

Univerzita Pardubice  
Fakulta chemicko-technologická

Využití oceli v medicíně  
Bakalářská práce

2024

Ondřej Bochníček

University of Pardubice  
Faculty of Chemical Technology

The use of steel in medical applications  
Bachelor thesis

2024

Ondřej Bochníček

Univerzita Pardubice  
Fakulta chemicko-technologická  
Akademický rok: 2022/2023

# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Ondřej Bochníček**  
Osobní číslo: **C20156**  
Studijní program: **B0531A130012 Farmakochemie a medicínální materiály**  
Téma práce: **Využití oceli v medicínálních aplikacích**  
Téma práce anglicky: **The use of steel in medical applications**  
Zadávající katedra: **Ústav organické chemie a technologie**

## Zásady pro vypracování

1. Literární rešerše zaměřená na popis základních technologií výroby oceli
2. Literární rešerše zaměřená na rozdělení a popis ocelí využívaných v medicínálních aplikacích
3. Výsledky zpracujte formou závěrečné práce v souladu se Směrnicí UPCE č. 7/2019 "Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací" v platném znění.

Rozsah pracovní zprávy: **doporučený rozsah 35 stran**  
Rozsah grafických prací: **dle potřeby**  
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná**

Seznam doporučené literatury:

veškerá dostupná odborná literatura

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Marek Bouška, Ph.D.**  
Katedra polygrafie a fotofyziky

Datum zadání bakalářské práce: **28. února 2023**

Termín odevzdání bakalářské práce: **30. června 2023**

**prof. Ing. Petr Němec, Ph.D.** v.r.  
děkan

L.S.

**prof. Ing. Miloš Sedlák, DrSc.** v.r.  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 28. února 2023

Prohlašuji:

Práci s názvem Využití oceli v medicínálních aplikacích jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 1. 7. 2024

Ondřej Bochníček v. r.

## **Poděkování**

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce panu Ing. Marku Bouškovi, Ph.D. za odborné vedení, rady, připomínky, rychlé odpovědi a čas strávený při tvorbě této práce.

## **ANOTACE**

Bakalářská práce se zabývá využitím oceli v medicínálních aplikacích. Nejdříve budou zmíněny základní informace týkající se oceli. Na to bude navázáno popisem technologie výroby oceli. V další části budou popsány požadavky na vlastnosti oceli pro využití v medicínálních aplikacích a jejich rozdělení na základě rozdílných složení a vlastností. Nakonec budou uvedeny některé příklady využití těchto ocelí v medicínálních aplikacích.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Ocel, výroba železa, výroba oceli, medicínální aplikace, implantáty

## **TITLE**

The use of steel in medical applications

## **ANNOTATION**

The bachelor's thesis deals with the use of steel in medical applications. First, basic information regarding steel will be mentioned. This will be followed by a description of steel production technology. The next section will describe the requirements for the properties of steel for use in medical applications and their classification based on different compositions and properties. Finally, some examples of the use of these steels in medical applications will be provided.

## **KEYWORDS**

Steel, iron making, steelmaking, medical applications, implants

# OBSAH

<b>SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK .....</b>	<b>11</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK.....</b>	<b>12</b>
<b>ÚVOD.....</b>	<b>13</b>
<b>1 Ocel, základní informace .....</b>	<b>14</b>
1.1 Ocel a její produkce .....	14
1.2 Základní vlastnosti a složení oceli .....	14
1.2.1 Železo jako hlavní složka oceli.....	15
1.2.2 Vliv obsahu uhlíku na vlastnosti oceli.....	16
1.2.3 Mikrostrukturální fáze ocelí a litin .....	16
1.3 Dělení ocelí.....	18
1.3.1 Podle chemického složení.....	18
1.3.2 Podle použití .....	19
1.3.3 Podle norem .....	19
<b>2 Technologie výroby.....</b>	<b>22</b>
2.1 Výroba surového železa ve vysoké peci .....	23
2.1.1 Vstupní suroviny vysoké pece .....	23
2.1.2 Struktura vysoké pece .....	24
2.1.3 Produkty vysoké pece .....	26
2.2 Alternativní způsoby výroby železa .....	28
2.2.1 Přímá redukce železa (DRI).....	28
2.2.2 Tavná redukce železa.....	29
2.3 Výroba surové oceli .....	30
2.3.1 Kyslíkový konvertor .....	31
2.3.2 Elektrická oblouková pec (EAF) .....	34
2.4 Sekundární (pánvové) zpracování oceli.....	36
2.5 Odlévání a finální zpracování oceli .....	38



2.5.1	Způsoby odlévání oceli .....	38
2.5.2	Tváření .....	39
2.5.3	Další úpravy oceli .....	39
<b>3</b>	<b>Oceli využívané v medicínálních aplikacích.....</b>	<b>40</b>
3.1	Požadavky na vlastnosti .....	40
3.1.1	Biokompatibilita .....	40
3.1.2	Mechanické vlastnosti.....	40
3.1.3	Korozivzdornost.....	41
3.1.4	Sterilita.....	46
3.1.5	Oseointegrace.....	48
3.2	Rozdělení a popis ocelí využívaných v medicínálních aplikacích .....	49
3.2.1	Austenitické nerezové oceli .....	49
3.2.2	Martenzitické nerezové oceli .....	50
3.2.3	Feritické nerezové oceli .....	50
3.2.4	Duplexní (austeniticko-feritické) nerezové oceli.....	51
3.2.5	Precipitačně tvrzené (PH) nerezové oceli .....	51
<b>4</b>	<b>Příklady využití oceli v medicínálních aplikacích .....</b>	<b>53</b>
4.1	Léčba zlomenin pomocí kostních fixátorů.....	53
4.1.1	Kostní pláty a šrouby .....	54
4.1.2	Dráty a čepy .....	55
4.1.3	Intramedulární hřeby.....	55
4.1.4	Externí fixátory .....	56
4.2	Totální endoprotéza kyčle.....	57
4.3	Náhrada krční meziobratlové ploténky.....	58
4.4	Stomatologie .....	59
4.5	Kardiovaskulární stenty .....	60
4.5.1	Kovové stenty (BMS) .....	61

4.5.2	Stenty uvolňující léčivo (DES).....	61
4.6	Prostředky pro uzavírání ran.....	62
4.6.1	Šicí materiál (sutura).....	62
4.6.2	Chirurgické jehly .....	62
4.6.3	Chirurgické sešíváčky .....	63
4.7	Chirurgické nástroje a nemocniční vybavení.....	63
	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>64</b>
	<b>LITERATURA .....</b>	<b>65</b>

## SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

<b>Obrázek 1:</b> Fázový diagram železa za atmosférického tlaku; upraveno z [5].....	15
<b>Obrázek 2:</b> Binární digram Fe-Fe <sub>3</sub> C; upraveno z [9].....	18
<b>Obrázek 3:</b> Přehled možných cest výroby oceli; upraveno z [11].....	22
<b>Obrázek 4:</b> Schéma vysoké pece; upraveno z [13]. ....	25
<b>Obrázek 5:</b> Kyslíkový konvertor; upraveno z [28].....	32
<b>Obrázek 6:</b> Elektrická oblouková pec; upraveno z [23].....	34
<b>Obrázek 7:</b> Různé druhy koroze; upraveno z [50]. ....	42
<b>Obrázek 8:</b> Schaefflerův diagram; upraveno z [48]. ....	52
<b>Obrázek 9:</b> Proces hojení kosti: (1) vznik hematomu, (2) vznik měkkého kalusu, (3) vznik tvrdého kalusu, (4) remodelace; upraveno z [72]. ....	54
<b>Obrázek 10:</b> Medicinální zařízení pro vnitřní fixaci zlomeniny. (a) Kostní plát použitý pro fixaci zlomeniny loketní kosti, (b) Intramedulární hřeb použitý pro fixaci zlomeniny holenní kosti, (c) Drát použitý pro fixaci zlomeniny článku prstu, (d) Šroub použitý pro fixaci zlomeniny krčku stehenní kosti; upraveno z [73].....	55
<b>Obrázek 11:</b> (A) Klasický vnější fixátor aplikovaný při zlomenině diafýzy holenní kosti; (B) a (C) vnitřní fixátory využité pro fixaci distální zlomeniny stehenní kosti [71]. ....	57
<b>Obrázek 12:</b> Totální náhrada kyčelního kloubu: (A) femorální dřík, (B) část femorálního dříku s femorální hlavicí a acetabulární miskou [77].....	58
<b>Obrázek 13:</b> Náhrada krční ploténky Prestige ST [81]. ....	59
<b>Obrázek 14:</b> Průběh perkutánní koronární intervence (PCI); upraveno z [84]. ....	60
<b>Tabulka 1:</b> Rozdělení ocelí do tříd dle ČSN 42 0002 [10]. ....	20

## SEZNAM ZKRATEK

BCC	body-centered cubic
BCT	body-centered tetragonal
BMS	bare metal stent
BOF	basic oxygen furnace
ČSN	česká státní norma
DES	drug eluting stent
DRI	direct reduced iron
EN	evropská norma
ESR	electroslag remelting
EAF	electric arc furnace
FCC	face-centred cubic
HCP	hexagonal close-packed
ISR	in-stent restenosis
IV	intravenózní
LD	Linz-Donawitz
MSCs	mesenchymal stem cells
PH	precipitation hardening
PTA	perkutánní transluminální angioplastika
Q-BOP	quenched basic oxygen process
SCC	stress corrosion cracking
SLM	selective laser melting

## ÚVOD

Ocel je slitina železa, uhlíku a dalších prvků, jedná se o jeden z nejuniverzálnějších a nejpoužívanějších materiálů na světě. Díky své vysoké korozivzdornosti a dobrým mechanickým vlastnostem, jimiž jsou vysoká tvrdost a pevnost, houževnatost, tažnost a svařitelnost, nachází uplatnění v mnoha odvětvích, jako jsou například energetika, strojírenství, stavebnictví a letecký a automobilový průmysl. Ocel je zároveň naprosto nepostradatelným materiálem ve zdravotnickém průmyslu, kde se používá pro výrobu velké části lékařských nástrojů, pro chirurgické i diagnostické využití, lékařských přístrojů, vybavení, ale i některých implantátů.

Tato bakalářská práce se zabývá základním popisem oceli, technologií její výroby a jejím rozdělením a využitím pro medicínální aplikace. První část bude věnována základním informacím o oceli, jejím vlastnostem v závislosti na její struktuře a dělení ocelí podle různých hledisek. V další části budou popsány technologie využívané pro výrobu oceli, a to od výroby surového železa následované jeho zpracování na surovou ocel, včetně její rafinace, až po odlévání a finální zpracování. Třetí část se zaměří na požadované vlastnosti oceli pro jejich použití v medicínálních aplikacích a na rozdělení ocelí využívaných v lékařském průmyslu. Mezi nejpodstatnější požadované vlastnosti pro využití v lékařství patří biokompatibilita, mechanické vlastnosti, korozivzdornost, sterilita a schopnost oseointegrace. V poslední části budou blíže popsány některé příklady využití oceli v medicínálních aplikacích, jejich funkce, výhody a případné nevýhody. Mezi nejčastějších využití oceli v medicínálních aplikacích patří výroba implantátů, nástrojů a dalších lékařských zařízení.

# 1 Ocel, základní informace

## 1.1 Ocel a její produkce

Ocel je jeden z nejuniverzálnějších a nepoužívanějších materiálů na světě. Díky svým charakteristickým vlastnostem zaujímá nezastupitelné místo v mnoha oblastech lidské činnosti. Z chemického hlediska se jedná o polykomponentní slitinu železa a uhlíku, přičemž obsah uhlíku nesmí přesáhnout hodnotu 2,14 hm.%. V případě, že je tato hranice překročena, mluvíme o tzv. **litinách**. Ty se vyznačují odlišnými vlastnostmi, které mohou být dále ovlivněny uspořádáním uhlíku ve struktuře materiálu, obecně se jedná například o dobrou schopnost tlumit vibrace, dobrou obrobiteľnost a odolnost vůči opotřebení, ale naopak oproti ocelím mají nízkou pružnost. Díky těmto charakteristikám se používají především při výrobě odlitků.

Oceli obsahují kromě železa a uhlíku i řadu dalších prvků, které více či méně ovlivňují výsledné vlastnosti materiálu. Schopnost ovlivňovat tyto vlastnosti umožňuje značné rozšíření oblastí možného využití od stavebnictví, strojírenství, dopravy, energetiky a zdravotnictví až po spotřební zboží.

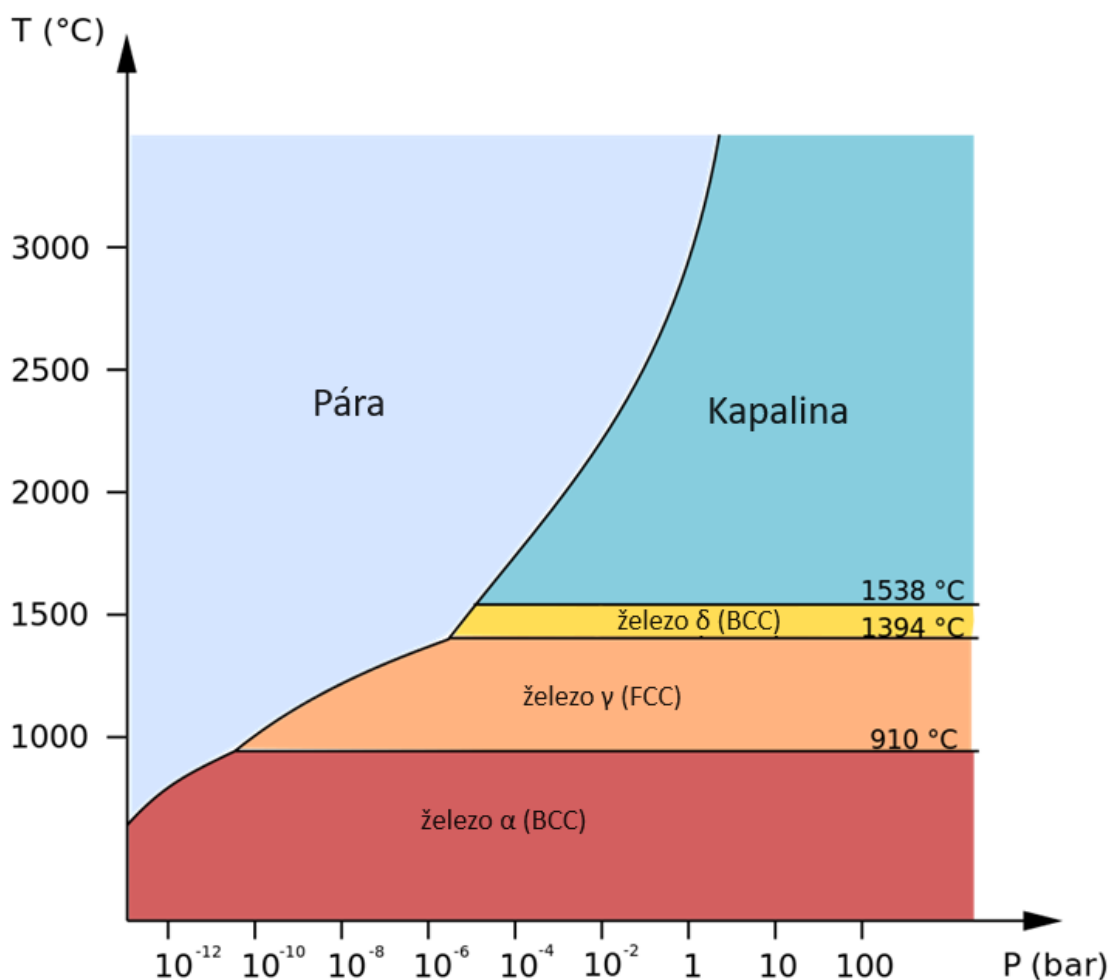
Vzhledem k poměrně příznivé dostupnosti vstupních surovin se jedná také o velmi výhodný materiál z hlediska cenové efektivity. To dokazuje i fakt, že celosvětová produkce oceli meziročně stále stoupá, a v roce 2023 bylo vyprodukováno celkové 1,89 miliard tun, což je od roku 1950 nárůst o zhruba 1000 %. Více jak polovina tohoto množství byla vyprodukována v Číně, která je současně i jejím největším zpracovatelem. Dalšími významnými zeměmi v produkci oceli jsou Indie, Japonsko, USA nebo Rusko. Česká republika v roce 2023 vyprodukovala 3,4 milionů tun, což je oproti předchozím letům mírný pokles [1].

## 1.2 Základní vlastnosti a složení oceli

Ocel je polykomponentní slitina železa, uhlíku a případně dalších prvků. Z tohoto důvodu záleží její výsledné vlastnosti na konkrétním složení a mohou být u různých ocelí značně rozdílné. Obecně se však jedná o poměrně dobrou: houževnatost, pevnost, tažnost, odolnost a svařitelnost. Ocel krystalizuje pouze v metastabilní soustavě Fe-Fe<sub>3</sub>C a její hustota se pohybuje v rozmezí 7,7 až 8,5 kg/dm<sup>3</sup> [2,3].

### 1.2.1 Železo jako hlavní složka oceli

Železo je poměrně hustý feromagnetický kov s lesklým, šedým až bílým vzhledem a teplotou tavení 1538 °C. Jedná se o čtvrtý nejběžněji se vyskytující prvek zemské kůry. Za atmosférického tlaku se železo v závislosti na teplotě vyskytuje ve třech alotropických modifikacích, těmi jsou: železo  $\alpha$ , železo  $\gamma$  a železo  $\delta$ . Tento systém je znázorněn fázovým diagramem na Obrázku 1. Základní alotropické modifikace se projevují ve dvou různých krystalových strukturách, jimiž jsou kubická prostorově středěná mřížka (BCC) a kubická plošně středěná mřížka (FCC). Při tlaku přesahující 10 GPa přechází železo  $\alpha$  na železo  $\epsilon$ , které má hexagonální těsně uspořádanou mřížku (HCP). Samotný kov je dobře tvárný a zpracovatelný, přesto se bez příměsí dalších prvků, zlepšujících jeho vlastnosti, využívá jen dosti omezeně. Asi nejdůležitějším příměsovým prvkem je uhlík, který má výrazný vliv na výsledné vlastnosti slitiny [4,5].



Obrázek 1: Fázový diagram železa za atmosférického tlaku; upraveno z [5].

Čisté železo je možné vyrobit v malém množství redukcí oxidu či hydroxidu železa vodíkem, případně karbonylovým způsobem, při němž se železo zahřívá pod tlakem v přítomnosti oxidu uhelnatého za vzniku pentakarbonylu železa, který se následně rozkládá teplem při 250 °C na práškový kov. Tyto metody jsou však poměrně neekonomické a špatně proveditelné ve větším měřítku, proto je mnohem běžnější výroba železa ve formě surového železa pomocí vysoké pece, popřípadě výroba železa tavnou nebo přímou redukcí [6,7].

Ve vysoké peci se oxidy železa, obsažené v železné rudě, redukuje pomocí koksu a oxidu uhelnatého na **surové železo**, zatímco při přímé redukcí se železná ruda redukuje směsí vodíku a oxidu uhelnatého, získanou ze zemního plynu, na takzvané **železo přímé redukce**. Výstupní suroviny obou těchto metod jsou dále využívány pro výrobu oceli [6,7].

### 1.2.2 Vliv obsahu uhlíku na vlastnosti oceli

Obsah uhlíku má zásadní vliv na vlastnosti oceli. Menší atomy uhlíku jsou schopné obsadit volné prostory v krystalové mřížce železa, což má za následek vznik tuhého roztoku uhlíku a železa. Obsah uhlíku v oceli ovlivňuje především její pevnost a tvrdost. S rostoucím množstvím uhlíku pevnost a tvrdost stoupají, a to až do obsahu uhlíku 0,8 %. Pokud se obsah uhlíku dostane nad tuto hranici, tak dochází ke křehnutí, a to vlivem dodatečného vysrážení cementitu [2,8].

### 1.2.3 Mikrostrukturální fáze ocelí a litin

Jedná se o různé formy, ve kterých se železo a jeho slitiny mohou vyskytovat. Strukturální složky se liší svými mechanickými a fyzikálními vlastnostmi a mají výrazný vliv na finální vlastnosti oceli. Různé fázové změny železa a jeho slitin s uhlíkem mohou být popsány pomocí binárního diagramu Fe-Fe<sub>3</sub>C na Obrázku 2 [2,9].

#### Ferit

Ferit je intersticiální tuhý roztok uhlíku v  $\alpha$  železe, který tvoří BCC. Jelikož má pouze nízký obsah uhlíku, tak se svými vlastnostmi velmi podobá čistému železu, je tedy tvárný, tažný, málo pevný a za nižších teplot magnetický (do 768 °C) [2].



## **Austenit**

Rovněž se jedná o tuhý roztok uhlíku, ale tentokrát v  $\gamma$  železe. Jeho krystalová struktura je FCC, což způsobuje, že je austenit dobře tvárný a nemagnetický. Vyskytuje se při teplotách vyšších, než 723 °C, nebo případně za běžných teplot v ocelích, kde je stabilizován pomocí dusíky, niklu nebo manganu [2,3].

## **Cementit**

Cementit je chemická sloučenina, také známá jako karbid železa ( $\text{Fe}_3\text{C}$ ) s ortorombickou krystalovou strukturou, obsahující 6,67 % C. Typicky je tvrdý, křehký a netvárný. Vzniká buďto při chlazení austenitu, temperováním martenzitu nebo přímo z bílé litiny (litina obsahující zhruba 2,5–4 % C) [2].

## **Perlit**

Jedná se o směs feritu a cementitu, obsahující 0,8 % C. Vzniká eutektoidní přeměnou z austenitu. Vlivem přítomného feritu je dobře tvárný, zatímco obsah cementitu zvedá jeho pevnost a tvrdost. V závislosti na rychlosti ochlazování tvoří perlit dvě různé mikrostruktury, při rychlejším ochlazování vzniká **lamelární perlit** a při pomalejším **globulární (zrnitý) perlit** [2].

## **Ledeburit**

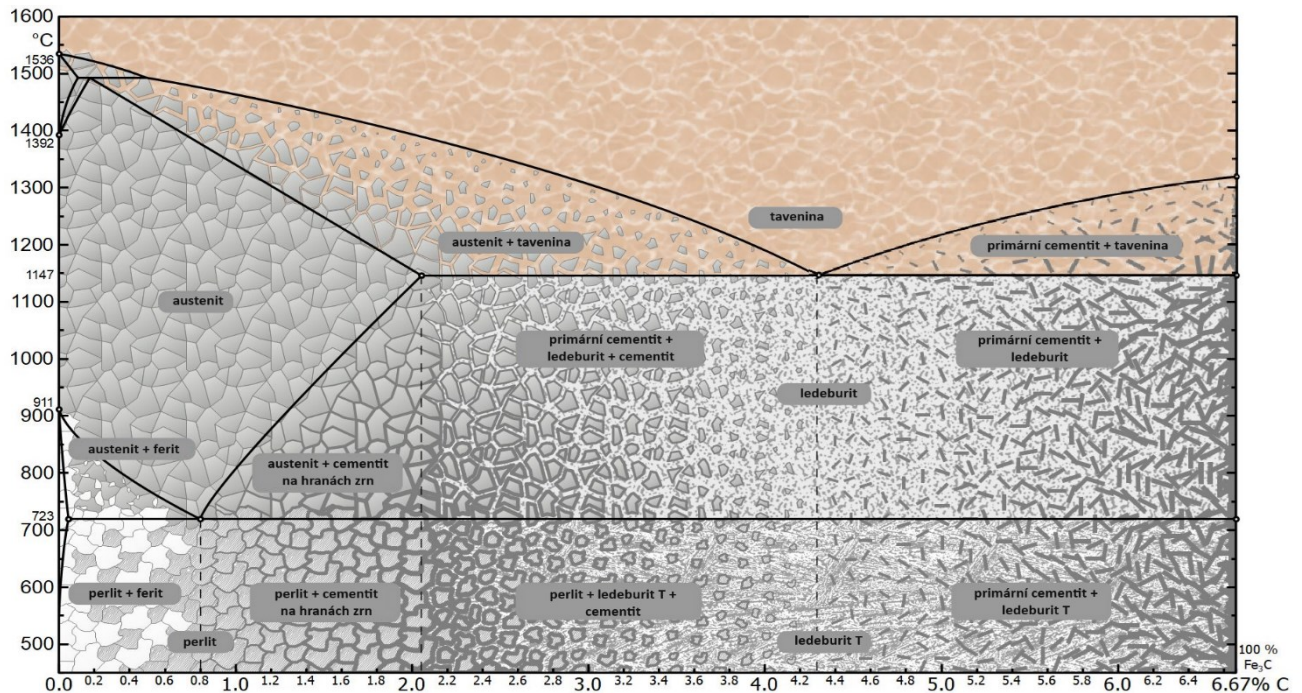
Ledeburit je eutektikum obsahující 4,3 % C, které je podobně jako perlit tvořeno dvěma fázemi, jimiž jsou ferit a cementit. Tato směs je schopná existovat pouze nad teplotou 723 °C, pod touto teplotou se rozpadá. Slitina o eutektickém složení pod touto teplotou se nazývá **rozpadlý (transformovaný) ledeburit**, je to velmi tvrdá a křehká směs perlitu a cementitu [2].

## **Martenzit**

Martenzit je metastabilní tuhý roztok uhlíku vzniklý bezdifúzní (martenzitickou) proměnou austenitu. Této přeměny je dosaženo prudkým ochlazením (dříve, než začne probíhat perlitická nebo bainitická přeměna), která způsobí změnu kubické plošně středěné mřížky (FCC) na mřížku tetragonálně prostorově středěnou (BCT). BCT má méně prostoru pro umístění atomů uhlíku, proto dochází k silnému vnitřnímu pnutí, které se projevuje zvýšením pevnosti, tvrdosti, ale zároveň i křehkosti [2].

## Bainit

Bainit je druhá směs feritu a cementitu, vzniká při velmi rychlém ochlazení austenitu. Má poměrně vysokou houževnatost a vysokou pevnost. Může mít tvar jehlic nebo desek, vzniklý tvar je ovlivněn teplotou. Při vyšších teplotách vzniká **horní bainit**, jenž má jehlicovitou strukturu, při nižších teplotách vzniká **dolní bainit**, ten má více deskovitou (lamerální) strukturu [2].



Obrázek 2: Binární digram Fe-Fe<sub>3</sub>C; upraveno z [9].

## 1.3 Dělení ocelí

Oceli lze dělit podle mnoha hledisek, které mohou mít v různých odvětvích rozdílnou důležitost. Základní rozdělení ocelí je dle způsobu výroby, a to na oceli tvářené a oceli lité. Následně oceli můžeme dále členit například podle použití nebo podle chemického složení [3].

### 1.3.1 Podle chemického složení

Hlavním kritériem dělení je v tomto případě je přítomnost a množství dalších prvků ve slitině, jenž v nemalé míře ovlivňují vlastnosti oceli [3].

## **Uhlíkové (nelegované) oceli**

Tato skupina ocelí je ovlivněna především přítomným množstvím uhlíku. Tento prvek má výrazný vliv na výsledné vlastnosti oceli, především ty mechanické, jako jsou například pevnost, tvrdost, houževnatost nebo svařitelnost. Přítomnost dalších prvků je zde omezená a konkrétní limitní hodnoty jsou stanoveny příslušnými normami [10].

Podle množství uhlíku rozlišujeme:

- 1) nízkouhlíkové oceli – obsah uhlíku do 0,25 %
- 2) středněuhlíkové oceli – obsah uhlíku od 0,25 % do 0,6 %
- 3) vysokouhlíkové oceli – obsah uhlíku nad 0,6 %

## **Slitinové (legované) oceli**

Slitinové oceli jsou ty oceli, v nichž aspoň jeden prvek přesahuje již dříve zmíněné povolené maximální hodnoty dané příslušnými normami, tyto prvky se do ocelí přidávají za účelem zlepšení některých vlastností [10].

Podle obsahu legujících prvků je dále dělíme na:

- 1) nízkolegované oceli – součet legujících prvků nepřesahuje 5 %
- 2) vysokolegované oceli – součet všech legujících prvků je vyšší než 5 %

### **1.3.2 Podle použití**

Podle použití se oceli dělí na dvě skupiny, a to na oceli konstrukční a nástrojové. Konstrukční oceli se využívají především ve stavebnictví, ale také pro například pro výrobu kolejnic, automobilových karoserií a trupů lodí. Jak už z názvu druhé skupiny vyplývá, nástrojové oceli se využívají převážně pro výrobu nástrojů, jako jsou například: nože, vrtáky, kleště, dláta, pinzety, nůžky a skalpely [3,10].

### **1.3.3 Podle norem**

Značně komplexnějším způsobem je dělení ocelí podle norem. Normy dělí oceli konkrétněji na základě jejich vlastností a specifického využití.

## Dělení ocelí podle ČSN

Na základě této normy jsou oceli rozděleny do 10 tříd, a to podle jejich chemického složení. Norma ČSN byla již zrušena a nahrazena novou jednotnou evropskou normou, jíž odpovídá i nová česká norma ČSN EN 10020. I přesto, že je tato norma již neplatná, můžeme se s ní stále setkat ve starší literatuře. Rozdělení ocelí do tříd dle této normy je shrnuto v tabulce níže [3,10].

**Tabulka 1:** Rozdělení ocelí do tříd dle ČSN 42 0002 [10].

Třída oceli	Oceli podle		Charakteristika ocelí		
	použití	stupně legování			
10	konstrukční	nelegované		předepsané hodnoty mechanických vlastností, chemické složení není předepsáno	
11				předepsané hodnoty mechanických vlastností a obsah C, P, S popř. (P+S) i dalších prvků	
12				předepsaný obsah C, Mn, Si, P popř. (P+S) i dalších prvků	
13		legované	nizkolegované	legovací prvky: Mn, Si, Mn-Si, Mn-V	
14				legovací prvky: Cr, Cr-Al, Cr-Mn, Cr-Si, Cr-Mn-Si	
15				legovací prvky: Mo, Mn-Mo, Cr-Mo, Cr-V, Cr-W, Mn-Cr-V, Cr-Mo-V, Cr-Si-Mo-V, Cr-Mo-V-W	
16				legovací prvky: Ni, Cr-Ni, Ni-V, Cr-Ni-Mn, Cr-Ni-V, Cr-Ni-W, Cr-Ni-Mo, Cr-V-W, Cr-Mo-V-W	
17		legované	středně legované a vysokolegované	legovací prvky: Cr, Ni, Cr-Ni, Cr-Mo, Cr-V, Cr-Al, Cr-Ni-Mo, Cr-Ni-Ti, Cr-Mo-V, Mn-Cr-Ni, Mn-Cr-Ti, Mn-Cr-V, Cr-Ni-Mo-V, Cr-Ni-Mo-W, Cr-Ni-Mo-Ti, Cr-Ni-V-W, Cr-Ni-W-Ti, Cr-Ni-W-Ti, Cr-Ni-Ti-Al, Cr-Mn-Ni-N, Mn-Cr-Mo-V, Cr-Ni-Mo-V-W, Cr-Ni-Mo-V-W-Ti	
19		nástrojové	nelegované		předepsaný obsah C, Mn, Si, P, S
			legované (nízko, středně, vysoko)		legovací prvky: Cr, V, Cr-Ni, Cr-Mo, Cr-Si, Cr-V, Cr-W, Cr-Al, Cr-Ni-W, Cr-Si-V, Cr-Mo-V, Cr-V-W, Cr-Ni-Mo-V, Cr-Ni-Mo-W, Cr-Ni-VW, Cr-Mo-V

## Dělení ocelí podle ČSN EN

Podle této normy se oceli dělí dvěma způsoby a to [3]:

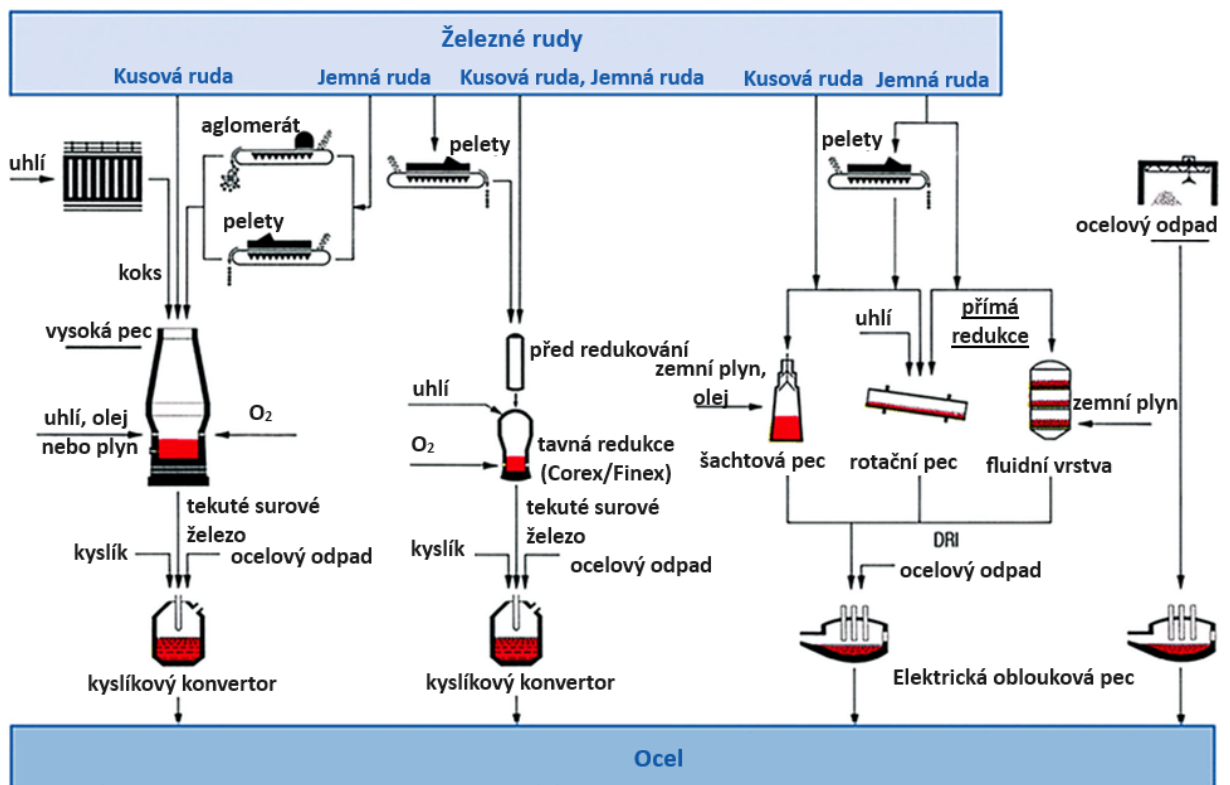
- 1) Na základě jejich použití a mechanických nebo fyzikálních vlastnostech, na oceli pro: ocelové konstrukce, tlakové nádoby, potrubí, strojní součásti, výztuž do betonu (nepředepnutá), předpínací výztuž do betonu, kolejnice, obalové plechy a pásy, plechy a pásy pro elektrotechniku

- 2) Podle chemického složení
- a) Nelegované oceli (kromě automatových ocelí) se středním obsahem  $Mn < 1 \%$
  - b) Nelegované oceli se středním obsahem  $Mn \geq 1 \%$ , nelegované automatové oceli a legované oceli (kromě rychlořezných) se středními obsahy jednotlivých legujících prvků  $< 5 \%$
  - c) Korozivzdorné a legované oceli (kromě rychlořezných) s obsahem minimálně jednoho legujícího prvku  $\geq 5 \%$
  - d) Rychlořezné oceli

## 2 Technologie výroby

Nejpoužívanější způsob výroby oceli vede skrze výrobu surového železa ve vysoké peci a jeho následného zpracování v kyslíkovém konvertoru (BOF). Podle World Steel Association bylo v roce 2023 touto metodou vyrobeno 71,1 % celkově vyprodukované oceli. Alternativní možností je využití elektrické obloukové pece (EAF), která jako vstupní surovinu pro výrobu využívá železný šrot, železo tavné redukce nebo železo přímé redukce (DRI). Pomocí EAF se v roce 2023 vyrobilo 28,6 % oceli [1].

Celý proces výroby lze rozdělit na více částí, jimiž jsou: primární zpracování, sekundární zpracování, odlévání, formování a případné tepelné, či povrchové úpravy. Do primárního zpracování spadá příprava surového železa redukcí železných rud (většinou ve vysokých pecích) a jeho následné zkujňování (odstranění nečistot pomocí jejich oxidace) v BOF nebo příprava surové oceli v EAF z ocelového odpadu, DRI nebo případně z odlitého surového železa. Surová ocel vyrobená v BOF nebo EAF se dále zpracovává v ocelářské pánvi (sekundární zpracování oceli), v níž dochází k dalšímu odstranění nečistot a případnému přidavku legujících prvků (legur). Posledními operacemi v procesu výroby oceli jsou odlévání a tváření finálního produktu. Možné cesty výroby oceli jsou zobrazeny na následujícím schématu [11,12].



Obrázek 3: Přehled možných cest výroby oceli; upraveno z [11].

## 2.1 Výroba surového železa ve vysoké peci

Základní funkcí vysoké pece je zredukovat oxidy železa obsažené v železné rudě a připravit tak surové železo a strusku. Jedná se o vysokou šachtovou pec, která je tvořena ocelovým pláštěm, jehož rozměry se pohybují okolo 10 až 15 metrů v průměru a 30 až 70 metrů na výšku, vnitřní vyzdívka je ze žáruvzdorných šamotových cihel a v nižších částech pece, kde teplota dosahuje nejvyšších hodnot, se používají grafitové cihly. Po nastartování chodu pracují vysoké pece nepřetržitě i více než 10 let, pouze s krátkými pauzami z důvodu údržby [7,13].

### 2.1.1 Vstupní suroviny vysoké pece

#### Železná ruda

Základní surovinou pro výrobu surového železa jsou nerosty: krevet (Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), magnetovec (Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>), limonit (Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> · nH<sub>2</sub>O) a ocelek (FeCO<sub>3</sub>). Většina těchto nerostů se získává pomocí povrchové těžby, převážně kvůli tomu, že povrchová těžba je znatelně ekonomičtější než ta podzemní. Mezi největší producenty železné rudy patří: Austrálie, Brazílie, Čína, Indie, Rusko, Írán a Kanada [7,14].

Kvalita rudy se posuzuje na základě obsahu železa a jejích dalších složek, které se obecně nazývají **hlušiny**, mezi obzvláště důležité patří například oxid křemičitý (SiO<sub>2</sub>) a oxid hlinitý (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), jenž mají efekt na složení slitiny a mohou způsobovat potíže při dalším zpracování. Pro dosažení co nejhospodárnějšího chodu procesů v peci se ruda ještě před použitím zpracovává ,a to: drcením, tříděním, praním a peletizací nebo spékáním [7,14].

#### Palivo

Hlavní funkce paliva ve vysoké peci jsou: dodávat uhlík nebo oxid uhelnatý potřebný pro redukci, generace tepla potřebného pro tavení a redukci oxidů železa, zdroj uhlíku potřebného pro tvorbu surového železa [7,15].

Nejčastěji používaným palivem vysokých pecí je **vysokopecní koks**, který je připravený vysokoteplotní karbonizací kvalitního černého uhlí v koksárnách, jenž bývají součástí provozu. Alternativou generování tepla pomocí koksu je využití elektrické energie jako paliva pro elektrickou obloukovou pec, v níž se generuje teplo mezi uhlíkovými elektrodami, do pecí využívajících tuto metodu je ovšem nutné přidávat koks nebo uhlí jako zdroj uhlíku, který je potřebný, z již výše uvedených důvodů [7,15].

Pro dosažení správného hoření koksu se do spodu pece přivádí vzduch pomocí výfučen, tento vzduch se predehřívá v Cowperových ohříváčích na teploty přesahující 1000 °C [7,15].

### **Struskotvorné přísady**

Důvodem pro přidávání struskotvorných přísad je snížení teploty tavení v železné rudě přítomných hlušín a jejich následné pohlcení za vzniku strusky. Vzniklá struska do sebe pohlcuje i další přítomné nečistoty, chrání surové železo před oxidováním a před nadměrným nasycováním uhlíkem. Konkrétní druh struskotvorných přísad se určuje na základně složení železné rudy, mezi nejběžněji používané patří: vápenec ( $\text{CaCO}_3$ ), oxid vápenatý ( $\text{CaO}$ ), oxid hořečnatý ( $\text{MgO}$ ) a dolomit ( $\text{MgCO}_3 \cdot \text{CaCO}_3$ ) [14,15].

### **2.1.2 Struktura vysoké pece**

Vysoká pec je kontinuálně pracující zařízení, jehož struktura se skládá z několika hlavních částí, z nichž každá plní nějakou klíčovou roli při procesu výroby surového železa.

#### **Sazebna**

Sazebna je vrchní část pece, její hlavní funkcí je zásobování pece koksem a **vsázkou**, což je směs železné rudy a struskotvorných přísad. Tyto výchozí suroviny se do sazební dopravují automaticky a nepřetržitě, nejčastěji výtahem nebo pomocí dopravních pásů. Součástí sazební je také speciální uzamykací systém, jehož účelem je dostat do pece výchozí suroviny, aniž by z pece unikly pro životní prostředí škodlivé látky, jimiž jsou spaliny, vysokopecní (kychtový) plyn a prach [13].

#### **Šachta**

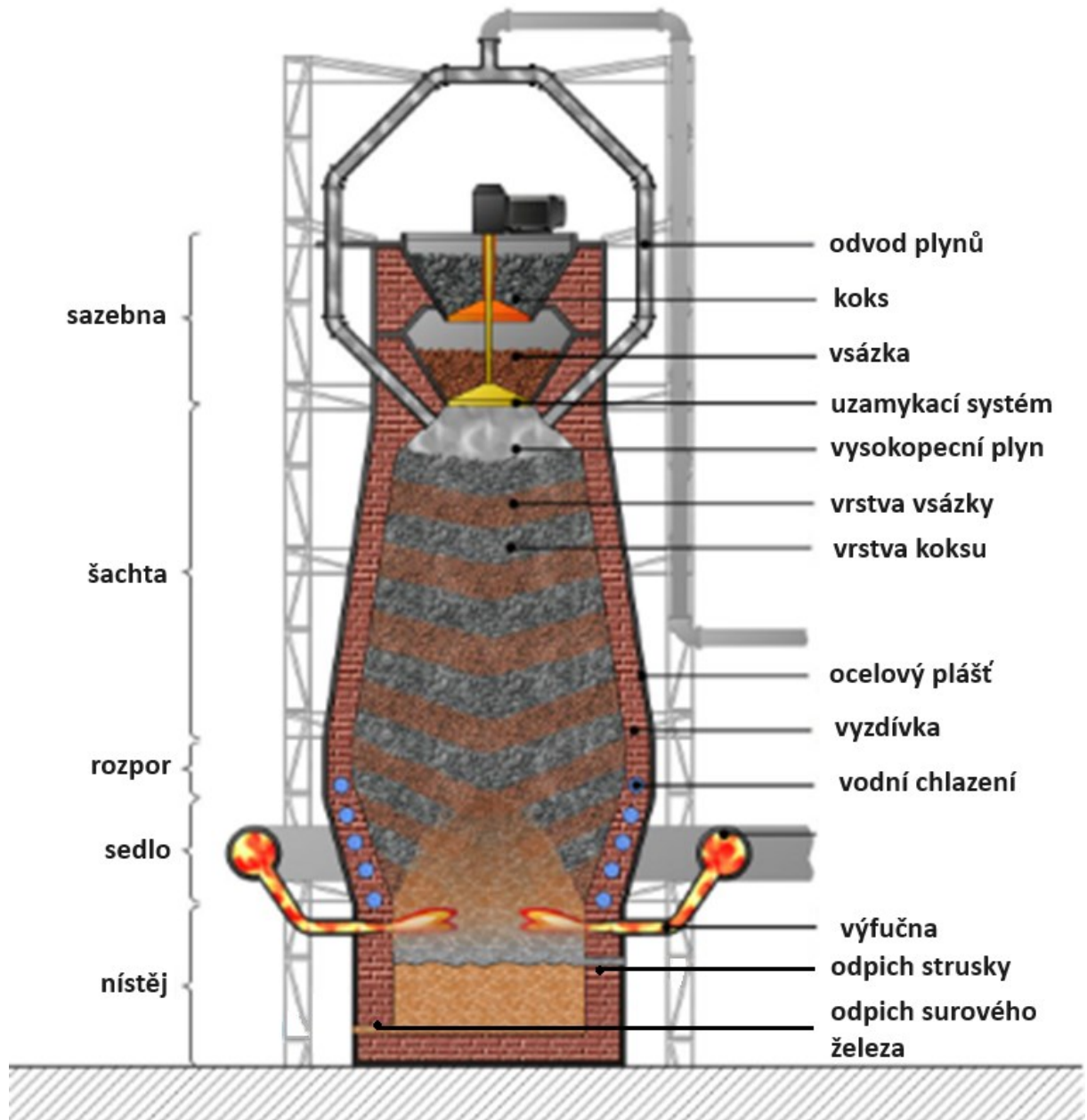
Šachta je nejobemnější část vysoké pece, nacházející se pod sazebnou. Má tvar komolého kužele, rozšiřujícího se směrem dolů. Tento tvar je důležitý kvůli prevenci ucpávání způsobeného teplotním roztažením vsázky [13,15].

V její horní části se nachází systém pro odvádění vysokopecních plynů, které se následně čistí a dále využívají. Hlavní děj, který v šachtě probíhá, je výměna tepla mezi vysokopecním plynem a vsázkou. Tím se zvýší teplota vsázky až na hodnoty okolo 950 °C, zároveň se zde oxidy železa částečně redukují k vrchu stoupajícím oxidem uhelnatým [13,15].



## Rozpor

Tato část propojující šachtu se sedlem má válcovitý tvar a jedná se o nejširší část vysoké pece. Teplota v ní opět stoupá, a to až na hodnoty okolo 1250 °C, což vede k další redukci oxidů železa a počátkům reakce s koksem. Dosud pevná náplň se zde začíná tavit [13,15].



Obrázek 4: Schéma vysoké pece; upraveno z [13].

## Sedlo

V sedle pokračují reakce koksu, přičemž se zároveň vzniká tavenina železa a strusky, což vede k postupnému zmenšování objemu, tudíž se pec od rozporu směrem dolů opět zužuje, a to má za následek tvar zužujícího se korného kužele [13,15].

## Nístěj

Nístěj je nejspodnější část vysoké pece válcovitého tvaru. Do její horní části se přivádí proud horkého vzduchu pomocí minimálně šestnácti výfučen. Ten je předem vyhřátý v Cowperových ohřívacích na teploty přesahující 1000 °C. Potrubí těchto výfučen může být vedeno okolo rozporu nebo horní části nístěje. Takto přiváděný horký vzduch se následně využívá ke spalování koksu, za vzniku tepla a oxidu uhelnatého. Teploty v této části dosahují až 2000 °C, z toho to důvodu jsou zde jako materiál vyzdívky využity teplotně odolnější grafitové cihly [13,15].

Ve spodní části nístěje se hromadí vzniklé surové železo a nad ním struska. Hlavní produkt, jímž je surové železo, se v pravidelných intervalech vypouští pomocí odpichových otvorů. Struska se vypouští buďto vlastním odpichovým otvorem, který je umístěn výše než ten pro hlavní produkt, nebo v některých případech stejným odpichovým otvorem jako surové železo, v těchto případech se struska od surového železa odděluje až později ve slévárně [7,13,15].

### 2.1.3 Produkty vysoké pece

#### Surové železo

Hlavním produktem vysoké pece je slitina zvaná surové železo, jedná se o slitinu železa s uhlíkem a dalšími doprovodnými prvky o přibližném složení: 4–4,5 % uhlíku, 0,6–0,8 % křemíku, 0,7–0,8 % manganu, 0,15 % fosforu a 0,03 % síry. Díky poměrně vysokému obsahu uhlíku ve slitině je surové železo velmi pevné a křehké. V důsledku toho však není kujné [7].

Podle dalšího využití se surové železo dělí na **ocelářenské (bílé) surové železo** a na **slévářenské (šedé) surové železo**. Výroba ocelářského surového železa přesahuje 90 % celkové produkce. Uhlík je v něm ve formě karbidu železa ( $\text{Fe}_3\text{C}$ , cementit), vznik této formy podporuje nižší obsah křemíku a vyšší obsah manganu a jak již z jeho názvu vyplývá, používá se pro výrobu oceli. Naopak v případě vyšších koncentrací křemíku a nižších koncentrací manganu se vylučuje uhlík ve formě grafitu. Tato forma uhlíku je součástí slévářského surového železa, které se převážně využívá pro výrobu odlitků [16].

## **Vysokopecní struska**

Jedním z vedlejších produktů vysoké pece je vysokopecní struska, která obsahuje značné množství sloučenin v přibližném zastoupení: 30–40 % oxidu křemičitého ( $\text{SiO}_2$ ), 5–15 % oxidu hlinitého ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), 35–45 % oxidu vápenatého ( $\text{CaO}$ ), 5–15 % oxidu hořečnatého ( $\text{MgO}$ ) a stopového množství nezredukovaných oxidů železa. Tato tavenina vzniká z hlušiny, struskotvorných přísad a popela koksu [7].

Vysokopecní struska má dobré cementační vlastnosti, jež jsou způsobeny obsahem vápna, silikátů a hlinitanů. Díky těmto vlastnostem má široké využití ve stavebnictví, například pro výrobu cementů, dlažebních kostek, struskové vlny a cihel [15,17].

## **Vysokopecní plyn**

Plyn, opouštějící vysokou pec odvodovým systémem ve vrchní části šachty, se nazývá vysokopecní plyn. Tento plyn je tvořen převážně dusíkem ( $\text{N}_2$ ), oxidem uhelnatým ( $\text{CO}$ ) a oxidem uhličitým ( $\text{CO}_2$ ) o typickém složení: 49 %  $\text{N}_2$ , 23 %  $\text{CO}$ , 22 %  $\text{CO}_2$  a 3 % vodní páry [7].

Odvedený vysokopecní plyn má poměrně vysokou výhřevnost, a proto se po zbavení prachu a vodní páry smíchává s koksárenským plynem a dále využívá jako palivo. Tato palivová směs se využívá například k vytápění přidružených prostor, jako palivo pro spalovací motory pohánějící vzduchová a vodní čerpadla, nebo se vede do Cowperových ohřivačů, kde se používá jako palivo pro ohřev vzduchu. Takto ohřátý vzduch se znovu vede do vysoké pece, v níž podporuje hoření koksu [13].

## 2.2 Alternativní způsoby výroby železa

Vlivem snižující se kvality koksárenského uhlí, nízké nabídky železného šrotu a environmentálním problémům spojených s produkcí surového vysokopecního železa a koksu, začíná produkce železa pomocí vysoké pece v posledních letech pomalu klesat, ale i přesto se stále jedná o dominantní proces výroby železa [18].

Nejen z těchto důvodů se začaly rozvíjet alternativní technologie výroby železa, jako jsou například přímá redukce železa procesem Midrex nebo tavná redukce procesem Corex. Mezi hlavní výhody těchto technologií oproti výrobě surového železa pomocí vysoké pece patří: využití zemního plynu nebo uhlí jako redukčního činidla, nižší emise způsobené provozem a nižší kapitálové náklady [19].

### 2.2.1 Přímá redukce železa (DRI)

Hlavní charakteristikou toho procesu je, že vsázka zůstává v pevném skupenství, tedy probíhá za nižších teplot, než je teplota tavení železa. Jelikož hlušina zůstává jako součást produktu, je nutné používat pouze vysoce kvalitní železnou rudu obsahující větší množství železa, popřípadě železné pelety, které se vyznačují poměrně vysokou čistotou. Při výrobě DRI se oxidy železa, přítomné v železné rudě, přímo redukuje oxidem uhelnatým a vodíkem, jejichž zdrojem pro proces mohou být zemní plyn, syntézní plyn nebo uhlí [20].

V praxi je nejběžněji používanou technologií pro výrobu DRI proces Midrex. Výrobním zařízením této technologie je šachtová pec. Do pece se z vrchu dopravuje vsázka, proti níž se ze spodu přivádí redukční činidlo pomocí výfúčen. Aby nedocházelo k tavení a spékání vsázky, teplota v peci nepřesahuje 1000 °C. Redukční činidlo reaguje pouze s kyslíkem obsaženým v železné rudě, což má za následek vznik pórovité struktury připomínající houbu, díky které se vzniklý produkt označuje také jako **železná houba**. Pro zabránění zpětné oxidace vzduchem se musí produkt chladit ve spodní části pece. Jelikož se redukce na rozdíl od vysoké pece neprovádí za přítomnosti koksu, zůstává koncentrace uhlíku v železné houbě poměrně nízká, většinou okolo 2 %. Výsledný produkt se dále využívá k výrobě oceli v elektrických pecích [20,21].

## 2.2.2 Tavná redukce železa

Cílem tavné redukce je vyrobit tekuté železo, které bude svými vlastnostmi a složením podobné, tomu získanému pomocí vysoké pece. Produkt tavné redukce je pak možné dále zpracovat jak pomocí BOF, tak i pomocí EAF. Komerčně nejvíce úspěšnou výrobní technologií je proces **Corex**, jenž se uvedl do provozu v roce 1989. Mezi hlavní přednosti této technologie patří možnost nahradit použití koksu lacinějším uhlím, díky čemuž zároveň vypadává proces karbonizace uhlí v koksárnách, což má za výsledek nižší škodlivé dopady na životní prostředí [19,22].

Zařízení výrobního procesu Corex se dělí na dvě hlavní části, a to na vertikální šachtový redukční reaktor a na prostor, v němž dochází ke zplyňování a tavení. Pro tento proces je možné využít neošetřené uhlí různé kvality, které se nejprve pomocí šnekových dopravníků plní do zplyňovacího-tavného prostoru. V tomto prostoru se teploty pohybují v rozmezí 900 až 1300 °C, díky čemuž se uhlí okamžitě vysuší a odplyní. Následně se uhlí zplyní za teploty okolo 1600 °C na redukční plyn, jenž je z asi okolo 85 % tvořen oxidem uhelnatým. Vytvořený plyn se ochladí na požadovanou teplotu, zhruba 850 °C, a odfiltrují se případné prachové nečistoty. Předtím, než redukční plyn vstoupí do šachtového reaktoru, je odebráno malé množství, které se ochladí, a následně znovu využije jako chladí plyn. Redukční plyn se vede protiproudě vůči klesajícímu železu spodem šachtového reaktoru. Zbýlý plyn, který vrchem opouští reaktor, se buďto zpátky recykluje do procesu, nebo se využije k výrobě elektřiny [19,22].

Železo se ve formě železné rudy nebo pelet vede do rektoru, kde se částečně redukuje a následně pokračuje do zplyňovacího-tavného prostoru, v němž dochází k další redukci a tavení. Roztavené železo a struska se odpichují podobným způsobem jako u vysoké pece v časovém intervalu 150–180 minut. V závislosti na reakčních podmínkách a použitých surovinách obsahuje produkt uhlík v přibližném množství 2 až 5 % [22].

## 2.3 Výroba surové oceli

Dalším krokem výroby oceli je příprava surové oceli. Surová ocel se nejčastěji připravuje oxidací taveniny surového železa v BOF nebo tavením ocelového odpadu v EAF. Hlavním cílem oxidace je zbavit se nežádoucích mechanických vlastností ocelářského surového železa. Tyto vlastnosti jsou způsobeny převážně vysokým obsahem uhlíku a dalších nečistot, jako jsou například síra, fosfor a křemík. Obsah zmíněných prvků je možné značně snížit pomocí jejich oxidace a následného převedení vzniklých oxidů do ocelářské strusky. Tento proces se nazývá zkujňování železa [23].

Mezi hlavní části procesu výroby surové oceli patří:

- Odsíření
- Oxidační reakce (zkujňování)
- Odstranění uhlíku (dekarbonizace)
- Tvorba strusky

### Odsíření

Síra, která se do taveniny dostává většinou z paliva a železné rudy, způsobuje snížení houževnatosti a zvyšuje křehkost finální oceli, proto je nutné jí odstranit. Pomocí oxidace se z taveniny odstraní zhruba jen okolo 10 % přítomné síry. Z tohoto důvodu se odsíření provádí před samotným zkujňováním. Síra, přítomná v tavenině ve formě sulfidu železnatého ( $\text{FeS}$ ), se odstraňuje částečně pomocí přítomného manganu a dále přidávkem vápna ( $\text{CaO}$ ) nebo karbidu vápníku ( $\text{CaC}_2$ ). Vzniklý sulfid vápenatý ( $\text{CaS}$ ) a sulfid manganatý ( $\text{MnS}$ ) tvoří strusku, která je před odesláním surového železa do BOF potřeba odstranit [24,25].

### Zkujňování

Kyslík pro zkujňování se do zařízení dodává většinou ve formě plynu pomocí trysek, občas je možné přidávat jako zdroj kyslíku do vsázky železnou rudu nebo zoxidovaný šrot. Většina kyslíku se spotřebuje pro zoxidování železa na oxid železnatý, který sám následně funguje jako oxidační činidlo. Část nečistot je oxidována přímo kyslíkem, ale většina je zoxidována právě pomocí  $\text{FeO}$ . Vznikající oxidy nečistot jsou následně pohlceny struskou [24,26].

## **Dekarbonizace**

Dekarbonizace je reakce, při níž se z taveniny částečně odstraňuje uhlík, a to oxidací, za vzniku oxidu uhelnatého (CO) a tepla. Vznikající oxid uhelnatý promíchává lázeň, čímž urychluje reakce mezi struskou a taveninou, zároveň napomáhá k odstranění dusíku a vodíku z oceli [23,27].

## **Tvorba strusky**

Struska se tvoří ze struskotvorných přísad a vzniklých oxidů nečistot, jejichž vznik byl popsán dříve. Mezi hlavní funkce strusky patří: pohlcování nekovových nečistot, ochrana vnitřní vyzdívky zařízení a snížení přestupu dusíku a vodíku do taveniny [23].

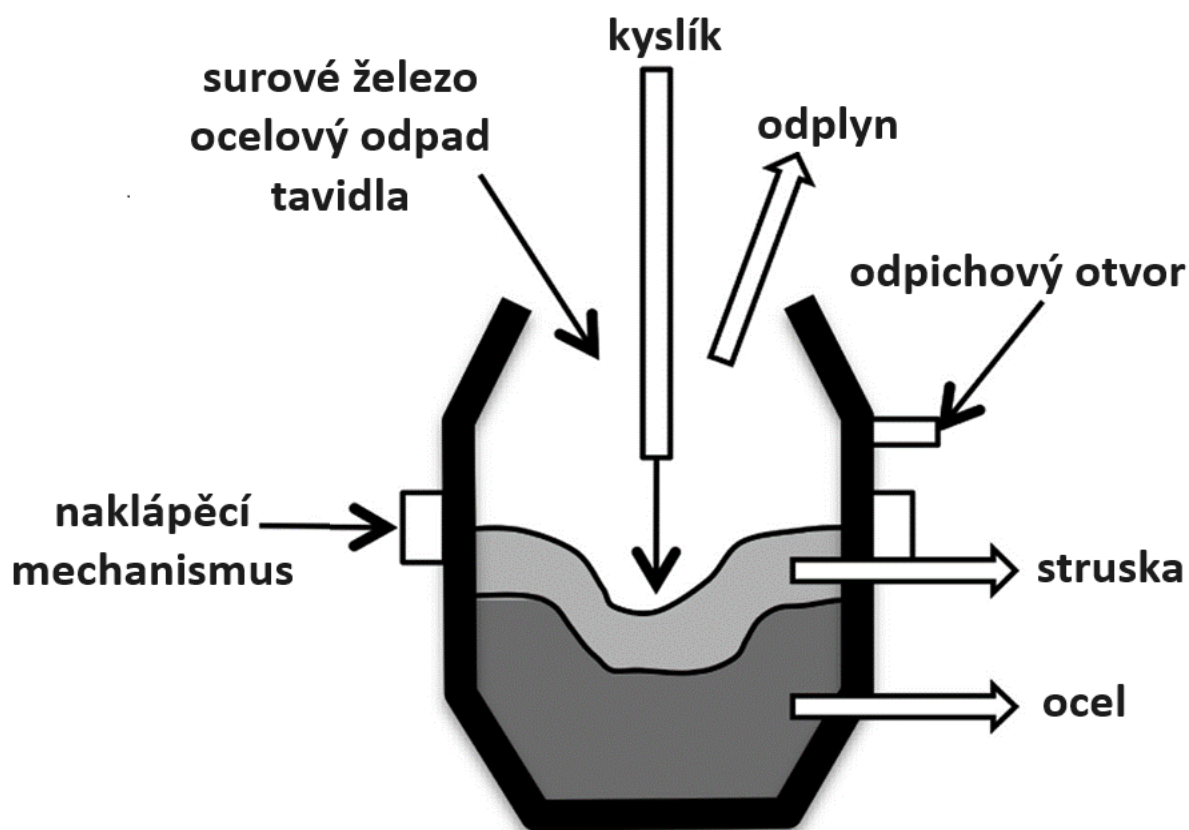
### **2.3.1 Kyslíkový konvertor**

Nejefektivnějším a zároveň nejběžnějším způsobem výroby surové oceli je v dnešní době proces. Ten využívá plynný kyslík ke generaci tepla, které vzniká vlivem oxidace nečistot přítomných v ocelářenském surovém železe. Vzniklé teplo by mělo za následek příliš velkou teplotu taveniny, což je nevhodné pro následné odlévání, z toho důvodu tvoří 25–35 % vsázky ocelový odpad, jenž tuto teplotu svým tavením výrazně snižuje [27].

Kyslíkový konvertor je tvořen žáruvzdornou nádobou hruškovitého tvaru s otevřeným vrchem, která je připevněna k podpůrnému prstenci. Toto zařízení je zároveň opatřeno rotačním mechanismem, jenž umožňuje plnění vsázkou, odebrání vzorků a finální odlévání. Podle způsobu zavádění kyslíku se konvertory dělí na konvertory s přívodem ze shora, spodem nebo kombinovaným zaváděním [23,25].

Proces výroby surové oceli v BOF lze rozdělit do jednotlivých operací, jimiž jsou:

- 1) kontrola a případná oprava vyzdívky
- 2) plnění pece ocelovým odpadem
- 3) přilévání tekutého surového železa
- 4) vhánění kyslíku
- 5) odpich surové oceli
- 6) odstranění ocelářenské strusky



Obrázek 5: Kyslíkový konvertor; upraveno z [28].

Před zavedením vsázky do konvertoru je zapotřebí zkontrolovat stav jeho žáruvzdorné vyzdívky, většinou pomocí speciální laserového přístroje. Případné opravy vyzdívky se provádějí pomocí nástřiku zbytkové strusky, která je obohacena hořčíkem ve formě oxidu hořečnatého (MgO). Upravená struska se nástřikuje pomocí dusíku, jenž je vháněným přívodní tryskou [25].

V další fázi se do BOF zavádí ocelový odpad, surové železo a tavidla. Ocelový odpad se do pece plní pomocí jeřábů. Tekuté surové železo se do ocelárny dopraví z přidružené vysoké pece pomocí transportní pánve, z ní se nejprve převede do nalévací pánve a poté se opět pomocí jeřábu přelije do konvertoru. Tavidla se zavádějí buďto společně s ocelovým odpadem, nebo během vhánění kyslíku v práškové podobě pomocí trysek [23,25].

Po plnění následuje vhánění kyslíku pomocí trysek. Kyslík proniká do taveniny, kde reaguje s již dříve zmíněnými nečistotami, za vzniku jejich oxidů, jenž následně přecházejí do strusky. Během procesu se odebírají vzorky, na jejichž základě počítač automaticky upravuje přívod kyslíku a tavidel. Celý tento proces trvá většinou okolo 20 minut a je rovněž automaticky ukončen počítačem ve chvíli, kdy tavenina dosáhne požadované teploty a složení [23,25].



Odpichový otvor se nachází v horní části konvertoru, proto se pro uskutečnění odpichu musí konvertor natočit na bok. Tímto otvorem se veškerá surová ocel převede do pánve, v níž se následně provádí další zpracování, jako odstranění přebytečného kyslíku, odsíření, dekarbonizace a legování. Po odlití surové oceli přichází na řadu odstranění strusky. Ta se z konvertoru odlévá jeho převrácením do struskového hrnce. Strusku o přibližném složení: 30–50 % CaO, 8–20 % SiO<sub>2</sub>, 10–35 % FeO, 1–6 % Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 5–15 MgO, 2–8 % MnO, 0,4–2 % TiO<sub>2</sub>, 0,05–0,15 % S, 0,2–2 % P a 0,1–0,5 % Cr je možné po vychladnutí rozdrtit a například pomocí rotačního magnetického válce recyklovat železo a jeho oxidy v ní obsažené. Zbylá nadrcená struska se může dále využít ve stavebnictví, popřípadě mohou být nějaké její části recyklovány a znovu použity jako tavidlo [25,28].

### **Kyslíkový konvertor s horním přívodem kyslíku (LD)**

Jedním z nejpoužívanějších kyslíkových konvertorů je konvertor LD. Tento konvertor dmýchá kyslík o čistotě 99,5 % horem pomocí trysky. Vlivem použití velmi čistého kyslíku a vznikem oxidu uhelnatého v průběhu oxidace uhlíku je, roztavená směs dobře promíchávána, což napomáhá k odstraňování vodíku a dusíky z taveniny [29].

### **Kyslíkový konvertor se spodním přívodem kyslíku (Q-BOP)**

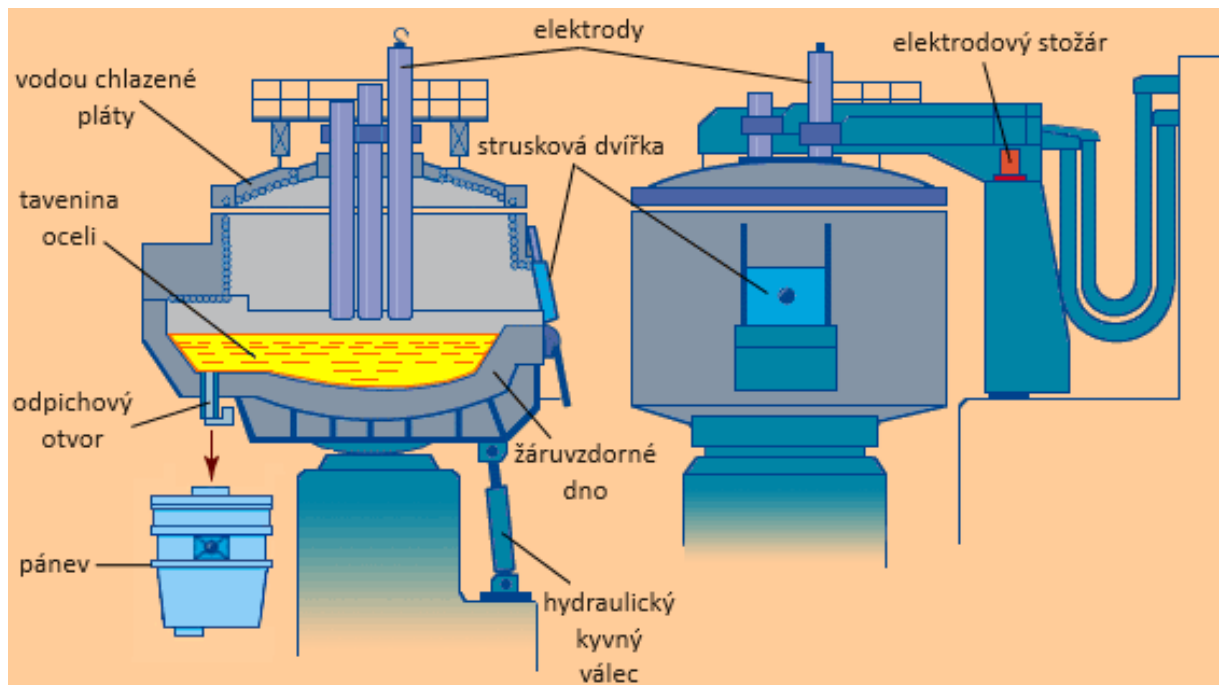
Dalším typem BOF je kyslíkový konvertor, do něhož se přivádí kyslík spodem. Asi nejznámější proces využívající přívod kyslíku spodem je **Q-BOP** (odvozeno od Quality Basic Oxygen Process). Hlavní odlišností toho konvertoru oproti LD je přívod reakčních plynů spodem pomocí dvouplášťové trysky. Vnitřní částí trysky se, podobně jako u LD, přivádí kyslík a prachové vápno, zatímco vnější částí se přivádí zpravidla methan (CH<sub>4</sub>), jehož hlavní funkcí je chlazení trysky a ochrana vyzdívky konvertoru, která by se za příliš vysoké teploty postupně tavila. Principem chlazení je zde endotermický rozklad methanu. Hlavními přednostmi Q-BOP jsou snížení turbulencí a lepší míchání, díky čemuž dochází například k rychlejší homogenizaci, nižší spotřebě kyslíku a rychlejšímu utvoření strusky. Ztráty železa a manganu vlivem přeoxidování taveniny jsou zde také značně nižší než u LD. Na druhou stranu má tento proces oproti LD i nevýhody, jako třeba nižší životnost vyzdívky ve spodní části konvertoru, nižší schopnost zpracování ocelového odpadu a vyšší obsah vodíku v surové oceli, vlivem rozkladu methanu [30].

## Kombinovaný způsob

Toto zařízení kombinuje přednosti obou dříve zmíněných konvertorů, z nichž nejpodstatnější jsou snížená spotřeba kyslíku, lepší promíchávání, lepší kvalita surové oceli a nižší reakční doba. Horní tryskou je stejně jako u LD přiváděn kyslík, zatímco spodní tryskou se přivádí inertní plyn (nejčastěji argon nebo dusík), jehož hlavní funkcí je promíchávání. Reakční síla strusky je u kombinovaného způsobu značně posílena, což výrazně usnadňuje odsiřování a odfosfoření. Díky všem těmto charakteristikám se jedná o v dnešní době nejpoužívanější typ konvertoru [31,32].

### 2.3.2 Elektrická oblouková pec (EAF)

Elektrické pece jsou každoročně zodpovědné za zhruba jednu čtvrtinu celkově vyprodukované oceli. Pro generaci tepla využívají EAF elektrického oblouku, jenž je tvořen mezi elektrodami a vsázkou. Mezi hlavní charakteristiky EAF patří možnost kontroly teploty na základě přiváděného elektrického proudu, lepší energetická efektivita, široká škála použitelného ocelového odpadu a nižší kapitálové náklady, než při výrobě oceli pomocí vysoké pece a BOF [33].



Obrázek 6: Elektrická oblouková pec; upraveno z [23].

Hlavní částí pece je ocelová nádoba, jejíž stěny jsou tvořeny vodou chlazenými pláty a vyzdívkou. Vnitřní žáruvzdorná vyzdívka je většinou z magnezitových cihel. V přední části pece se nachází odpichový otvor, zatímco v zadní části jsou umístěna takzvaná strusková dvířka. Tato ocelová nádoba je umístěna na hydraulickém zařízení, které umožňuje naklánění pece dopředu i dozadu, což usnadňuje odpich surové oceli a odstranění strusky. Strop pece je tvořen odnímatelným víkem, jenž je konstruováno podobně jako stěny nádoby. Ve víku pece jsou většinou čtyři otvory, tři z nich jsou pro vsouvání grafitových nebo uhlíkových elektrod a čtvrtý otvor slouží k odvodu plynů. Pec může obsahovat přídavné trysky pro případný přívod kyslíku nebo pro přívod argonu, jenž napomáhá s mícháním taveniny [34,35].

Proces výroby surové oceli v EAF je v některých částech podobný tomu v BOF a dá se rozdělit do následujících operací:

- 1) kontrola a případná oprava vyzdívky
- 2) zavádění vsázky a její tavba
- 3) úprava množství uhlíku
- 4) odstranění strusky
- 5) odpich surové oceli

Obdobně jako u konvertorů je před zavedením vsázky zapotřebí nejprve zkontrolovat stav vyzdívky a v případě zjištění defektů ji opravit [23].

Složení vsázky se upravuje na základě požadovaného složení a vlastnostech finální oceli. Jak bylo již dříve zmíněno je možné použít širokou škálu typů ocelového odpadu. Díky tomu je tedy možné značně ovlivnit finální složení oceli, například pro výrobu nerezových ocelí použitím šrotu, jenž obsahuje větší množství chromu. Dalšími částmi vsázky mohou být mimo ocelového odpadu: DRI, pevné surové železo, uhlík a tavidla (ty je možné přidat i během pozdějších operací). Vsázka se dopravuje do pece vrchem pomocí mostových jeřábů ve válcovitých nádobách (koších) s otevíratelným dnem. Po vyprázdnění prvního koše se pec uzavře a započne tavba, zpočátku za nižší teploty. Než se roztaví veškerá vsázka, zavede se druhý koš. Tento proces se opakuje podle potřeby na základě složení ocelového odpadu [23,27].

Ve většině případů je obsah uhlíku v oceli vyšší, než je požadováno, pro jeho snížení se do pece pomocí trysek přivádí kyslík pro jeho oxidaci. V případě, že chceme zvýšit množství uhlíku, je možné do EAF zavést koks pomocí přídavných dvířek ve stěně pece. Velké množství uhlíku zabraňuje přeoxidování [23,27].

Struska, vznikající přídavkem uhlíku nebo směsí uhlíku a vápna, je bazická a má vysoký obsah oxidu železnatého (15–20 %). Struska o tomto složení dává vzniku ideálních podmínek pro snížení obsahu fosforu. Odfosfoření se provádí co nejdříve, dokud není teplota příliš vysoká, přestup fosforu do strusky je možné podpořit promícháváním taveniny inertním plynem nebo přívodem kyslíku. V případě, že chceme z taveniny odstranit i síru, je zapotřebí nejprve odebrat první (oxidační) strusku pomocí struskový dvířek, následně přidat struskotvorné látky, obsahující redukční činidla, jako jsou uhlík nebo hliník. Nově utvořená redukční struska neobsahuje prakticky žádný oxid železnatý, což umožňuje přestup síry do strusky. Tato metody odstranění síry se v praxi moc často nevyužívá, mnohem běžnější je odstranění síry v průběhu sekundárního (pánvového) zpracování oceli [23,27].

Podobně jako u BOF se i zde průběžně odebírají vzorky, na jejichž základě se rozhoduje o potřebných úpravách taveniny. Ve chvíli, kdy dosáhne ocel požadovaných vlastností, se celá pec nakloní pomocí hydraulického mechanismu dopředu a provede se odpich surové oceli pomocí odpichového otvoru do pánve, v níž se provádí další zpracování. Zbytková struska se odstraní pomocí zaklonění pece struskovými dvířky [23,27].

## **2.4 Sekundární (pánvové) zpracování oceli**

Dříve se ocel odlévala přímo po provedení zkujňování, ale vzhledem k rostoucím nárokům na kvalitu oceli, především na nižší obsah nečistot, byla vyvinuta sekundární (pánvová) metalurgie. Když mluvíme o sekundární metalurgii, máme tím na mysli veškeré další úpravy, které se provádějí po tom, co surová ocel opustí BOF nebo EAF [36].

Mezi nejpodstatnější operace sekundární metalurgie patří:

- Odplynění
- Homogenizace a úprava teploty
- Legování
- Přetavování oceli

## Odplynění

Vlivem výroby surové oceli pomocí oxidačních procesů, zůstává část použitého kyslíku rozpuštěná v tavenině. Během tuhnutí oceli přechází kyslík společně s uhlíkem na CO, což způsobuje vznik pórů. Tomuto nežádoucímu jevu je zapotřebí zabránit snížením rozpuštěného množství kyslíku v oceli. Mezi nejčastěji používané metody ke snížení obsahu kyslíku v oceli patří srážení pomocí deoxidavadel a vakuová rafinace [37].

Snížení obsahu kyslíku pomocí deoxidovadel se provádí většinou přidávkem feroslitin manganu a křemíku nebo kovového hliníku přímo do pánve, ještě před nebo během provádění odpichu surové oceli [27,37].

Druhou možností je vakuová rafinace. Během tohoto procesu se ze surové oceli odstraňují i další plynné nečistoty, jako jsou **dušík** a **vodík**. Kyslík je tímto procesem odstraňován na základě již dříve zmíněné dekarbonizace. Ve vakuu, případně za sníženého tlaku, se tato reakce posouvá ve prospěch CO. Vedlejším žádoucím efektem tohoto procesu je snížení obsahu uhlíku, díky čemuž je možné vyrábět oceli s jeho nízkým obsahem [37,38].

## Homogenizace a úprava teploty

Pro plynulé odlévání je podstatné, aby měla ocel jednotné chemické složení a teplotu. Toho se dosahuje pomocí míchání argonem nebo použitím elektromagnetických míchadel. V případě použití elektromagnetických míchadel je potřebné, aby byla daná pánve zkonstruována z nemagnetického materiálu [37,39].

Teplotu roztavené oceli je možné regulovat pomocí přísadků ocelového šrotu. V případě, kdy je teplota nižší než vyžaduje odlévání, je možné využít pánvové pece. Pánvová pec je v podstatě zmenšená verze obloukové pece. Během ohřevu je možné přidat legující prvky (legury) nebo činidla pro odstranění zbytkové síry [38,39].

## Legování

Legování je operace, při níž se do oceli přidávají další látky (legující prvky) za účelem zlepšení jejich vlastností. Legury se mohou přidávat přímo do EAF, například ve formě šrotu, ale jelikož by mohli některé legující prvky během procesů v EAF zoxidovat, provádí se legování většinou až po dezoxidaci, případně během ní, a to záměrným přebytkem deoxidačních činidel. Dále je možné přidávat legury během homogenizace například ve formě drátů, prášku nebo předslitin (slitina obsahující aspoň dva legující prvky). Mezi významné legury patří například: chrom, mangan, nikl, křemík a měď [3,39].

## **Přetavování**

Elektrostruskové přetavování (ESR) je rafinační proces, jehož využitím je možné vyrobit ocel vyšší kvality nežli vakuovou rafinací. Pro tento proces se surová ocel nejprve odlíje do formy a následně se použije jako tavná elektroda. Druhou elektrodou v tomto procesu je forma, obsahující natavenou strusku. Během procesu se ocel postupně taví a prokapává vrstvou strusky, která pohlcuje nečistoty, původně obsažené v ocelové elektrodě. Po průchodu struskou se rafinovaná ocel hromadí na dně formy. Takto vyčištěná ocel následně ve vodou chlazené formě vytváří čistý ingot. Proces ESR se dá ještě vylepšit provedením za vakua, pak se jedná o vakuové obloukové přetavování, které se používá pro přípravu vysoce kvalitní nerezové oceli [36,40].

## **2.5 Odlévání a finální zpracování oceli**

Po primárním a sekundárním zpracování oceli přichází na řadu její odlévání na polotovary a jeho následné zpracování tvářením na finální požadovaný produkt.

### **2.5.1 Způsoby odlévání oceli**

V současnosti se odlévání oceli provádí dvěma způsoby, a to pomocí plynulého odlévání (kontinuálního) nebo neplynulého odlévání do litinových forem (kokil) nebo do forem na odlitky. Většina oceli se v dnešní době vyrábí pomocí kontinuálního odlévání, konkrétní číslo se pohybuje okolo 90 % [41,42].

#### **Odlévání oceli do kokil**

Ocel je možné odlévat do forem dvěma způsoby, a to horem, přímo do forem, nebo spodem, pomocí speciálního licího kůlu a vtokových kanálů. Ztuhlá ocel vzniklá odlitím do kokil se nazývá ingot. Tyto ingoty se po odlití dále zpracovávají na bramy (široké kvádry), které jsou dodávány do válcoven, kde se z nich dále vyrábějí plechy a pásy, nebo do kováren, kde se dále zpracovává [41,42].

Aktuálně se množství vyrobené oceli pomocí odlévání do kokil pohybuje okolo 9 % celkově vyrobené oceli. To je způsobeno hlavně tím, že druhá zmíněná metoda je značně efektivnější a ekonomičtější, tím pádem i vhodnější pro hromadnou produkci. Metody odlévání oceli do kokil se využívá spíše v případě, kdy zpracováváme jen menší množství oceli, jako například pro přípravu vysoce legované oceli s využitím pro nástroje a ložiska [41,42].

## **Plynulé odlévání oceli**

Zařízení pro plynulé odlévání oceli se skládá z mezipánve, krystalizátoru, zóny sekundárního chlazení a dělicího zařízení. Ocel pro plynulé odlévání musí být dobře odplyněná, jinak by mohlo docházet k poškození oceli vlivem vzniku pórů [41,42].

Po sekundárním zpracování se ocel v lící pánvi přepraví do odlévárny. Z lící pánve se odlévá do mezipánve, jejímž hlavním účel je rozdělit ocel do vlastních lících proudů. Následně jsou jednotlivé lící proudy vedeny do měděných, vodou chlazených forem (krystalizátorů). Tyto krystalizátory mají ve spodu otvor ve tvaru, který odpovídá požadavkům na výsledný tvar oceli. Ocel, opouštějící krystalizátor, má tuhou (lící) kůru, ale stále tekuté jádro. Po opuštění krystalizátoru vstupuje předlitek do zóny sekundárního chlazení, kde je kontinuálně chlazen rozprášenou vodou. Cílem sekundárního chlazení je, aby zatuhlo i jádro. Vlivem prudkého chlazení vzniká poměrně pevná a houževnatá struktura. Po zóně sekundárního chlazení se zcela ztuhlá ocel automaticky dělí pomocí řezacích hořáků na požadovanou délku. Nařezaný polotovar ve formě bloků, bramů, sochor nebo nosníku nakonec chladne vlivem okolí [41,42].

### **2.5.2 Tvářen**

Cílem tvářen je zlepšení vlastností ocelových polotovarů a jejich zpracování na finální produkt. Těmito produkty mohou být například: desky, bloky, sochory, bramy, pruty, trubky a dráty. V průběhu tvářen dochází k přeměně velkých krystalků na více menších, což má za následek zlepšení mechanických vlastností oceli. Existuje mnoho způsobů tvářen oceli jako jsou: tažení, lisování nebo kování. Nejdůležitějším způsobem je však válcování, které se dá provádět za horka nebo za studena [23,43].

### **2.5.3 Další úpravy oceli**

V případě potřeby je možné dále upravit mechanické vlastnosti produktu povrchovou úpravou nebo pomocí speciálních tepelných a chemicko-tepelných postupů. Mezi nejznámější používané úpravy oceli patří: žíhání, kalení, popuštění, cementování, nitridování, lakování a galvanizace [3,23].

## **3 Oceli využívané v medicínálních aplikacích**

### **3.1 Požadavky na vlastnosti**

Mezi běžně používané materiály v lékařství patří polymery, keramika a kovy. Materiály, jejichž účelem je interakce s biologickými tkáněmi, se nazývají biomateriály. Tyto materiály se používají převážně k výrobě implantátů nebo k diagnostickým účelům. Hlavními požadavky pro využití biomateriálů jako implantátů jsou biokompatibilita a stálost v prostředí lidského těla (nesmí degradovat). Dále jsou podstatné i jejich mechanické vlastnosti, korozivzdornost a schopnost interakce s kostní tkání (oseointegrace) [44].

#### **3.1.1 Biokompatibilita**

Obecně se dá biokompatibilita definovat jako schopnost biomateriálu plnit svojí funkci, aniž by vyvolával nežádoucí lokální, či systémové reakce organismu. Touto nežádoucí reakcí může být například alergická reakce na uvolněné kovové ionty. V případě, kdy tělo odmítne daný materiál, dochází k zánětlivé reakci vyvolané buňkami imunitního systému, což může vést k potřebě odstranit daný implantát. Aby se těmto komplikacím předešlo, je daný materiál před použitím na člověku podroben řadě in vitro a in vivo testů. Na biomateriály, které během kontaktu s lidskou tkání vyvolávají nízkou nebo žádnou reakci se odkazuje jako na bioinertní materiály. Biokompatibilita je značně ovlivněna korozivzdorností materiálu, protože právě kovové ionty uvolněné z materiálu během koroze mohou často vyvolávat nežádoucí biologické reakce, které následně vedou k selhání implantátu [44,45].

Aktuálně se provádí rozsáhlá řada výzkumů, zaměřující se na zlepšení biokompatibility biomateriálů, za účelem předejití nežádoucích reakcí organismu. Mezi postupy zlepšující biokompatibilitu biomateriálů patří například úpravy povrchů pomocí nanášení vrstev různých polymerních, organických, či anorganických povlaků nebo zvýšení poréznosti materiálu pomocí speciálních výrobních technik [46].

#### **3.1.2 Mechanické vlastnosti**

Požadované mechanické vlastnosti jsou závislé na konkrétním využití materiálu, obecně by však měl vykazovat dobrou pevnost v tahu, tvrdost, zpracovatelnost a životnost. Například pro nosné implantáty, jako jsou náhrady kyčelních a kolenních kloubů, které musí odolávat



konstantnímu zatížení, je velmi důležitá jejich pevnost v tahu, modul pružnosti, lomová houževnatost a odolnost proti únavě a opotřebení [47,48].

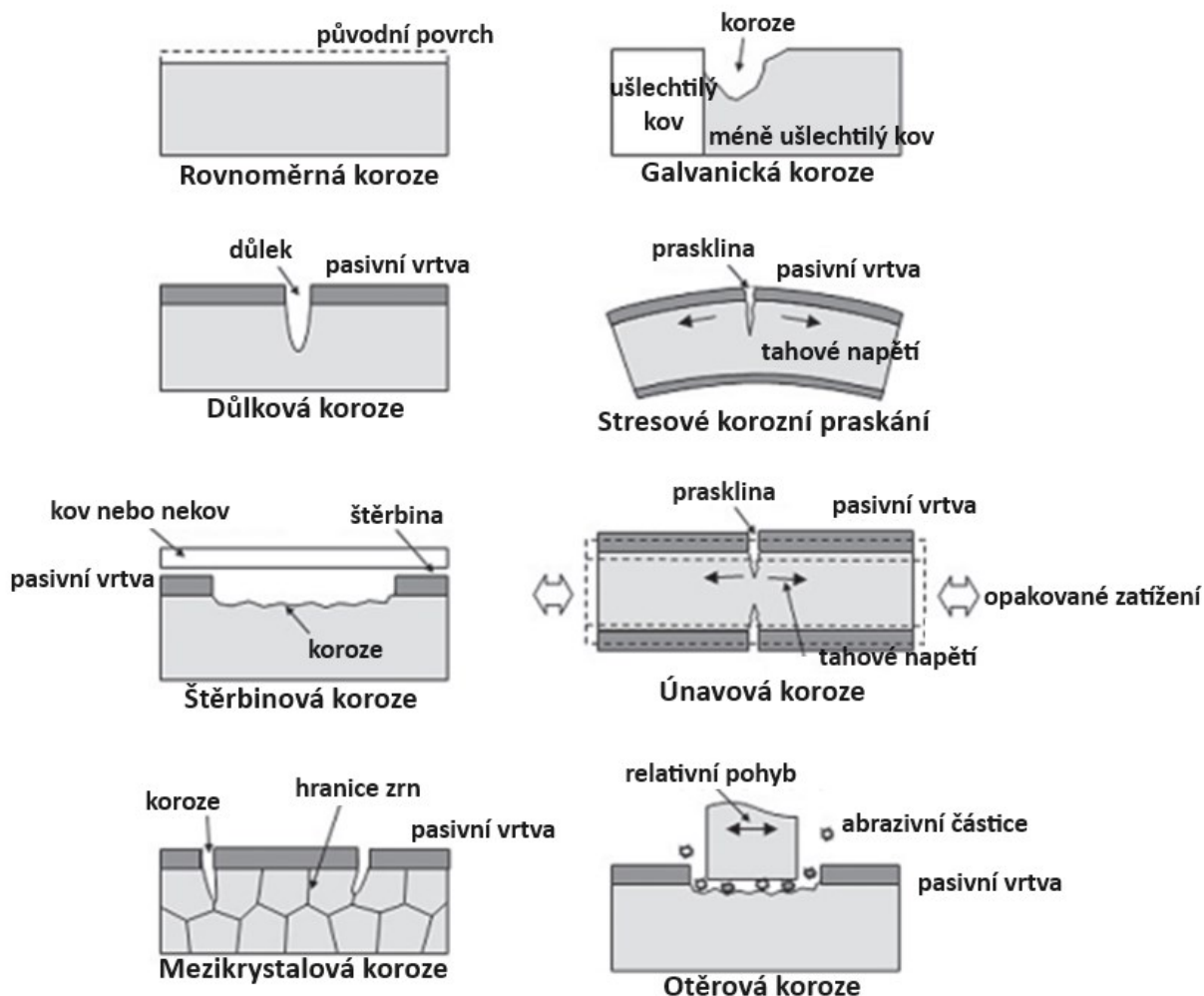
Materiály, které se využívají pro implantáty, by měly co nejvíce korespondovat s přirozenými vlastnostmi kostní tkáně. Toho lze dosáhnout zvýšením pórovitosti materiálu. Mezi metody pro zvýšení pórovitosti patří například tzv. space holder technique, která spočívá v přípravě materiálu směsí kovového prášku a nějakého space holder materiálu (například karbamid), z něhož se následně space holder materiál odstraní buďto chemicky nebo tepelně. Nakonec se provede slinování pro sjednocení materiálu. Materiál připravený touto metodou vykazuje mechanické vlastnosti dosti podobné těm kostí, zároveň tento materiál díky svým pórům na povrchu vykazuje i lepší schopnost oseointegrace [49].

V případě zvolení materiálu s nevhodnými mechanickými vlastnostmi může docházet k selhání implantátu, nebo osteoporóze. K osteoporóze dochází v případě, kdy implantát přebírá příliš velkou část mechanického zatížení, kterou za normálních okolností nese kost, což vede ke snížení hustoty kosti. Tento jev se také někdy označuje jako stress shielding (stresové stínění) [45].

### **3.1.3 Korozivzdornost**

Koroze je samovolně probíhající chemický nebo elektrochemický proces, kterým dochází k nevratnému poškození materiálu vlivem okolního prostředí. Korozi kovových implantátů dochází k jejich postupnému degradování, které může vést až k jejich selhání. Současně se během koroze uvolňují kovové ionty, které jsou často cytotoxické, karcinogenní nebo vyvolávají zánětlivé reakce. Dalším rizikem koroze je možnost usazování bakterií na zkorodovaných částech chirurgických nástrojů, což může v případě použití takového nástroje vést k propuknutí infekce v organismu. Vzhledem ke všem těmto zmíněným rizikům můžeme usoudit, že korozivzdornost je velice důležitou vlastností biomateriálů [50].

Existuje více druhů korozi, které se od sebe liší podmínkami jejich vzniku jako jsou: teplota, pH, mikrostruktura a koncentrace rozpuštěného kyslíku v elektrolytu. Obecně se dělí na rovnoměrnou a místní (lokální), lokální se dále dělí na důlkovou, štěrbinovou, mezikrystalovou, galvanickou, erozní, stresové korozi praskání (SCC), únavovou a otěrovou (třecí). Tyto různé druhy koroze jsou vyobrazeny na Obrázku 7 [50].



Obrázek 7: Různé druhy koroze; upraveno z [50].

### Rovnoměrná koroze

Jak už z názvu vyplývá, rovnoměrná koroze je koroze, která probíhá přibližně stejně intenzivně na celém povrchu. Tento druh koroze se v lidském těle prakticky nevyskytuje, jedná se spíše o typ, který se vyskytuje například při vystavení kyselině [3,50].

### Důlková koroze

Jedná se o typ lokální koroze, který se vyskytuje jen na malé ploše, kde poměrně rychle postupuje do hloubky, zatímco většina povrchu zůstává nedotčena. Je velmi nebezpečná, protože jejím vlivem může snadno docházet k selhání implantátu. Tato koroze se může vyskytovat u pasivujících slitin, jež jsou vystaveny přítomnosti halogenidů. V lidském těle k ní dochází vlivem chloridových iontů, které jsou součástí tělních tekutin. Konkrétně se často vyskytuje v otvorech pro šrouby u fixačních destiček z nerezové oceli [50].

## **Štěrbínová koroze**

Štěrbínová koroze je další druh lokální koroze, který se odehrává ve štěrbině mezi dvěma povrchy. Dochází k ní, když je malé množství elektrolytu (mezi dvěma kovy nebo mezi kovem a nekovem) odděleno od zbylého množství elektrolytu. Uvnitř štěrbiny dochází k omezení difuze, což vede ke snížení rozpuštěného kyslíku. Vlivem sníženého množství kyslíku a klesajícího pH se povrch štěrbiny stává anodou, což vede k depasivaci povrchu materiálu uvnitř štěrbiny. Vnitřní elektrolyt se vlivem elektrochemických dějů rychle okyseluje, díky čemuž postupuje koroze velmi rychle. Tento druh koroze se projevuje v lidském těle například u ortopedických implantátů [51].

## **Mezikrystalová koroze**

Tento druh koroze se vyskytuje u kovů a jejich slitin na hranici zrn, je způsobována lokálním oslabením vůči korozi. K tomuto lokálnímu oslabení dochází například jevem zvaným **sensitizace**. Sensitizace je děj, při kterém se za zvýšené teploty (při tepelném zpracování) vyloučí na hranici zrn karbidy chromu, což způsobuje jeho lokální úbytek. Právě tyto místa se sníženým obsahem chromu jsou náchylná ke korozi. Tento druh koroze je velmi nebezpečný z toho důvodu, že výrazně ovlivňuje mechanické vlastnosti materiálu, aniž by došlo k pozorovatelné vzhledové změně na vlastním materiálu [50,51].

## **Galvanická koroze**

Ke galvanické korozi dochází vlivem vzniku galvanického článku. Galvanický článek vzniká mezi dvěma kovy s dostatečně rozdílným elektrochemickým potenciálem, jenž jsou vzájemně v elektrickém kontaktu prostřednictvím elektrolytu. Anodu tvoří méně ušlechtilý kov, z něhož dochází k přenosu elektronů ke katodě, která je tvořena více ušlechtilým kovem. Vlivem přenosu elektronů dochází ke zrychlené korozi kovu, jenž vystupuje jako anoda, zatímco ke korozi katodického kovu prakticky nedochází. Této korozi se dá předejít použitím kovů s podobným elektrochemickým potenciálem. U implantátů se s touto korozi můžeme potkat například u kloubních náhrad, kde jsou hlava a dřík z různých kovů, nebo ve stomatologii, když jsou dvě zubní korunky v blízkém kontaktu tvořeny z různých materiálů [50].

## **Erozní koroze**

Tento typ koroze se vyskytuje v případech, kdy je povrch materiálu vystaven rychle proudící kapalině nebo plynu. Princip erozní koroze spočívá v postupném odstraňování povrchové ochranné vrstvy materiálu. V lidském těle se s tímto druhem koroze můžeme setkat například u kloubních náhrad nebo stentů [50,51].

## **Koroze pod napětím**

Zbylé tři druhy koroze jsou způsobeny kombinací mechanického namáhání a přítomností korozního prostředí. Obecně se tato koroze vyskytuje v mechanicky nejvíce namáhaných oblastech a postupuje velmi rychle, a to i u poměrně dobře korozivzdorných materiálů. Vlivem mechanické zátěže dochází k opakovanému lokálnímu poškozování pasivní vrstvy, což zároveň omezuje schopnost její obnovy. Koroze spadající do této skupiny se od sebe odlišují druhem mechanického namáhání. SCC je způsobováno převážně vlivem tahového napětí, zatímco únavová koroze je způsobena střídavým zatížením. Posledním typem je koroze otěrová (třecí), jak už její název napovídá, jedná se o korozi vznikající vlivem tření dvou povrchů. S těmito typy koroze se v lidském těle můžeme potkat například u kloubních náhrad nebo kostních fixátorů [51].

## **Faktory ovlivňující korozi oceli v lidském těle**

V lidském těle se nachází hned několik anorganických iontů, které negativně ovlivňují korozivzdornost některých biomateriálů. Nejpodstatnějším z nich je chloridový aniont, jenž se nachází například v krvi a slinách, ten je zodpovědný za korozi velké části kovových materiálů používaných v medicíně. V lidských ústech se mimo chloridových aniontů mohou objevovat i ty fluoridové, jenž mají velmi podobný účinek, jejich zdrojem mohou být různé potraviny a prostředky pro čištění zubů. Korozi mohou způsobovat i některé bakterie, například *Streptococcus mutans*, který mimo způsobování zubních kazů zároveň snižuje pH, což je jeden z faktorů urychlující korozi [50,52].

V lidské krvi se může setkat hned s několika faktory ovlivňujícími korozivzdornost, ať už pozitivně, či negativně. Mimo zmíněných iontů jsou součástí krve i různé makromolekuly, nás konkrétně zajímají proteiny. Proteiny mají schopnost přilnout k povrchu kovu a ovlivnit jeho korozivzdornost. Většina těchto proteinů korozi urychluje, ale existují i proteiny, které poskytují ochranu při mechanickém namáhání (například tření) a tím zlepšují odolnost proti tomuto typu koroze. Jedním z těchto proteinů je například hovězí sérový albumin. Dalším

faktorem ovlivňujícím korozi jsou léky, konkrétně antiagregancia, jež se užívají například jako prevence po implantování stentu. Ionty přítomné v těchto léčích vytvářejí na povrchu oceli ochranné vrstvy, jež chrání ocel proti korozi [52].

V případě poškození tkáně, ať už v průběhu operace, či později vlivem nevhodného implantátu, může dojít k projevu zánětlivé reakce. Během zánětlivé reakce se v postiženém místě vyskytuje hned několik faktorů způsobujících korozi. Jedním z nich je přítomnost imunitních buněk, které buďto uvolňují kyselinu mléčnou (pokles pH) nebo přímo poškozují povrch implantátu. Dalším rizikem při zánětlivé reakci je vznik volných radikálů a hydroxidu vodíku, jež poškozují pasivní vrstvu na povrchu implantátu [52,53].

### **Korozivzdornost nerezové oceli**

Princip korozivzdornosti nerezové oceli spočívá v tvorbě ochranné vrstvy na jejím povrchu tvořené oxidem chromitým. Korozivzdornost nerezových ocelí se dá dále posílit pomocí přísadky vhodných legur. U implantátů z nerezových ocelí se nejčastěji objevují koroze: důlková, štěrbinová, mezikrystalová a SCC. Výskyt důlkové, štěrbinové a SCC se dá omezit přísadkou molybdenu jako legujícího prvku (pro první dvě uvedené alespoň 2 % a pro SCC alespoň 1 %), zatímco té mikrokystalové snížením obsahu uhlíku pod 0,02 %, to zamezuje projevu již dříve zmíněné sensitizace [54].

Dalším legujícím prvkem, který se do oceli přidává je dusík, u něhož bylo zjištěno, že výrazně posiluje korozivzdornost nerezových ocelí. Jeden z jeho mechanismů, posilující korozivzdornost, spočívá v tvorbě amoniaku na místech postižených důlkovou nebo štěrbinovou korozi, kde následně přijímá protony, což vede k mírnému zvýšení pH, díky čemuž je možná obnova pasivní vrstvy. Zároveň se jedná o prvek, který stejně jako nikl stabilizuje austenitickou strukturu, to umožňuje snížit obsah niklu, který může mít při uvolnění nepříznivé účinky na lidské tělo [55].

Hlavní roli v korozivzdornosti hraje povrch materiálu. I přesto, že má nerezová ocel poměrně dobré korozivzdorné vlastnosti, tak nemusí být při vystavení tělním tekutinám, obsahující chloridové anionty, dostatečné, proto byly vyvinuty mnohé metody pro zlepšení korozivzdorných vlastností povrchu biomateriálů. Zlepšení vlastností povrchu nerezových ocelí se provádí buďto přímo úpravou povrchu nerezové oceli nebo nanášením nové antikorozi vrstvy, jež je z nějakého korozivzdornějšího materiálu [52].

Mezi nejpoužívanější úpravy povrchu nerezových ocelí pro dosažení lepší korozivzdornosti patří: elektrolytické leštění, leptání povrchu kyselinou dusičnou, iontová implantace molybdenu, povrchová úprava pomocí laseru, plazmová imerzní iontová implantace dusíkem, magnetronové naprašování kovových oxidů ( $\text{TiO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$ ,  $\text{ZnO}$ ), tepelné nastříkávání hydroxyapatitu a nanášení ochranné vrstvy ponorem (například do polytetrafluoretylenu) [52,54].

Korozivzdornost oceli je možné zvýšit i pomocí speciálních výrobních technik, nazývaných aditivní výroba, také známých jako 3D tisk. Běžně využívanou technikou pro výrobu nerezové oceli je například selektivní laserová technika (SLM). Během zkoumání vlivu SLM na vlastnosti nerezové oceli bylo zjištěno, že úpravou nastavení lze ovlivnit hustotu a pórovitost materiálu, a tím ve výsledku zlepšit i jeho korozivzdornost, konkrétně díky větší hustotě ochranné vrstvy ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ) a vytvoření jemné homogenní mikrostruktury. Dalším výzkumem bylo zjištěno, že korozivzdorné vlastnosti materiálu připraveného pomocí SLM lze dále vylepšit, a to následující povrchovou úpravou, například pomocí vysokotlaké torze, která vede k ještě většímu zjemnění mikrostruktury na povrchu materiálu. Mezi další možné úpravy povrchu patří například i již dříve zmíněné leštění pomocí laseru nebo leptání kyselinou dusičnou [56,57,58].

### **3.1.4 Sterilita**

Schopnost medicínálních zařízení být sterilizované je další velmi důležitý faktor, který je potřeba brát v úvahu při návrhu nového medicínálního zařízení. Medicínální zařízení musí být před použitím sterilizovány, aby se předešlo kontaminaci lidského těla mikroorganismy, jako jsou bakterie, viry a houby, jež by mohly způsobit infekci a následně i zdravotní komplikace pacienta, které by mohly být až život ohrožující [59].

Medicínální zařízení se dají rozdělit do různých kategorií na základě hrozícího rizika infekce spojeného s jejich použitím. První kategorií jsou nekritická zařízení, jedná se o zařízení, které přichází do kontaktu pouze s neporušenou kůží, patří sem například teploměry a stetoskopy. Druhou kategorií jsou zařízení semikritická, ty mimo nepoškozené kůže přicházejí do kontaktu i se sliznicemi, do této kategorie patří například různá zařízení pro diagnostiku (endoskopy, laryngoskopy), zavádění anestetik nebo pro umělé dýchání (endotracheální intubace). Poslední kategorií jsou zařízení kritická. Kritická zařízení jsou ta zařízení, jež přichází do kontaktu se sterilními oblastmi těla, jako je třeba krev, riziko propuknutí infekce je

při kontaktu s těmito oblastmi velmi vysoké, jedná se například o chirurgické nástroje a implantáty [59,60].

Biomateriály, jenž mají být využity k výrobě implantátů musí být kompatibilní s použitou sterilizační technikou, aby nedocházelo k degradaci, která by mohla následně negativně ovlivnit funkčnost a biokompatibilitu implantátu. Materiály používané k výrobě lékařských nástrojů musí být schopny odolat opakovanému čištění a sterilizaci, během těchto procesů by nemělo docházet k degradaci materiálu nebo k tvorbě toxických produktů. Vzhledem k častému a opakovanému provádění sterilizace a čištění lékařských nástrojů by měly být používané sterilizační techniky i co nejvíce cenově výhodné, s co nejmenším škodlivým dopadem na životní prostředí [61].

Před vlastní sterilizací je zapotřebí nejdříve provést čištění. Během čištění se odstraňují kontaminanty, jež se na zařízení mohly dostat během výroby (například zbytky kyselin a prachové částice). K čištění se používají různé techniky využívající organická rozpouštědla nebo roztoky obsahující povrchově aktivní látky (tenzidy), čištění je možná podpořit i pomocí ultrazvukové lázně [61].

Efektivita sterilizace se vyjadřuje pomocí pravděpodobnosti na to, že materiál nebude sterilní po provedení dané sterilizace, tedy že po provedení sterilizace zůstane přítomný alespoň jeden životaschopný mikroorganismus. Tato pravděpodobnost se označuje jako SAL (Security Assurance Level) a neměla by překročit hodnotu  $10^{-6}$ . Sterilizované zařízení musí být uchováno tak, aby během jeho skladování nebo přepravy nedošlo ke kontaminaci. Bezpečnost a sterilita medicínálních zařízení je kontrolována a musí být chválena příslušnými orgány. V Česku je za kontrolou vhodnosti medicínálních zařízení zodpovědný Státní ústav pro kontrolu léčiv (SÚKL) [59,61].

Samotné oceli vykazují dobrou odolnost vůči většině sterilizačních technik, ale během výběru sterilizační techniky je nutno zvážit mimo kompatibility techniky s nerezovou ocelí i kompatibilitu s materiály, které se případně použili ke zlepšení korozivzdorných vlastností oceli, obalovým materiálem, v němž je implantát uchováván, nebo s dalšími částmi vlastního zařízení, jež mohou být vyrobeny například z méně tepelně stabilních polymerů. Mezi nejpoužívanější sterilizační techniky nerezových ocelí patří: parní sterilizace (autokláv), sterilizace etylenoxidem, radiační sterilizace, sterilizace elektronovým paprskem a sterilizace suchým teplem [59].

### 3.1.5 Oseointegrace

U materiálů využívaných pro implantáty hraje poměrně velkou roli i jejich schopnost oseointegrace. Oseointegrace je proces, při němž dochází ke spojení tkáně kosti s implantátem. Tento proces je obzvláště důležitý pro dobrou dlouhodobou fixaci implantátu [62].

Oseointegrace mezi implantátem a kostí je velmi podobná klasickému hojení kosti. V první fázi se mezi kostí a implantátem vytvoří krevní sraženiny, které jsou následně absorbovány povrchem implantátu. Dalším krokem je angiogeneze, což je proces tvorby nových krevních kapilár. Nediferencované mezenchymální kmenové buňky (MSCs), jež se vyskytovaly v okolí nově vznikajících kapilár se diferencují na osteoblasty, které následně tvoří novou (zatím slabou) kostní tkáň. Zhruba po dvou týdnech je prostor mezi kostí a implantátem vyplněn novou (fibrilární) kostí, jež následně podléhá procesu apozice a remodelace (růst nových vrstev kostní tkáně). V poslední fázi dochází vlivem spolupráce osteoklastů a osteoblastů k postupné přeměně slabé fibrilární kosti až na pevnou lamelární kost, poslední fáze trvá většinou déle než jeden rok [63].

Velkou roli v procesu oseointegrace hraje povrch implantovaného zařízení, konkrétně jeho hrubost. Hrubost povrchu se dá zvýšit například pomocí již dříve zmíněné aditivní výroby, pomocí laseru nebo nanášením speciální vrstvy [46,64].

Samotné nerezové oceli bez speciálních úprav mají poměrně špatnou schopnost oseointegrace, což ovšem nemusí být vždy nevýhoda, například při použití pro dočasné implantáty (fixátory) je vhodnější, když nedochází ke srůstání kosti s implantátem [65].



## 3.2 Rozdělení a popis ocelí využívaných v medicínálních aplikacích

Když mluvíme o využití oceli v medicínálních aplikacích, tak se prakticky vždy jedná o ocel nerezovou, jiné druhy oceli je možné v medicínálních aplikacích využít maximálně v případech, kdy jim nehrozí koroze, například jako součástky některých přístrojů a zařízení.

Nerezová ocel se obecně definuje jako slitina železa s poměrně nízkým obsahem uhlíku a obsahem chromu nad 10,5 %. Díky vysokému obsahu chromu vzniká pasivací na povrchu oceli vrstva oxidu chromitého, která následně chrání ocel před korozi a rzi, právě odtud pochází název nerezová ocel. Mimo chromu obsahují nerezové oceli i další prvky, které dále zlepšují její korozivzdornost a další mechanické vlastnosti, mezi nejdůležitější patří: nikl, mangan, dusík a molybden [54,66].

Díky svým příznivým mechanickým vlastnostem nachází nerezová ocel vysoké uplatnění v široké škále oborů, mezi něž patří i zdravotnický průmysl. Mezi významné pozitivní charakteristiky můžeme zařadit dobrou biokompatibilitu, tvarovatelnost, korozivzdornost a nízké výrobní náklady. V lékařském průmyslu se používá převážně k výrobě chirurgických nástrojů, implantátů a dalších lékařských přístrojů a zařízení. Přibližně 1 % celkově vyprodukované nerezové oceli se využije pro medicínální aplikace. Mezi konkrétní využití patří například: šrouby a čepy pro fixace zlomenin, šicí materiály, drátěné sítě (jako kostra pro cementaci) a elektrody nebo vodiče pro různá elektrická zařízení, například pro kardiostimulátory [54,67].

Existuje několik typů nerezových ocelí využívaných pro medicínální aplikace. Ty se od sebe odlišují svým složením, mikrostrukturou a ve výsledku tedy i vlastnostmi. Jejich rozdělení a popis je detailněji popsán v této části.

### 3.2.1 Austenitické nerezové oceli

Austenitické nerezové oceli jsou nejrozsáhlejším a nejpoužívanějším typem nerezové oceli, a to i v lékařství. Mezi charakteristické vlastnosti této skupiny patří: paramagnetismus, výborná tvárnost, dobrá tepelná odolnost a odolnost proti oxidaci. Mají kubickou plošně středěnou krystalovou strukturu (FCC), které je dosaženo pomocí přítomných prvků, stabilizujících austenitickou fázi (Ni, Mn, N) [3,66].

První využitou ocelí pro implantaci byla ocel 18-8 (později označována jako ocel 304), která obsahuje: 18 % Cr a 8 % Ni. Tu v roce 1926 použil E. W. Haey Groves k fixaci zlomeniny

krčku stehenní kosti. Úspěch této operace vedl k vývoji nových materiálů pro implantace. Historicky nejpoužívanější oceli pro medicínální aplikace je ocel 316 a její variace, například 316L, kde L značí nízký obsah uhlíku, dalšími později vyvinutými zástupci této skupiny jsou například Rex 734 (Ortron 90) a ocel 22-13-5. V posledních letech se jako odpověď na nežádoucí alergickou povahu niklu začali vyvíjet oceli, které místo něho využívají ke stabilizaci austenitu mangan a dusík. Asi nejznámějším zástupcem této skupiny je BioDur 108. Díky vyššímu obsahu dusíku se tyto oceli vyznačují dokonce ještě lepší korozivzdorností a mechanickými vlastnostmi [66,67].

Vzhledem ke své dobré tvářitelnosti a korozivzdorným vlastnostem jsou austenitické nerezové oceli široce používané jak pro implantovatelná, tak i pro neimplantovatelná medicínální zařízení, jako jsou například: části protéz, kostní pláty a šrouby, katetry, rovnátka, drenáže, kanyly, injekční jehly a sterilizátory [54].

### **3.2.2 Martenzitické nerezové oceli**

Dalším typem jsou martenzitické nerezové oceli, které běžně obsahují 12–18 % Cr a 0,12–1 % C. Tyto oceli musí splňovat podmínku, podle které se se zvyšujícím obsahem uhlíku musí zvyšovat obsah chromu:  $(\text{hm.}\% \text{ Cr} - 17 \cdot \text{hm.}\% \text{ C}) < 12,5$ . Krystalová struktura martenzitických nerezových ocelí vzniká prudkým ochlazením austenitu, při které se FCC mění na tetragonální prostorově středěnou (BCT) strukturu. Ta má oproti FCC méně prostoru k umístění atomů, ale i přesto obsah uhlíku zůstává stejný. Na rozdíl od austenitických ocelí jsou kalitelné a magnetické, zároveň vykazují vyšší pevnost a tvrdost, což je způsobeno hlavně vyšším obsahem uhlíku. Na druhou stranu mají z toho důvodu poněkud nižší odolnost vůči korozi. Pro zvýšení korozivzdornosti se do těchto ocelí přidává nikl a molybden [3].

Díky své vysoké pevnosti, tvrdosti a přijatelným korozivzdorným vlastnostem je tato skupina ocelí ideální pro výrobu dentálních a chirurgických nástrojů, mezi něž patří třeba: zubařské frézy, kleště, kyrety, dláta, sondy, skalpely a retraktory. Z této skupiny se ve zdravotnickém průmyslu využívají například oceli 410, 420 a 440A [54].

### **3.2.3 Feritické nerezové oceli**

Pro tyto oceli je typická jejich feritická krystalová struktura (BCC), díky čemuž jsou tyto oceli feromagnetické a nekalitelné. Oproti austenitickým nerezovým ocelím jsou méně tvárné a méně odolné vůči korozi, naopak vynikají svou dobrou tepelnou vodivostí, odolností

vůči opalu a nižší cenou. Typicky obsahují méně než 0,15 % C a 12–18 % Cr. Speciálním typem feritických ocelí jsou **superferity**. Tyto oceli jsou definovány obsahem dusíku a uhlíku nepřesahující 0,03 %, nízkým obsahem niklu a poměrně vysokým obsahem chromu a molybdenu, až 30 % Cr a 4 % Mo. Superferity mají podstatně lepší mechanické vlastnosti a odolnost vůči korozi, než klasické feritické oceli [3].

Díky své dobré teplené odolnosti a vyhovující korozivzdornosti se tyto oceli používají převážně pro konstrukce pecí, výměníků a zařízení pro chemický průmysl. Některé oceli této skupiny jsou vhodné i pro lékařský průmysl, a to konkrétně oceli 430 a 434. Tyto oceli se používají výhradně pro výrobu neimplantovatelných medicínálních zařízení, jako jsou například: rukojeti chirurgických nástrojů, chirurgické tácy, rámy nemocničních lůžek a vodící čepy [3,54].

### **3.2.4 Duplexní (austeniticko-feritické) nerezové oceli**

Duplexní nebo také dvoufázové nerezové oceli jsou tvořeny dvěma různými fázemi, jimiž jsou austenit a ferit. Tyto fáze se v nich vyskytují v přibližně stejném zastoupení. Dále je pro ně typický vysoký obsah chromu, niklu a molybdenu, 20–30 % Cr, 5–8 % Ni, 2–5 % Mo, zatímco obsah uhlíku nepřekračuje 0,03 %. Mezi podstatné vlastnosti těchto ocelí patří: vysoká mez kluzu, vyšší pevnost a korozivzdornost než u austenitických nerezových ocelí, obzvláště výhodná je jejich odolnost vůči důlkové korozi a korozivnímu praskání [68,69,70].

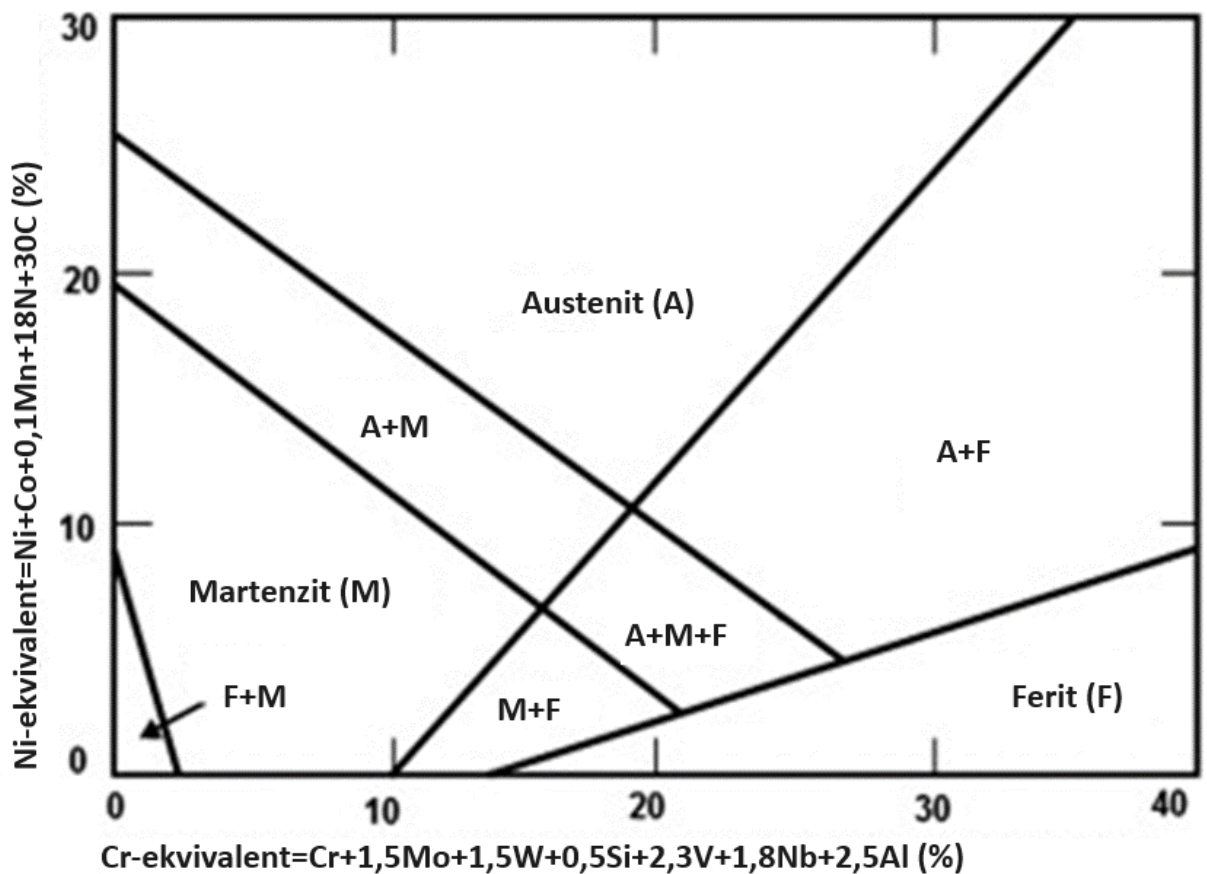
Podle studií se z těchto ocelí v prostředí ústní dutiny uvolňuje oproti austenitickým ocelím jen minimální množství niklu. Vědci tento jev přisuzují jejich dobrým mechanickým vlastnostem. Biokompatibilita této skupiny ocelí je velmi podobná těm austenitickým, což z nich dělá vhodný materiál pro medicínální aplikace. Pro medicínální aplikace se využívají zejména oceli 2205 a 2507, mezi možné využití těchto ocelí patří: tyče pro léčbu skoliózy, stenty, vodící katetry, ortopedické implantáty a materiály pro uzavírání ran (stehy a chirurgické svorky) [68,69].

### **3.2.5 Precipitačně tvrzené (PH) nerezové oceli**

Jedná se o chrom-niklové oceli, jenž jsou připraveny pomocí precipitačního vytvrzování, také občas nazývaného jako tvrzení stárnutím. Precipitační vytvrzování je proces tepelného zpracování, díky němuž se výrazně zlepšují některé mechanické vlastnosti slitiny,

hlavně pevnost a tvrdost. Během procesu vytvrzování se do oceli přidávají další legující prvky, jako například: měď, titan, hliník, niob a molybden [70].

PH oceli se dělí na tři typy, jimiž jsou austenitické, poloaustenitické (17-7 PH) a martenzitické (17-4 PH). Pro medicínální aplikace se využívají pouze poloaustenitické a martenzitické typy. Tyto oceli je možné použít například pro výrobu dentálních a chirurgických nástrojů a pro výrobu ortopedických implantátů. Za zmínku rozhodně stojí i nově vyvíjená vysoce porézní pěna, vyrobená pomocí space holder technique (metoda nosiče prostoru) z oceli 17-4 PH, která se svými vlastnostmi přibližuje lidské houbovitě kostní tkáni, což jí činí potenciálním vhodným materiálem právě pro výrobu ortopedických implantátů [49,70].



Obrázek 8: Schaefflerův diagram; upraveno z [48].

## 4 Příklady využití oceli v medicínálních aplikacích

V této kapitole jsou zmíněny některé konkrétní příklady využití oceli pro různá medicínální zařízení. Nerezová ocel je nejvíce využívána v ortopedii, konkrétně pro fixace zlomenin kostí, proto bude této části věnována největší pozornost. Ocel ale nachází své uplatnění i v ostatních lékařských oborech, jako jsou například stomatologie a kardiochirurgie. Nesmíme zapomenout ani na využití oceli pro výrobu chirurgických nástrojů a různých lékařských zařízení.

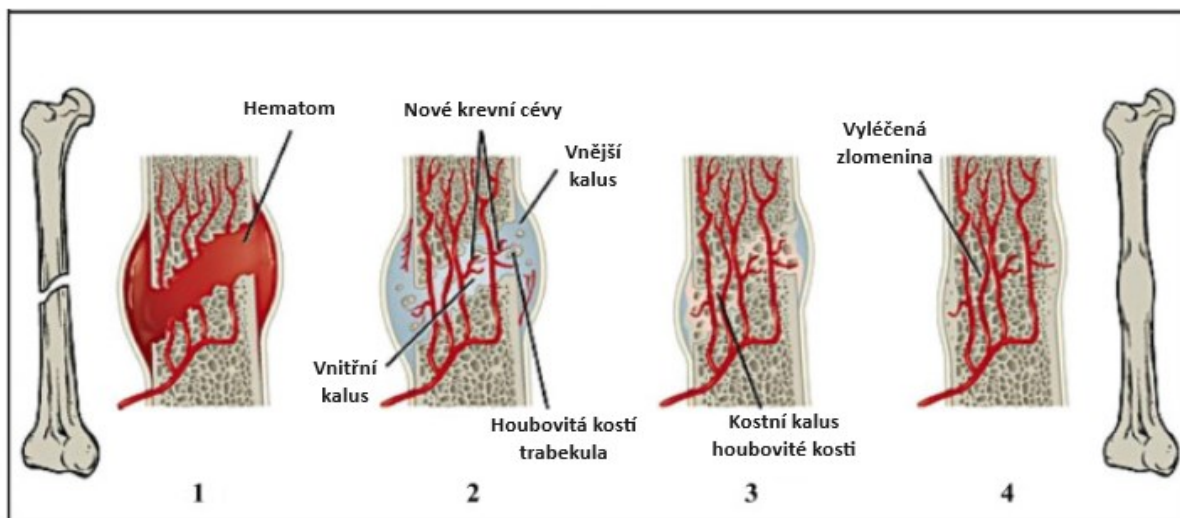
### 4.1 Léčba zlomenin pomocí kostních fixátorů

Celosvětově se se zlomeninou potýká až několik milionů pacientů po celém světě. Obecně jsou zlomeniny způsobeny převážně pádem, uvádí se okolo 87 %, ale mohou být způsobeny například i následkem: autonehody, stělného poranění nebo kontaktního sportu. Mezi následky zlomeniny kosti patří ztráta pohyblivosti, bolest a v některých případech i další poranění (například u otevřených zlomenin). Zlomeniny se dají rozdělit do několika kategorií, a to podle závažnosti na úplné a neúplné (nalomení), podle počtu fragmentů na jednoduché a komplikované anebo podle poškození okolní tkáně na uzavřené a otevřené. Cílem jejich léčby je zajistit správné spojení kosti a obnovit její normální funkci [45,71].

Kost je dynamická tkáň, která je schopná se sama zregenerovat do podoby, v níž byla, než došlo k poškození. Proces jejího hojení se dělí do tří fází. První fáze se nazývá zánětlivá fáze, v ní dochází k odstranění odumřelé tkáně a ke vzniku hematomu. Další fází je fáze reparativní, jenž začíná zhruba po 4 až 5 dnech od poranění a trvá většinou kolem 4 týdnů. V této fázi dochází k diferenciaci MSCs na fibroblasty, chondroblasty a osteoblasty. Diferenciované kmenové buňky následně vytváří měkký kalus (převážně tvořen chrupavkou), ten je následně přeměněn na tvrdý kalus vlivem osifikace. Remodelační fáze je finální fází kostního hojení. Může začínat již třetí týden od poranění a obecně trvá několik měsíců až let. V této poslední fázi dochází vlivem spolupráce osteoblastů a osteoklastů k postupné obnově kosti do podoby, v jaké byla před proděláním traumatu. Proces hojení kosti je zobrazen na Obrázku 10 [45,72].

Podle typu zlomeniny je možné využít buďto neoperativní léčbu, nebo operativní léčbu. Neoperativní léčba je dostatečná v případech, kdy se jedná například o drobnou nebo neúplnou zlomeninu, v tomto případě si pacient většinou vystačí s dlahou nebo sádrou. Kdežto operativní léčba se provádí v případech, kdy se jedná o zlomeninu komplikovanou, otevřenou, v případě,

kdy je kost posunuta mimo původní polohu nebo v případě kdy se jedná o kost nosnou (například kost stehenní) [45].



**Obrázek 9:** Proces hojení kosti: (1) vznik hematomu, (2) vznik měkkého kalusu, (3) vznik tvrdého kalusu, (4) remodelace; upraveno z [72].

V případě operativní fixace kosti se zlomené kosti stabilizují pomocí vnitřní nebo vnější fixace. Mezi konkrétní zařízení používané pro fixaci kostí patří: kostní destičky (pláty), šrouby, čepy, tyče, dráty, intramedulární hřeby a vnější fixátory. Tyto implantáty jsou ve většině případů konstruovány z bioinertních materiálů. Nás zajímá konkrétně nerezová ocel, která je jedním z preferenčních materiálů pro kostní fixátory. Zde se využívá její dobré odolnosti proti únavě, korozivzdornosti, biokompatibilitě, vysoké pevnosti a nízké schopnosti oseointegrace. Nízká schopnost oseointegrace je obzvláště důležitá, jelikož spojení implantátu s kostí by značně komplikovalo jeho pozdější odoperování [45,72].

#### 4.1.1 Kostní pláty a šrouby

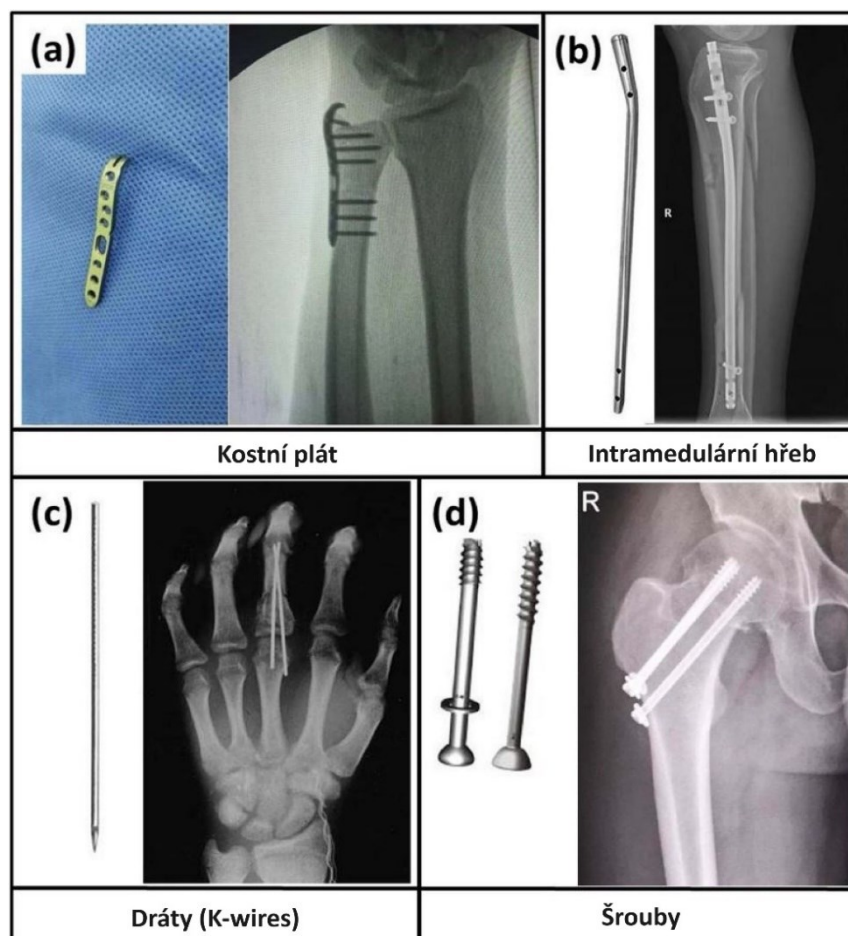
Kostní pláty jsou nejběžnějším implantátem pro vnitřní fixaci. Jejich úkolem je držet pohromadě kostní úlomky, zabránit jejich pohybu a zároveň na sebe přebrat zátěž, které by byly vystaveny, čímž umožňují léčbu zlomeniny. K fragmentům kosti jsou připevněny pomocí šroubů, jenž je možné zavádět do kosti pro fixaci i samostatně. Pláty a šrouby se běžně používají k léčbě zlomenin: lebky, kostí obličejové, klíční kosti, lopatky, pánve, páteře, paže, vřetení a loketní kosti, článků prstů a stehenní, holení, lýtkové a patní kosti [72,73].

### 4.1.2 Dráty a čepy

Dráty (K-wires) a čepy se používají spíše jako provizorní fixace, ale mohou být použity i jako permanentní fixátory u zlomenin, kde nehrozí velké zatížení, nebo když jsou chráněny dalším stabilizačním zařízením. Často se používají například k fixaci zlomenin prstů, lebky a kostí obličeje [73].

### 4.1.3 Intramedulární hřeby

Intramedulární hřeby (tyče) se využívají převážně k fixaci zlomenin dlouhých kostí, jako jsou kost stehenní, kost holenní a kost pažní. V podstatě se jedná o dlouhé tyče (hřeby), jenž se zavádějí do dřevňového kanálku kosti. Tyto hřeby se ve většině případů připevňují z obou stran pomocí šroubů, aby se zamezilo případnému zkracování nebo otáčení kostí. Stabilní fixace zajišťuje brzkou obnovu schopnosti chůze. V některých případech se hřeb i se šrouby po zahojení nevyndává [45,73].



**Obrázek 10:** Medicinální zařízení pro vnitřní fixaci zlomeniny. (a) Kostní plát použitý pro fixaci zlomeniny loketní kosti, (b) Intramedulární hřeb použitý pro fixaci zlomeniny holenní kosti, (c) Drát použitý pro fixaci zlomeniny článku prstu, (d) Šroub použitý pro fixaci zlomeniny krčku stehenní kosti; upraveno z [73].

Samotný zákrok pro zavádění hřebu je méně invazivní než v případě zavádění plátů, to má mnoho výhod, jako třeba: nižší čas vlastní operace, nižší riziko infekce a menší poškození okolní měkké tkáně. Poslední uvedená výhoda je obzvláště podstatná u pacientů trpících chronickými chorobami jako jsou například cukrovka, neuropatie a onemocnění periferních cév, protože jsou tito pacienti více náchylní ke komplikacím spojených s poškozením měkké tkáně. Další výhodou hřebů oproti jiným fixátorům je jejich unikátní design, který umožňuje malý pohyb kostních fragmentů, což urychluje hojení. Zároveň tento druh fixátoru přebírá pouze takovou část zátěže, že nedochází k již dříve zmíněnému stresovému stínění [45,73].

#### **4.1.4 Externí fixátory**

Externí fixátory se používají hlavně v případech, kdy není možné provést jinou metodu fixace, například z důvodu nestability pacienta nebo rozsáhlého poškození okolní měkké tkáně. Konkrétně se používá v případech otevřených nebo infikovaných zlomenin. Často se využívají jako dočasná fixace, která je po stabilizaci pacienta nahrazena vnitřní fixací, jako dočasné fixátory se využívají například při převozu zraněných vojáků do nemocnice [74].

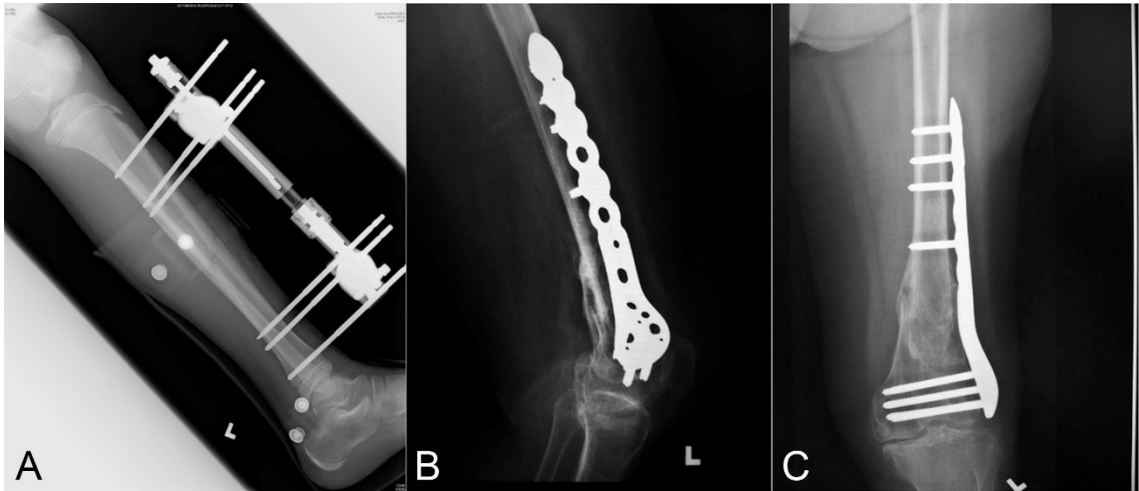
Mezi hlavní výhody externích fixátorů patří: dobrá a rychlá imobilizace kostních fragmentů, možnost upravovat pozici fixátoru i po operaci (umožňuje lepší hojení kosti) a menší invazivnost než v případě vnitřních fixátorů. Na druhou stranu mají i značné nevýhody, jako značné snížení mobility, nepohodlí pro pacienta a zvýšené riziko infekce v místě kde fixátor vstupuje do kůže. Využívají se například při fixaci zlomenin pánve, tříštivých zlomenin předloktí, v některých případech zlomenin pažní kosti (u obézních pacientů, nebo při závažné kontaminaci rány) a pro komplikované zlomeniny stehenní a holenní kosti (obzvláště poblíž kloubních ploch) [45,75].

Použití externích fixátorů není omezeno pouze na fixaci zlomenin v dnešní době se používají i k prodlužování končetin, osteotomii nebo pro opravu deformit kostí, které mohou být buďto genetické nebo vzniklé špatným srůstem kosti během léčby zlomeniny [45].

Existuje několik různých typů vnějších fixátorů. Obecně se však jedná o zařízení, jehož hlavním cílem je poskytnout dobrou stabilizaci s minimálním pohybem kostních fragmentů. Toho je dosaženo pomocí jeho konstrukce, jejíž základem je rám, který může být buďto ve tvaru jedné či více tyčí, nebo prstence (kruhové). K rámu jsou připevněny dráty nebo čepy, jenž prochází měkkou tkání, až ke kosti, kterou stabilizují. Kruhové fixátory jsou obzvláště oblíbené



při prodlužování končetin, jelikož umožňují pacientům nést váhu a zachovávají možnost částečného pohybu kloubů během průběhu léčby [75].



**Obrázek 11:** (A) Klasický vnější fixátor aplikovaný při zlomenině diafýzy holenní kosti; (B) a (C) vnitřní fixátory využitě pro fixaci distální zlomeniny stehenní kosti [71].

## 4.2 Totální endoprotéza kyčle

Artroplastika je chirurgický zákrok, jenž spočívá v náhradě poškozeného kloubu umělou kloubní náhradou. K poškození kloubu může vést několik důvodů, nejčastějšími jsou osteoartróza, revmatoidní artritida a úraz. Osteoartróza je jedním z nejčastějších onemocnění kyčelního a kolenního kloubu. Dochází během ní ke snížení elasticity chrupavky, což zvyšuje šanci na její poškození. Neléčení může vést až ke kontaktu mezi kostmi, to působí pacientu značnou bolest. Tato forma artritidy postihuje spíše starší pacienty. Další častou artritidou je revmatoidní artritida. V tomto případě se jedná o zánětlivou verzi, jenž často postihuje ženy ve věku mezi 40–60 let. Totální kloubní náhrada je často nejlepším řešením všech výše zmíněných problémů. Nejčastěji se s kloubními náhradami setkáváme u již dříve zmíněných kyčelních a kolenních kloubů, ale je možné provádět i náhradu ostatních kloubů, například: ramenních, loketních, prstních a kotníků [76,77].

Nerezová ocel se často využívá k výrobě dříků a hlavic pro úplnou náhradu kyčle, zde se využívá díky její vysoké pevnosti, dobré biokompatibilitě a nízké výrobní ceně. Vlastní kyčelní implantát se skládá ze dvou částí, jimiž jsou femorální komponenta a acetabulární komponenta. Femorální komponenta je tvořena dříkem, jenž je upevněn v stehenní kosti, a hlavicí, která je upevněna na konci dříku. Hlavice může být tvořena buďto kovem nebo keramikou a její funkcí je zapadat do jamky acetabulární komponenty, s kterou pak společně

fungují jako původní kloub. Acetabulární komponenta je tvořena miskou (z kovu nebo keramiky) a vložkou, jenž je většinou z nějakého polymerního materiálu [77,78].



**Obrázek 12:** Totální náhrada kyčelního kloubu: (A) femorální dřík, (B) část femorálního dříku s femorální hlavici a acetabulární miskou [77].

### 4.3 Náhrada krční meziobratlové ploténky

S bolestí zad nebo krku se za svůj život potkává velká část populace. Ve většině případů bolest s časem odezní, ale v některých případech zůstává a postupuje na chronickou. Bolest v těchto místech vzniká z mnoha různých příčin, jimiž mohou být: úraz, skolióza, zhoubné bujení, infekce, osteoporóza a degenerativní onemocnění ploténky. Nás zajímá konkrétně poslední příčina [79,80].

Degenerativní onemocnění plotének se nedá brát jako klasické onemocnění, jelikož bylo zjištěno, že se jedná spíše o následek stárnutí. Během degenerace plotének krční páteře dochází k jejich zmenšování, to má za následek bližší kontakt obratlů, to může vést až ke skřípnutí nervů procházejících mezi obratli, což následně způsobuje bolest, slabost nebo mravenčení v oblastech krku a horních končetin [80].

Nejznámějším způsobem léčby bolesti páteře je páteřní fúze, při níž se sloučí přilehlé obratle, za účelem zamezení pohybu, a tedy i bolesti. Nás ale více zajímá její alternativa, jíž je

totální náhrada meziobratlové ploténky, konkrétně krční. Jednou z možných náhrad této ploténky je zařízení zvané Prestige ST. Jedná se o protézu, která je tvořena dvěma díly z nerezové oceli, které jsou připevněny k přilehlým obratlům pomocí šroubů, mezi nimi se nachází kloubní spojení typu koule a mísky, což umožňuje pohyb podobný původní ploténce. Výhodou provedení tohoto zákroku je dosažení prakticky normální biomechanické funkce, což zároveň snižuje riziko dalších komplikací [80,81].



**Obrázek 13:** Náhrada krční ploténky Prestige ST [81].

#### 4.4 Stomatologie

Ve stomatologii se ocel využívá hlavně jako materiál pro konstrukci rovátek a korunek chránící mléčný chrup.

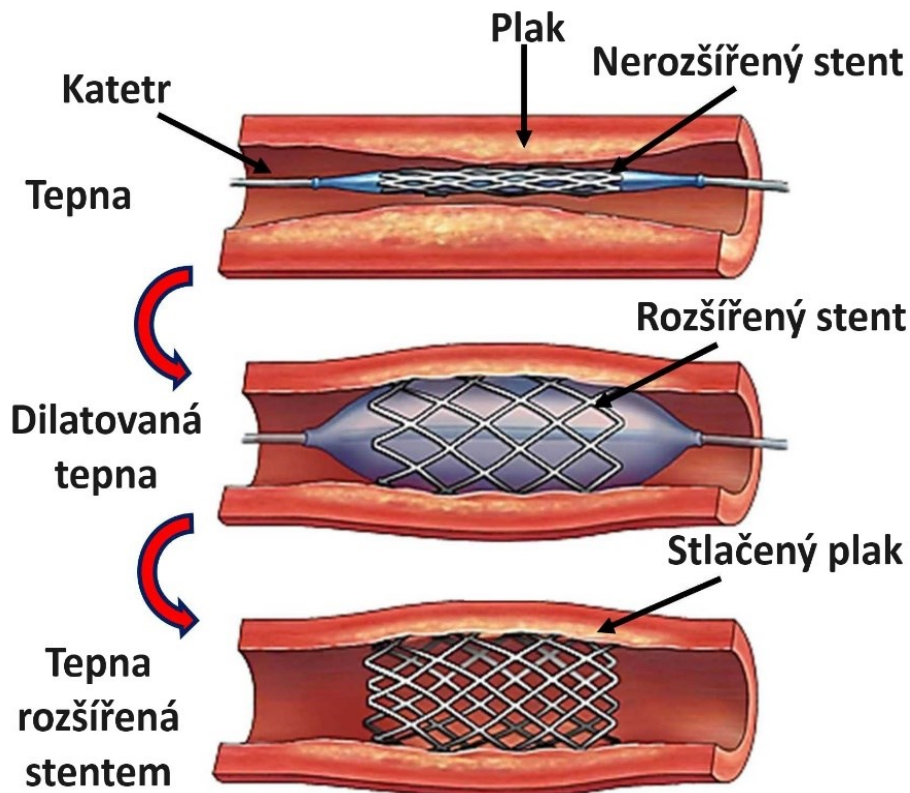
Rovátka jsou dočasný implantát, jehož hlavním účelem je estetická úprava zubů, a to jejich fixací, zarovnáním a v případě velkých mezer přiblížením. Jejich konstrukce se skládá z drátů, jenž jsou ve většině případů vyrobené z nerezové oceli [82].

Předčasná ztráta mléčného chrupu, například vlivem zubního kazu, může značně negativně ovlivnit vývoj permanentního chrupu. Z tohoto důvodu se v případě, kdy je mléčný zub dítěte značně poškozen, často používají k ochraně zbylé zubní tkáně zubní korunky z nerezové oceli, které zbylý zub chrání až do nahrazení zubem permanentním. Hlavními výhodami korunek z nerezové oceli jsou: odolnost, spolehlivost, dlouhá životnost, efektivnost a nízká výrobní cena [83].

## 4.5 Kardiovaskulární stenty

Jedním z nejčastějších důvodů úmrtí v moderním světě jsou ischemické srdeční choroby. Jedná se o onemocnění způsobená zúžením věnčitých tepen, jenž omezuje průchod krve. To může mít za následek projev angina pectoris nebo infarkt myokardu. K zúžení těchto tepen dochází vlivem usazování tukové tkáně na vnitřní straně endotelu, což vede k ucpávání a tvrdnutí tepen [84,85].

První možností léčby zúžení cév je medikace, ta je možná jen v případě, kdy se jedná o počáteční stádia nemoci. Dalším možným přístupem je perkutánní transluminální angioplastika (PTA). PTA je invazivní metoda, při níž se do cévy zavede speciální katetr s balónkem, který se v postiženém místě nafoukne, čímž dilatuje zúženou tepnu. Během této metody se často zavádí do postiženého místa stent. Posledním možným přístupem v obzvláště pokročilých případech, v nichž hrozí srdeční infarkt, je provedení koronárního bypassu. Při tomto potupu se vytváří nová trasa pro vedení krve kolem zúžených míst, pomocí štěpu, jenž se většinou odebírá z žil nohou nebo hrudních tepen. Obzvláště oblíbenou metodou pro léčbu zúžení cév je angioplastika se zavedením stentu [84].



Obrázek 14: Průběh perkutánní koronární intervence (PCI); upraveno z [84].

Kardiovaskulární stent je zařízení, jenž se využívá pro rozšíření zúžených cév. Jedná se o malou trubičku se síťovou strukturou. V kardiologii se využívá několik různých typů stentů, mezi něž patří stenty: kovové (BMS), uvolňující léčiva (DES), absorbovatelné a pro duální léčbu. Nás zajímají konkrétně BMS a DE, k jejichž výrobě se využívá nerezová ocel. Stenty z nerezové oceli mohou být buďto samoroztažitelné, nebo roztažitelné pomocí katetru s balónkem. Samoroztažitelné stenty z nerezové oceli se do daného místa dopravují ve speciálním pouzdře, přičemž se po jeho odejmutí samy roztáhnou vlivem své pružinové konstrukce [86,87].

#### **4.5.1 Kovové stenty (BMS)**

Jedná se o nepotažené kovové stenty, většinou vyrobené z nerezové oceli (konkrétně 316L). Pro zlepšení vlastností se tyto stenty často potahují tantalem nebo titanem, jenž zlepšují jejich korozivzdornost, biokompatibilitu a radioopacitu (viditelnost na rentgenových snímcích) [84,85].

Rozměry těchto stentů se pohybují mezi 2–4 mm v průměru a 8–38 mm na délku v závislosti na rozsahu postižené oblasti. Mezi hlavní výhody tohoto typu stentů patří: radioopacita, dobré mechanické vlastnosti, korozivzdornost a poměrně nízká výrobní cena. Jejich nevýhodami jsou možnost restenózy ve stentu (ISR) a zasahování do lumenu, což může mít negativní vliv na pacienta, například vznik infekce nebo rozvoj trombózy [84,85].

#### **4.5.2 Stenty uvolňující léčivo (DES)**

Tento typ stentu byl vyvinut jako odpověď na možné nežádoucí účinky BMS. Jejich základem je kovový stent, jenž je povlečen polymerním materiálem obsahujícím imunosupresivní a antiproliferační látky. Přítomnost těchto látek zmenšuje riziko ISR a vzniku zánětu [84,85].

Mezi používané léčiva v těchto stentech patří například sirolimus a paklitaxel. Sirolimus je imunosupresivum, které potlačuje zánět a brání buněčné proliferaci, zatímco paklitaxel funguje jako chemoterapeutikum, bránící dělení buněk. Nejnovější generace tohoto typu stentů obsahuje tři vrstvy polymeru, které zlepšují schopnost umístění a lépe potlačují prvotní zánětlivé reakce. DES sice řeší některé nevýhody BMS, ale na druhou stranu má také své mínusy, jako riziko pozdní trombózy stentu a podstatně dražší výrobní cenu [84].

## 4.6 Prostředky pro uzavírání ran

Nerezová ocel se využívá i pro výrobu prostředků k uzavírání ran, a to buďto jako šicí materiál pro klasické šití, nebo pro sešívání pomocí sešívачky a svorek.

### 4.6.1 Šicí materiál (sutura)

Volba správného šicího materiálu je velmi důležitá pro správné zhojení rány. Pro správnou volbu je zapotřebí znát vlastnosti a chování daného materiálu při kontaktu s živou tkání. Chirurg musí během volby brát v úvahu mnoho faktorů, jako: typ rány, věk a zdravotní stav pacienta, pravděpodobnost vzniku infekce a přibližnou dobu trvání zhojení rány. Podle vlastností a struktury se sutury dělí na: absorbovatelné a neabsorbovatelné, přírodní a syntetické, monofilamentní (jen jedno vlákno) a multifilamentní (více vláken spletených dohromady) [88].

V případě nerezové oceli se jedná o biologicky inertní neabsorbovatelný materiál, vykazující největší pevnost, ze všech používaných materiálů pro šití. Vyrábí se v obou provedeních, jak monofilamentním, tak i multifilamentním. Sutury z nerezové oceli se používá nejčastěji v ortopedii, ale můžeme se s nimi potkat i v jiných oblastech. Mezi konkrétní využití tohoto šicího materiálu patří: sešívání šlach a vazů, opravy kýly, uzavírání břišních a infikovaných ran nebo upevnění nitrooční čočky [88,89].

### 4.6.2 Chirurgické jehly

Jehly pro šití ran jsou běžně vyráběné z nerezové ocel, jenž poskytuje jehle dobrou pevnost, houževnatost a korozivzdornost. Chirurgické jehly musí být: dostatečně ostré, aby mohly bezpečně projít skrz sešívanou tkáň, bez zbytečného okolního poškození, schopné odolávat opakované sterilizaci a dostatečně stabilní při držení v jehelci (nástroj pro držení jehly při chirurgickém zákroku) [88].

V chirurgii se využívají dva různé typy jehel, jimiž jsou jehly ouškové a atraumatické. Ouškové jehly lze používat opakovaně (po sterilizaci) a vlastní šicí materiál je na ně zapotřebí navléknout, jejich hlavní výhodou je nižší cena. Druhým typem jehly je jehla atraumatická. Jedná se o jehlu jednorázovou, jenž se vyrábí s již připevněnou suturou. Mezi výhody tohoto typu jehly patří: menší poškození okolní tkáně, snazší manipulace a ostrost. Větší ostrost je způsobena hlavně tím, že se jedná o jehly na jedno použití, což je taky důvod, proč je využívání tohoto typu jehly dražší. Dále mohou mít jehly různé typu hrotu a tvaru těla. Typy hrotu se dělí

na: řezný, kuželovitý, zkosený a tupý. Podle tvaru těla se zase dělí na: rovné, polovičně zakřivené, zakřivené a složitě zakřivené (více zakřivené ve špičce) [88].

#### **4.6.3 Chirurgické sešíváčky**

Možnou alternativu ke klasickému šití poskytují chirurgické sešíváčky. Jejich hlavní výhodou je rychlost a efektivita, díky čemuž hrozí menší riziko vystavení infekce. Svorky používané v těchto nástrojích mohou být buďto neabsorbovatelné (nerezová ocel) nebo absorbovatelné. Výhoda použití svorek oproti klasickému šití spočívá nejen v rychlosti aplikace, ale i v lepších kosmetických výsledcích (menší jizvy) [88].

### **4.7 Chirurgické nástroje a nemocniční vybavení**

Chirurgické nástroje jsou nedílnou součástí každého chirurgického zákroku. Existuje mnoho chirurgických nástrojů určených pro různé činnosti, jejichž špatným používáním se může značně zkracovat jejich životnost. Všechny chirurgické nástroje by měly mít dobrou korozivzdornost a schopnost odolávat opakované sterilizaci. Právě tyto vlastnosti má nerezová ocel, která je nejpoužívanějším materiálem pro jejich výrobu [90].

Mimo chirurgických nástrojů se používá nerezová ocel i pro výrobu řady diagnostických nástrojů a dalších zařízení využívaných v medicíně, mezi ně patří například: IV stojany, jehly injekčních stříkačky, sondy, katedry, sterilizátory, kontejnery a nemocniční vozíčky a lůžka. Zároveň je i většina nábytku a ploch v nemocnicích vyrobena z nerezové oceli, a to hlavně kvůli již dříve zmíněným vlastnostem, jimiž jsou dobrá korozivzdornost, sterilita a nízká výrobní cena [91].

## ZÁVĚR

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo poskytnout základní informace o oceli, seznámení se s technologií její výroby a následně rozdělit a popsat druhy oceli využívané v medicíně v aplikacích.

V první části práce byly uvedeny základní informace o oceli. Mezi těmito informacemi byla uvedena základní definice oceli, její využití, informace o její produkci a vlastnosti, jež jsou z velké části ovlivněny její strukturou a konkrétním složením. Na konci první části byly popsány různé způsoby rozdělení ocelí v závislosti na jejím složení a využití.

Druhá část byla věnována popisu technologie výroby oceli. Nejprve byly popsány tři nejpoužívanější metody přípravy železa, jež je základní surovinou pro výrobu oceli. Těmito metodami jsou výroba surového železa ve vysoké peci, přímá redukce a tavná redukce železa. Největší pozornost byla věnována výrobě ve vysoké peci, jelikož se jedná o nejpoužívanější způsob. Na výrobu surového železa bylo navázáno popisem technologií pro výrobu surové oceli konkrétně v kyslíkových konvertorech a elektrických obloukových pecích. Dále zde byly popsány finální úpravy složení oceli, které se provádějí v rámci pánvové metalurgie a způsoby odlévání a tváření rafinované oceli.

Další část byla věnována požadovaným vlastnostem ocelí, jejich rozdělení a popisu druhů využívaných v medicíně v aplikacích. U vlastností byly popsány konkrétní požadavky na biokompatibilitu, mechanické vlastnosti, korozivzdornost, sterilitu a oseointegraci. Zároveň zde byly popsány i některé možnosti úpravy ocelí pro dosažení požadovaných vlastností. Pozornost byla věnována především korozivzdornosti, jelikož koroze je největší problém, se kterým se ocel používaná pro implantovatelná zařízení momentálně potýká. V druhé polovině této části byly popsány různé druhy ocelí, jež se v lékařském průmyslu využívají, jedná se o nerezové oceli austenitické, martenzitické, feritické, duplexní a precipitačně tvrzené.

Poslední, nejdůležitější část byla zaměřena na příklady využití oceli v medicíně v aplikacích. V této části byla hlavní pozornost věnována léčbě zlomenin pomocí kostních fixátorů, byl zde stručně popsán průběh hojení zlomenin kostí, druhy zlomenin a různá zařízení sloužící k jejich fixaci. Dále byla popsána i další implantovatelná zařízení konstruována z oceli, jimiž jsou totální endoprotéza kyčle, náhrada krční meziobratlové ploténky, rovnátka, zubní korunky a kardiovaskulární stenty. Také zde byly zmíněny prostředky pro uzavírání ran, chirurgické nástroje a nemocniční vybavení vyrobené z oceli.



## LITERATURA

- [1] WORLD STEEL ASSOCIATION. World Steel in Figures 2024. *World Steel Association*. [online]. c2024 [cit. 2024-06-01]. Dostupné z: <https://worldsteel.org/data/world-steel-in-figures-2024/>
- [2] MACHEK, Václav a SODOMKA, Jaromír. *Nauka o materiálu. 1. část, Struktury kovových materiálů*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2006. ISBN 80-01-03379-1.
- [3] MACHEK, Václav a SODOMKA, Jaromír. *Nauka o materiálu. 2. část, Kovy a kovové materiály*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2002. ISBN 80-01-02568-3.
- [4] BHADESHIA, H. K. D. H. a HONEYCOMBE, R. W. K. *Steels: microstructure and properties*. 3rd Edition. Oxford: Butterworth-Heinemann, c2006. ISBN 0-7506-8084-9.
- [5] Phasendiagramm von reinem Eisen. In: *Biancahoegel* [online]. Biancahoegel 2020. [cit. 2024-06-04]. Dostupné z: [https://www.biancahoegel.de/material/uemetall/eisen\\_phase.html](https://www.biancahoegel.de/material/uemetall/eisen_phase.html)
- [6] GREENWOOD, N. N. a EARNSHAW, A.. Iron, Ruthenium and Osmium. In: *Chemistry of the Elements*. 2nd Edition. Oxford: Elsevier, 1997. s. 1070–1078. [cit. 2024-06-04]. ISBN 978-0-7506-3365-9. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?RTQPMuFB>
- [7] WALKER, Robert Donald. Iron processing. In: *Encyclopedia Britannica* [online]. 18. 12. 2023 [cit. 2024-06-04]. Dostupné z: <https://www.britannica.com/technology/iron-processing>
- [8] TEC-SCIENCE. Influence of carbon on hardness and strength of steels. In: *Tec-science* [online]. 30. 6. 2018 [cit. 2024-06-05]. Dostupné z: <https://www.tec-science.com/material-science/iron-carbon-phase-diagram/influence-of-carbon-on-hardness-and-strength-of-steels/>
- [9] TEC-SCIENCE. Determination of microstructure and phase fractions in steels. In: *Tec-science* [online]. 30. 6. 2018 [cit. 2024-06-05]. Dostupné z: <https://www.tec-science.com/material-science/iron-carbon-phase-diagram/determination-of-microstructure-and-phase-fractions/>
- [10] ČSN 42 0002. *Číselné označování a rozdělení ocelí ke tváření*. Praha: Československý normalizační institut, 1976.

- [11] DRAXLER, Monika, SCHENK, Johannes, BÜRGLER, Thomas a SORMANN, Axel. The Steel Industry in the European Union on the Crossroad to Carbon Lean Production—Status, Initiatives and Challenges. *BHM Berg- und Hüttenmännische Monatshefte* [online]. 2020, **165** (5), 1–6. [cit. 2024-06-06]. ISSN 1613-7531. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00501-020-00975-2>
- [12] JESS, Andreas a WASSERSCHIED, Peter. Coke and Steel. In: *Chemical Technology - From Principles to Products*. 2nd Edition. Weinheim: John Wiley & Sons, 2020. s. 591–609. [cit. 2024-06-06]. ISBN 978-3-527-34421-5. Dostupné z: <https://app.knovel.com/kn/resources/kpCTFPPE02/toc>
- [13] TEC-SCIENCE. Ironworks. In: *Tec-science* [online]. 21. 6. 2018 [cit. 2024-06-06]. Dostupné z: <https://www.tec-science.com/material-science/steel-making/iron-works/>
- [14] DUNNE, Robert C., KAWATRA, S. Komar a YOUNG, Courtney A.. Ironmaking. In: *SME Mineral Processing & Extractive Metallurgy Handbook*. Englewood: Society for Mining, Metallurgy, and Exploration (SME), 2019. s. 1781–1796. [cit. 2024-06-06]. ISBN 978-0-87335-385-4. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?wdRIJo85>
- [15] BARTOŠ, Libor. *Strojírenská technologie: Technické železo*. Projekt. Lipová-lázně: Odborné učiliště a Praktická škola, 2007. [cit. 2024-06-6] Dostupné z: <https://oulipova.cz/storage/user-70/module-349/strojirenska-technologie-technicke-zelezo-1roc-15851552300phpbkna8t.pdf>
- [16] TEC-SCIENCE. Blast furnace process. In: *Tec-science* [online]. 21. 6. 2018 [cit. 2024-06-06]. Dostupné z: <https://www.tec-science.com/material-science/steel-making/blast-furnace-process/>
- [17] SABERIAN, Mohammad, ZHANG, Jingxuan, GAJANAYAKE, Akvan, LI, Jie, ZHANG, Guomin a BOROJENI, Mahdi. Life cycle assessment (LCA) of concrete containing waste materials: comparative studies. In: *Handbook of Sustainable Concrete and Industrial Waste Management*. Cambridge: Elsevier, 2022. s. 637–659. [cit. 2024-06-06] ISBN 978-0-12-821730-6. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-821730-6.00007-3>
- [18] HARRAZ, Hassan. *A REVIEW OF IRONMAKING BY DIRECT REDUCTION PROCESSES: Quality Requirements and sustainability*. [Přednáška]. Tanta: Tanta University, Geology Department, listopad 2023. [cit. 2024-06-07] Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/375552712\\_A\\_REVIEW\\_OF\\_IRONMAKING\\_BY\\_DIRECT\\_REDUCION\\_PROCESSES\\_Quality\\_Requirements\\_and\\_sustainability](https://www.researchgate.net/publication/375552712_A_REVIEW_OF_IRONMAKING_BY_DIRECT_REDUCION_PROCESSES_Quality_Requirements_and_sustainability)

- [19] GOJIĆ, M. a KOŽUH, S.. Development of Direct Reduction Process and Smelting Reduction Processes for the Steel Production. *Kemija u industriji* [online]. 2006, **55**(1), s. 1–10. [cit. 2024-06-07]. ISSN 1334-9090. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/26415999\\_Development\\_of\\_Direct\\_Reduction\\_Process\\_and\\_Smelting\\_Reduction\\_Processes\\_for\\_the\\_Steel\\_Production](https://www.researchgate.net/publication/26415999_Development_of_Direct_Reduction_Process_and_Smelting_Reduction_Processes_for_the_Steel_Production)
- [20] INTERNATIONAL IRON METALLICS ASSOCIATION. DRI production. In: *Metallics* [online]. [cit. 2024-06-07]. Dostupné z: <https://www.metallics.org/dri-production.html>
- [21] TEC-SCIENCE. Direct reduced iron process. In: *Tec-science* [online]. 21. 6. 2018 [cit. 2024-06-07]. Dostupné z: <https://www.tec-science.com/material-science/steel-making/direct-reduced-iron-dri-process/>
- [22] ZERVAS, T., MCMULLAN, J.T. a WILLIAMS, B.C.. Direct smelting and alternative processes for the production of iron and steel. *International Journal of Energy Research* [online]. 1996, **20**(12), s. 1027–1136. [cit. 2024-06-07]. ISSN 1099-114X. Dostupné z: [https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/%28SICI%291099-114X%28199612%2920%3A12%3C1103%3A%3AAID-ER270%3E3.0.CO%3B2-M?saml\\_referrer](https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1002/%28SICI%291099-114X%28199612%2920%3A12%3C1103%3A%3AAID-ER270%3E3.0.CO%3B2-M?saml_referrer)
- [23] WONDRIS, E., NUTTING, Jack a WENTE, Edward F.. steel. In: *Encyclopedia Britannica* [online]. 24. 6. 2024 [cit. 2024-06-08]. Dostupné z: <https://www.britannica.com/technology/steel>.
- [24] TEC-SCIENCE. From pig iron to crude steel. In: *Tec-science* [online]. 21. 6. 2018 [cit. 2024-06-08]. Dostupné z: <https://www.tec-science.com/material-science/steel-making/from-pig-iron-to-crude-steel/>
- [25] KOPELIOVICH, Dmitri. Basic Oxygen Furnace (BOF). In: *Substances & Technologies* [online]. 13. 12. 2023 [cit. 2024-06-08]. Dostupné z: [https://www.substech.com/dokuwiki/doku.php?id=basic\\_oxygen\\_furnace\\_bof](https://www.substech.com/dokuwiki/doku.php?id=basic_oxygen_furnace_bof)
- [26] BAŽAN, Jiří a SOCHA, Ladislav. *ZÁKLADY TEORIE A TECHNOLOGIE VÝROBY ŽELEZA A OCELI: Část II - Základy teorie a technologie výroby oceli*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Fakulta metalurgie a materiálového inženýrství, 2013. [cit. 2024-06-08] ISBN 978-80-248-3353-8. Dostupné z: [http://katedry.fmmi.vsb.cz/Modin\\_Animace/Opory/02\\_Metalurgicke\\_inzenyrstvi/05\\_Zaklady\\_teorie\\_a\\_technologie\\_vyroby\\_zeleza\\_a\\_oceli\\_II\\_Zaklady\\_teorie\\_a\\_technologie\\_vyroby\\_oceli/Bazan\\_Vyroba\\_zeleza\\_a\\_ocel\\_II.pdf](http://katedry.fmmi.vsb.cz/Modin_Animace/Opory/02_Metalurgicke_inzenyrstvi/05_Zaklady_teorie_a_technologie_vyroby_zeleza_a_oceli_II_Zaklady_teorie_a_technologie_vyroby_oceli/Bazan_Vyroba_zeleza_a_ocel_II.pdf)

- [27] SINGH, Ramesh. Production of steel. In: *Applied Welding Engineering - Processes, Codes, and Standards*. 3rd Edition. Cambridge: Elsevier, 2020. s. 35–53. [2024-06-09]. ISBN: 978-0-12-821348-3. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?P45IIQ5r>
- [28] FISHER, Lucy V. a BARRON Andrew R.. The recycling and reuse of steelmaking slags — A review. *Resources, Conservation and Recycling* [online]. 2019, **146**(10), s. 244–255. [cit. 2024-06-09]. ISSN 1879-0658. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.resconrec.2019.03.010>
- [29] HUGILL, J.T.. High purity oxygen for steel making. *The Canadian Journal of Chemical Engineering* [online]. 1958, **36**(4), s. 169–174. [cit. 2024-06-09]. ISSN 1939-019X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/cjce.5450360404>
- [30] EMI, Toshihiko. Steelmaking Technology for the Last 100 Years: Toward Highly Efficient Mass-Production Systems for High-Quality Steels. *Tetsu-to-Hagane* [online]. 2014, **100**(1), s. 31–58. [cit. 2024-06-09]. ISSN 1883-2954. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/270787222\\_Steelmaking\\_Technology\\_for\\_the\\_Last\\_100\\_Years\\_Toward\\_Highly\\_Efficient\\_Mass-Production\\_Systems\\_for\\_High-Quality\\_Steels](https://www.researchgate.net/publication/270787222_Steelmaking_Technology_for_the_Last_100_Years_Toward_Highly_Efficient_Mass-Production_Systems_for_High-Quality_Steels)
- [31] LIU, Zhao, CHENG, Shusen a PENG, Jipeng. Simulation of Fluid Flow in the Top–Bottom Combined Blowing Converter. *Metals* [online]. 2024, **14**(1):56. [cit. 2024-06-09]. ISSN 2075-4701. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/2624698>
- [32] LAIWU IRON & STEEL GROUP CO LTD. Top-bottom combined blowing converter steel-making method. Inventors: LI, Jianping, LI, Jun, ZHANG, Xuemin, JIANG, Xingchen, ZHANG, Yongqing, HU, Xiaohong, ZHAO, Shengong, HAN, Ruwen, LI, Song, LIU, Zhimin, JI, Ruidong a MOU, Haili. CN 201310441270 A. 1. 1. 2014. Dostupné z: <https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/049825183/publication/CN103484594A?q=CN103484594A>
- [33] COLPAERT, Hubertus. Processes in Steel Production. In: *Metallography of Steels - Interpretation of Structure and the Effects of Processing*. Materials Park, Ohio: ASM International, 2018. s. 9–24. [cit. 2024-06-10]. ISBN 978-1-62708-148-1. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?hYxgb9uZ>
- [34] SATYENDRA. Design Features of an AC Electric Arc Furnace. In: *IspatGuru* [online]. 24. 2. 2015 [cit. 2024-06-10]. Dostupné z: <https://www.ispatguru.com/design-features-of-an-ac-electric-arc-furnace/>

- [35] SPORCHIA, Matteo. ELECTRIC ARC FURNACE AC (PART 1) Layout & Components. In: *LinkedIn* [online]. 8. 5. 2019 [cit. 2024-06-10]. Dostupné z: <https://www.linkedin.com/pulse/electric-arc-furnace-ac-part-1-layout-components-matteo-sporchia-1f>
- [36] TEC-SCIENCE. From crude steel to steel. In: *Tec-science* [online]. 21. 6. 2018 [cit. 2024-06-11]. Dostupné z: <https://www.tec-science.com/material-science/steel-making/from-crude-steel-to-steel/>
- [37] SATYENDRA. Ladle Metallurgy. In: *IspatGuru* [online]. 23. 4. 2014 [cit. 2024-06-11]. Dostupné z: <https://www.ispatguru.com/ladle-metallurgy/>
- [38] KOPELIOVICH, Dmitri. Ladle refining. In: *Substances & Technologies* [online]. 13. 12. 2023 [cit. 2024-06-11]. Dostupné z: [https://www.substech.com/dokuwiki/doku.php?id=ladle\\_refining](https://www.substech.com/dokuwiki/doku.php?id=ladle_refining)
- [39] LINNERT, George E. Types of Steel and Their Manufacture. In: *Welding Metallurgy - Carbon and Alloy Steels, Volume I – Fundamentals*. 4th Edition. Miami: American Welding Society, 1994. s. 360–439. [cit. 2024-06-11]. ISBN 978-0-87171-457-2. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?wBgVwNpj>
- [40] SATYENDRA. Electroslag Remelting Process. In: *IspatGuru* [online]. 7. 3. 2020 [cit. 2024-06-11]. Dostupné z: <https://www.ispatguru.com/electroslag-remelting-process/>
- [41] TEC-SCIENCE. From steel to semi-finished products. In: *Tec-science* [online]. 21. 6. 2018 [cit. 2024-06-12]. Dostupné z: <https://www.tec-science.com/material-science/steel-making/steel-semi-finished-products-continuous-ingot-casting/>
- [42] MICHALEK, Karel, SOCHA, Ladislav, ADOLF, Zdeněk a BAŽAN, Jiří. *RAFINACE A ODLÉVÁNÍ OCELI*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Fakulta metalurgie a materiálového inženýrství, 2013. [cit. 2024-06-12] ISBN 978-80-248-3351-4. Dostupné z: [http://katedry.fimmi.vsb.cz/Modin\\_Animace/Opory/02\\_Metalurgicke\\_inzenyrstvi/03\\_Rafinace\\_a\\_odlevani\\_oceli/Michalek\\_Socha\\_Rafinace\\_a\\_odlevani\\_oceli.pdf](http://katedry.fimmi.vsb.cz/Modin_Animace/Opory/02_Metalurgicke_inzenyrstvi/03_Rafinace_a_odlevani_oceli/Michalek_Socha_Rafinace_a_odlevani_oceli.pdf)
- [43] OCELÁŘSKÁ UNIE. Jak se vyrábí a zpracovává ocel. In: *ocelarskaunie* [online]. 12. 10. 2018 [cit. 2024-06-12]. Dostupné z: <https://www.ocelarskaunie.cz/jak-se-vyrabi-a-zpracovava-ocel/>
- [44] GURAPPA, I.. Characterization of different materials for corrosion resistance under simulated body fluid conditions. *Materials Characterization* [online]. 2002, **49**(1), s. 73–79. [cit. 2024-06-13]. ISSN 1873-4189. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S1044-5803\(02\)00320-0](https://doi.org/10.1016/S1044-5803(02)00320-0)

- [45] LANE, J. M., MAIT, J. E., UNNANUNTANA, A., HIRSCH, B. P., SHAFFER, A. D. a SHONUGA, O. A.. Materials in Fracture Fixation. In: DUCHEYNE, Paul. *Comprehensive biomaterials*. Volume 6. Amsterdam: Elsevier, c2011. s. 219–235. ISBN 978-0-08-055302-3.
- [46] SULTANA, Nusrat, NISINA, Yuta a NIZAMI, Mohammed Zahedul Islam. Surface Modifications of Medical Grade Stainless Steel. *Coatings* [online]. 2024, **14**(3):248, s. 1–36. [cit. 2024-06-13]. ISSN 2079-6412. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/378362257\\_Surface\\_Modifications\\_of\\_Medical\\_Grade\\_Stainless\\_Steel](https://www.researchgate.net/publication/378362257_Surface_Modifications_of_Medical_Grade_Stainless_Steel)
- [47] HANAWA, Takao. Research and development of metals for medical devices based on clinical needs. *Science and Technology of Advanced Materials* [online]. 2012, **13**(6):064102. [cit. 2024-06-13]. ISSN 1878-5514. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1468-6996/13/6/064102>
- [48] TALHA, Mohd, BEHERA, C. K. a SINHA, O. P.. A review on nickel-free nitrogen containing austenitic stainless steels for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2013, **33**(7), s. 3563–3575. [cit. 2024-06-13]. ISSN 0928-4931 Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.06.002>
- [49] MUTLU, Ilven a OKTAY, Enver. Characterization of 17-4 PH stainless steel foam for biomedical applications in simulated body fluid and artificial saliva environments. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2013, **33**(3), s. 1125–1131. [cit. 2024-06-13]. ISSN 0928-4931 Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2012.12.004>
- [50] HIROMOTO, Sachiko. Corrosion of metallic biomaterials. In: NIINOMI, Mitsuo. *Metals for Biomedical Devices*. 2nd Edition. Cambridge: Elsevier, 2019. s. 131–152. [cit. 2024-06-14]. ISBN 978-0-08-102666-3. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102666-3.00004-3>
- [51] ASSOCIATION FOR MATERIALS PROTECTION AND PERFORMANCE. Forms of Corrosion. In: *AMPP* [online]. [cit. 2024-06-14]. Dostupné z: <https://www.ampp.org/technical-research/what-is-corrosion/forms-of-corrosion#crevice>
- [52] XU, Yihan, LI, Yihan, CHEN, Tianyan, DONG, Chuanyao, ZHANG, Kan a BAO Xingfu. A short review of medical-grade stainless steel: Corrosion resistance and novel techniques. *Journal of Materials Research and Technology* [online]. 2024, **29**(9), s. 2788–2798. [cit. 2024-06-14]. ISSN 2214-0697. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2024.01.240>

- [53] BROOKS, Emily K., BROOKS, Richard P. a EHRENSBERGER, Mark T.. Effects of simulated inflammation on the corrosion of 316L stainless steel. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2017, **71**, s. 200–205. [cit. 2024-06-14]. ISSN 0928-4931 Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.10.012>
- [54] NARAYAN, Roger J. Medical Implant Material. In: *ASM Handbook, Volume 23 - Materials for Medical Devices*. Materials Park, Ohio: ASM International, 2012. s. 198–210. [cit. 2024-06-14]. ISBN 978-1-61503-827-5. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?TsCIQmDj>
- [55] YANG, Ke a YIBIN, Ren. Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications. *Science and Technology of Advanced Materials* [online]. 2009, **11**(1):014105. [cit. 2024-06-14]. ISSN 1878-5514. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1468-6996/11/1/014105>
- [56] YUSUF, Shahir Mohd, NIE, Mengyan, CHEN, Ying, YANG, Shoufeng a GAO, Nong. Microstructure and corrosion performance of 316L stainless steel fabricated by Selective Laser Melting and processed through high-pressure torsion. *Journal of Alloys and Compounds* [online]. 2018, **763**, s. 360–375. [cit. 2024-06-14]. ISSN 1873-4669. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2018.05.284>
- [57] LI, Chaojiang, LIU, Depiao, LIU, Guodong, LIU, Shenggui, JIN, Xin a BAI, Yuchao. Surface characteristics enhancement and morphology evolution of selective-laser-melting (SLM) fabricated stainless steel 316L by laser polishing. *Optics & Laser Technology* [online]. 2023, **162**(2):109246. [cit. 2024-06-14]. ISSN 1879-2545. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2023.109246>
- [58] LIU, Qian, LU, Jiajun, LUO, Zairan, YI, Jiang, HE, Minglin, ZHAO, Yonghua a WANG, Shuai. Enhancing corrosion resistance of additively manufactured 316L stainless steel by fabricating pillar arrays. *Materials & Design* [online]. 2023, **230**:111940. [cit. 2024-06-14]. ISSN 1873-4197. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.111940>
- [59] GOVINDARAJ, Subhashini a MUTHURAMAN, Meenakshi Sundaram. Systematic Review on Sterilization Methods of Implants and Medical Devices. *International Journal of ChemTech Research* [online]. 2015, **8**(2), s. 897–911. [cit. 2024-06-15]. ISSN 0974-4290 Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/278242593\\_Systematic\\_Review\\_on\\_Sterilization\\_Methods\\_of\\_Implants\\_and\\_Medical\\_Devices](https://www.researchgate.net/publication/278242593_Systematic_Review_on_Sterilization_Methods_of_Implants_and_Medical_Devices)
- [60] STERIS. What is Medical Device Reprocessing. In: *steris* [online]. 14. 2. 2020 [cit. 2024-06-15]. Dostupné z: <https://www.steris.com/healthcare/knowledge-center/infection-prevention/what-is-medical-device-reprocessing>

- [61] LEROUGE, S. Sterilization and cleaning of metallic biomaterials. In: NIINOMI, Mitsuo. *Metals for Biomedical Devices*. 2nd Edition. Cambridge: Elsevier, 2019. s. 405–428. [cit. 2024-06-15]. ISBN 978-0-08-102666-3. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102666-3.00016-X>
- [62] JAYESH R. S. a DHINAKARSAMY V. Osseointegration. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences* [online]. 2015, 7(Suppl 1), s. 226–229. [cit. 2024-06-15]. ISSN 0975-7406 Dostupné z: <https://journals.lww.com/jpbs/fulltext/2015/07001/osseointegration.63.aspx>
- [63] LIU, Yu, RATH, Björn, TINGART, Markus a ESCHWEILER, Jörg. Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* [online]. 2019, 108(3), s. 470–484. [cit. 2024-06-15]. ISSN 1552-4965 Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36829>
- [64] URY, Nicholas, FIRDOSY, Samad a RAV, Vilupanur. Additive Manufacturing of Stainless Steel Biomedical Devices. In: NARAYAN, Roger J.. *ASM Handbook®*, Volume 23A - Additive Manufacturing in Biomedical Applications. Materials Park, Ohio: ASM International, 2022. s. 164–175. [cit. 2024-06-15]. ISBN 978-1-62708-390-4. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?vArZ5cmP>
- [65] KIM, Tiffany, SEE, Wang, Carmine, LI, Xiaochun a ZHU, Donghui. Orthopedic implants and devices for bone fractures and defects: Past, present and perspective. *Engineered Regeneration* [online]. 2020, 1(Suppl 4), s. 6–18. [cit. 2024-06-15]. ISSN 2666-1381. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.engreg.2020.05.003>
- [66] ANDERSEN, Philip J.. Stainless Steels. In: WAGNER, William R., ZHANG, Guigen, SAKIYAMA-ELBERT, Shelly E. a YASZEMSKI, Michael J.. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine*. 4th Edition. London: Elsevier, 2020. s. 249–255. [cit. 2024-06-16]. ISBN 978-0-12-816137-1. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?GZTX3Li5>
- [67] MURPHY, Y. V.. Use of Stainless Steels in Medical Applications. In: SHRIVASTAVA, Sanjay. *Medical Device Materials I - Proceedings from the 2003 Materials & Processes for Medical Devices Conference*. Materials park, Ohio: ASM International, 2004. s. 289–293. [cit. 2024-06-16]. ISBN 978-0-87170-798-7. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?NwkUo1O8>



- [68] HAMMOOD, Ali Sabea. Duplex Stainless Steel in Biomedical Applications. *International Journal of Chemical Sciences* [online]. 2020, **18**(4), s. 5. [cit. 2024-06-17]. ISSN 0972-768X. Dostupné z: <https://www.tsijournals.com/articles/duplex-stainless-steel-in-biomedical-applications.pdf>
- [69] MAYO FOUNDATION. Medical devices including duplex stainless steel. Inventors: SANDHU, Gurpreet S., SIMARI, Robert D., HOLMES, David R., DRAGOMIR-DAESCU M. Dan a PARAKKA, Anthony P. EP 2575674 A2. 10. 4. 2013.
- [70] DAVIS, J. R.. Metallic Materials. In: *Handbook of Materials for Medical Devices*. Materials park, Ohio: ASM International, 2003. s. 21–50. [cit. 2024-06-17]. ISBN 978-0-87170-790-1. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?LgpuiD6D>
- [71] TIAN, Li, TANG, Ning, NGAI, To, WU, Chi, RUAN, Yechun, HUANG, Le a QIN, Ling. Hybrid fracture fixation systems developed for orthopaedic applications: A general review. *Journal of Orthopaedic Translation* [online]. 2019, **16**, s. 1–13. [cit. 2024-06-18]. ISSN 2214-0328. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.06.006>
- [72] KIM, Tiffany, SEE, Carmine Wang, LI, Xiaochun a ZHU, Donghui. Orthopedic implants and devices for bone fractures and defects: Past, present and perspective. *Engineered Regeneration* [online]. 2020, **1**(Suppl 4), s. 6–18. [cit. 2024-06-18]. ISSN 2666-1381. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.engreg.2020.05.003>
- [73] LI, Junlei, QIN, Ling, YANG, Ke, MA, Zhijie, WANG, Yongxuan, CHENG, Liangliang a ZHAO, Dewei. Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. *Journal of Materials Science & Technology* [online]. 2020, **36**, s. 190–208. [cit. 2024-06-18]. ISSN 1941-1162. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.07.024>
- [74] FRIIS, E. A., DECOSTER, T. A. a THOMAS J. C.. Mechanical testing of orthopaedic implants for fracture fixation and in the spine. In: FRIIS, Elizabeth. *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants*. Cambridge: Elsevier, 2017. s. 130–141. [cit. 2024-06-19]. ISBN 978-0-08-100286-5. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?FBDj8NTD>
- [75] HADEED, Andrew, WERNTZ, Ryan L. a VARACALLO Matthew. External Fixation Principles and Overview. In: *National Center for Biotechnology Information*. [online] Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan-. 4. 8. 2023 [cit. 2024-06-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547694/>

- [76] HUSSAIN, Omar, SALEEM, Sheikh Shahid a AHMAD, Babar. Implant materials for knee and hip joint replacement: A review from the tribological perspective. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* [online]. 2019, **561**(1):012007. [cit. 2024-06-20]. ISSN 1757-899X. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/337197262\\_Implant\\_materials\\_for\\_knee\\_and\\_hip\\_joint\\_replacement\\_A\\_review\\_from\\_the\\_tribological\\_perspective](https://www.researchgate.net/publication/337197262_Implant_materials_for_knee_and_hip_joint_replacement_A_review_from_the_tribological_perspective)
- [77] FRIIS, E. A., TSAO A. K., TOPOLESKI, L. D. Timmie a JONES, L. C.. Fundamentals of mechanical testing of orthopedic implants. In: FRIIS, Elizabeth. *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants*. Cambridge: Elsevier, 2017. s. 2–15. [cit. 2024-06-20]. ISBN 978-0-08-100286-5. Dostupné z: <https://app.knovel.com/s.v?3fJxmKht>
- [78] MEROLA, Massimiliano a AFFATATO, Saverio. Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials* [online]. 2019, **12**(3):495. [cit. 2024-06-20]. ISSN 2075-4701. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/330902868\\_Materials\\_for\\_Hip\\_Prostheses\\_A\\_Review\\_of\\_Wear\\_and>Loading\\_Considerations](https://www.researchgate.net/publication/330902868_Materials_for_Hip_Prostheses_A_Review_of_Wear_and>Loading_Considerations)
- [79] SONG, Kyung-Jin a CHOI, Byeong-Yeol. Current Concepts of Anterior Cervical Discectomy and Fusion: A Review of Literature. *Asian Spine Journal* [online]. 2014, **8**(4), s. 531–539. [cit. 2024-06-20]. ISSN 1976-1902. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/265343953\\_Current\\_Concepts\\_of\\_Anterior\\_Cervical\\_Discectomy\\_and\\_Fusion\\_A\\_Review\\_of\\_Literature](https://www.researchgate.net/publication/265343953_Current_Concepts_of_Anterior_Cervical_Discectomy_and_Fusion_A_Review_of_Literature)
- [80] VICARS, R., HALL, R. a FISHER, J. Wear: Total Intervertebral Disc Prostheses. In: DUCHEYNE, Paul. *Comprehensive biomaterials*. Volume 6. Amsterdam: Elsevier, c2011. s. 191–205. ISBN 978-0-08-055302-3.
- [81] EISNER, Walter. Medtronic's Prestige Cervical Disc Bests Fusion. In: *Orthopedics This Week* [online]. 13. 12. 2013 [cit. 2024-06-20]. Dostupné z: <https://ryortho.com/breaking/medtronics-prestige-cervical-disc-bests-fusion/>
- [82] SAHA, Sudip a ROY, Sougata. Metallic Dental Implants Wear Mechanisms, Materials, and Manufacturing Processes: A Literature Review. *Metals* [online]. 2023, **16**(1):161. [cit. 2024-06-21]. ISSN 2075-4701. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma16010161>
- [83] AMLANI, Dharanishi V. a BRIZUELA, Melina. Stainless Steel Crowns in Primary Dentition. In: *National Center for Biotechnology Information*. [online] Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan-. 19. 3. 2023 [cit. 2024-06-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK574547/>

- [84] KOREI, Nima, SOLOUK, Atefeh, NAZARPAK, Masoumeh Haghbin, NOURI, Alireza. A review on design characteristics and fabrication methods of metallic cardiovascular stents. *Materials Today Communications* [online]. 2022, **31**:103467. [cit. 2024-06-21]. ISSN 2352-4928. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2022.103467>
- [85] FU, Jiayin, SU, Yingchao, QIN, Yi-Xian, ZHENG, Yufeng, WANG, Yadong a ZHU, Donghui. Evolution of metallic cardiovascular stent materials: A comparative study among stainless steel, magnesium and zinc. *Biomaterials* [online]. 2020, **230**:119641. [cit. 2024-06-21]. ISSN 1878-5905. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2019.119641>
- [86] KAPNISIS, Konstantinos, CONSTANTINIDES, Georgios, GEORGIU, Harry, CRISTEA, Daniel, GABOR, Camelia, MUNTEANU, Daniel, BROTT, Brigitta, ANDERSON, Peter, LEMONS, Jack a ANAYIOTOS, Andreas. Multi-scale mechanical investigation of stainless steel and cobalt-chromium stents. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2014, **40**, s. 240–251. [cit. 2024-06-21]. ISSN 1878-0180. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.010>
- [87] QIN, Feng a PANETTA, Thomas F. Vascular Stents. In: MOORE, Wesley S. a AHN, Samuel S. *Endovascular Surgery*. 4th Edition. Filadelfie: Elsevier, 2011. s. 89–105. ISBN 978-1-4160-6208-0. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-1-4160-6208-0.10010-2>
- [88] DART, A. J. a DART C. M.. Suture Material: Conventional and Stimuli Responsive. In: DUCHEYNE, Paul. *Comprehensive biomaterials*. Volume 6. Amsterdam: Elsevier, c2011. s. 573–587. ISBN 978-0-08-055302-3.
- [89] RAM, Jagat, GUPTA, Nishant, CHAUDHARY, Manish a VERMA, Neelam. A new surgical technique using steel suture for trans-scleral fixation of posterior chamber intraocular lenses. *Indian Journal of Ophthalmology* [online]. 2013, **61**(12), s. 749–751. [cit. 2024-06-22]. ISSN 1998-3689. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/236338634\\_A\\_new\\_surgical\\_technique\\_using\\_steel\\_suture\\_for\\_trans-scleral\\_fixation\\_of\\_posterior\\_chamber\\_intraocular\\_lenses](https://www.researchgate.net/publication/236338634_A_new_surgical_technique_using_steel_suture_for_trans-scleral_fixation_of_posterior_chamber_intraocular_lenses)
- [90] ARASTU, Ali a MALIK, Tariq. Surgical instruments. In: ABD-ELSAYED, Alaa. *Sacroiliac Joint Techniques*. 1st Edition. Filadelfie: Elsevier, 2023. s. 6–34. [cit. 2024-06-23]. ISBN 978-0-323-87754-1. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-87754-1.00011-9>

- [91] BOYD, Anne H. a HYLWA, Sara A.. Nickel release from surgical instruments and operating room equipment. *Dermatology Online Journal* [online]. 2018, **24**(4):3. [cit. 2024-06-23]. ISSN 1087-2108. Dostupné z: <https://doi.org/10.5070/D3244039353>