrii. Navíc může mít různé druhy mřížky (např. ortorombickou, tetragonální, monoklinickou). Přejchod je vyvolán vnějším tepelným nebo silovým působením. Teploty, při kterých k tvarově paměťovým projevům dochází, jsou rozdílné ( $-196^{\circ}\text{C}$  až  $650^{\circ}\text{C}$ ), v závislosti na typu slitiny – či jejím chemickém složení a struktuře. Také rozsah vratných změn je závislý na typu materiálu - např. u „klasických“ strojírenských ocelí jsou vratné změny cca několik desetin procent, kdežto u slitin s tvarovou pamětí až několik desítek procent. Další významnou rozdílností je změna tvaru v závislosti na teplotě, která neprobíhá kontinuálně, ale skokově při určité teplotě [1]. U slitin s tvarovou pamětí se uvažuje o bezdifúzní termoelastické martenzitické přeměně, kdy přeměna martenzitu na austenit probíhá přímo, bez rozpadu martenzitu za vzniku stabilnějších fází, oproti netermoelastickým (klasickým) materiálům. Termoelastická martenzitická transformace se vyznačuje těmito znaky [4]:

- martenzitická struktura vzniká ochlazováním materiálu pod teplotu  $M_s$  (martenzit start), tj. teplotu, kdy nastane martenzitická přeměna. Avšak martenzitická struktura může být vyvolána i vnějším napěťovým působením nad teplotou  $M_s$ .
- teploty  $M_s$  a  $A_s$  (teplota při ohřevu, kdy začíná zpětná transformace na austenit) se zvyšují s působícím napětím menším než  $R_e$  ( $R_{p0,2}$ ). Zvýšení teploty vyvolávající změnu tvaru je tedy úměrné působícímu zatížení.
- materiál je více houževnatý nežli jiné materiály.
- přeměna austenitické struktury na martenzitickou je reverzibilní.

### 3.4.3 Nitinol – stručný popis

Slitina NiTi je jednou z nejpoužívanějších slitin s paměťovým tvarovým efektem. Atomový poměr prvků Ni a Ti u této slitiny je přibližně 1:1, mikrostruktura této slitiny je na obr. 3.18 [4]. Oblast jejího využití se nachází hlavně v medicíně, slouží k výrobě kostních implantátů, cévních stentů (rozšiřujících zúžené cévy) nebo čističů dutých žil. Teoreticky se do budoucna uvažuje o vývoji umělých kontraktlních (stažitelných) svalů pro umělé srdce. V technické praxi je Nitinol využíván zejména k výrobě tzv. aktuátorů (mechanismů

k ovládnání a pohonu mechatronických zařízení). Změna tvaru je vyvolávána střídavým ohříváním (průchodem elektrického proudu) a ochlazováním [9].



**Obr. 3.18** Mikrostruktura slitiny NiTi za pokojové teploty (bílá barva – matrice NiTi, tmavá barva – nekovové fáze (titanové karbonitridy, nikl-titanové oxidy)) [4]

## 4 Závěr

V rámci této bakalářské práce byl zpracován přehled nejpoužívanějších kovových biokompatibilních materiálů včetně jejich chemického složení, tepelného zpracování, mechanických vlastností a nejčastější aplikace v medicínské oblasti. V úvodu práce bylo uvedeno základní dělení biokompatibilních materiálů a byly vysvětleny základní pojmy – biomateriál, bioaktivní materiál, biokompatibilita atd. Stručně byla nastíněna i historická stránka vývoje kovových biomateriálů a tělních náhrad.

Kovové biomateriály zatím nenašly v medicínském odvětví konkurenceschopné substituenty z řad polymerů, keramiky či kompozitů a jsou tudíž dosud nenahraditelné z hlediska pevnostních a deformačních požadavků na implantáty.

## Použitá literatura

- [1] Filip, P.: *Progresivní typy biomateriálů*, Ostrava, ISBN 80-7078-273-0, 1995
- [2] Koutský, J.: *Biomateriály*, Vydavatelství Západočeské univerzity, ISBN 80-7082-370-4, 1997
- [3] Park, J., Bronzino, J.D.: *Biomaterials Principles and Applications*, CRC Press, ISBN 0-8493-1491-7, 2003
- [4] Park, J., Lakes, R.S.: *Biomaterials An Introduction*, Springer, e-ISBN 978-0-387-37880-0, 2007
- [5] Přednášky Ing. Karla Němce, Ph.D., z předmětu Struktura a vlastnosti materiálů
- [6] Přednášky Doc. Ing. Jindřicha Špačka, CSc. z předmětu Technologie II - tváření
- [7] Přednášky Doc. Ing. Stanislava Věcheta, CSc. Dostupný z WWW [2011-04-12]: <http://ime.fme.vutbr.cz/Files/Vyuka/BUM/02-BUM.ppt>
- [8] Shi, Donglu.: *Introduction to Biomaterials*, Tsinghua University Press, ISBN 981-256-627-9, 2005
- [9] Šesták, P.: *Strukturní a mechanické charakteristiky NiTi stanovené ab-initio metoda-mi*, Disertační práce FSI VUT v Brně, ISBN 978-80-214-4036-4, 2010



## Seznam použitých symbolů

$R_m$	[MPa]	mez pevnosti
$R_e$	[MPa]	mez kluzu
$R_{p0,2}$	[MPa]	smluvní mez kluzu
$A$	[%]	tažnost
$Z$	[%]	kontrakce
$\sigma_c$	[MPa]	mez únavy